هجدهمین کنفرانس دینامیک شاره‌ها FDC۲۰۱۹
مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، ۷-۵ شهریور ۱۳۹۸

ساخت و بررسی آزمایشگاهی میکروپمپ ترموپلاستیکی چند لایه با کانال دارای دیفیوزر و نازل

هانیه رسولی
دانشجو کارشناسی مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد.
مرکز تحقیقات ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد.
Hani.rasooli@yahoo.com

الیاس رمضانی فرد
دانشجو کارشناسی مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد.
مرکز تحقیقات ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد.
Ramezani.riazi@gmail.com

محمد پسندیده فرد
استاد گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد.
mpfard@um.ac.ir

سید علی موسوی شائق
استادیار مرکز تحقیقات ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد.
mousavisha@mums.ac.ir

چکیده

پژوهش‌های بسیاری برای ساخت انواع میکروپمپ‌های مکانیکی که دارای مکانیزم، جنس و عملگرهای متفاوت‌اند، صورت‌گرفته است. میکروپمپ‌ها دارای لایه‌های متفاوتی هستند و تحریک لایه میانی نقش اساسی در پمپ سیال دارد. لایه های میکروپمپ از طریق فرآیندهای گرمایی به یکدیگر چسبانده می‌شوند. میکروپمپ‌ها از نظر مکانیزم عملکردی و نوع محرک غشا میانی به چندین نوع تقسیم می‌گردند. یک نوع از این میکروپمپ‌ها، دارای کانال همگرا و واگرا به همراه یک محفظه است. مکانیزم عملکرد این میکروپمپ‌ها بصورتی است که با اعمال فشار بر روی غشا میانی و ایجاد افت هدهای متفاوت توسط کانال‌های همگرا و واگرا بر روی سیال، سیال پمپ می‌گردد. میکروپمپی که در این آزمایش طراحی و ساخته شده است دارای کانال‌های همگرا و واگرا و جنس لایه‌های آن از مواد گرمانرم پلاستیکی است. همچنین برای تحریک غشا میانی از هوای فشرده و فشار خلا استفاده گردیده است. در طی آزمایش حداقل و حداکثر فشار مثبت اعمالی بر روی غشا میانی به ترتیب ۲۰ kPa و ۲۲۰ kPa است. حداکثر نرخ حجمی (دبی) سیال ۲۷۶ $\frac{\mu l}{min}$ در فشارمثبت ۱۸۰ kPa و در فشار خلا ۵ kPa گزارش شده است. حداکثر ارتفاعی که میکروپمپ توانایی پمپ سیال را دارد، برابر با ۶۰ سانتی متر آب است.

کلمات کلیدی: میکروفلوئیدیک، میکروپمپ، کانال همگرا و واگرا، مواد گرمانرم

۱- مقدمه

امروزه مواد گرمانرم[۱]، بدلیل ویژگی‌هایی چون زیست‌پذیری[۲] مناسب، دسترسی آسان، قیمت مناسب، قابلیت بازیافت و روش‌های متنوع ساخت توجه بسیاری از پژوهشگران را به خود جلب کرده است. برای ساخت این میکروعملگرها[۳] از روش‌هایی چون منبت کاری داغ[۴]، میکرومیلینگ[۵]، لیزر و تزریق مذاب استفاده می‌شود. میکروپمپ‌ها در گستره وسیعی از تکنولوژی‌ها و علوم پایه از جمله زیست‌شناسی، پزشکی، الکترونیک و هوافضا کاربرد دارند. در شاخه‌های پزشکی و بیوتکنولوژی میکروپمپ‌ها در دستگاه‌های تست قابل حمل و دستگاه‌های داروسانی برای کشت سلولی نقش مهمی را ایفا می‌نمایند. در یکی از انواع میکروپمپ‌ها که دارای چندین محفظه هوا است، هوای فشرده با ترتیب خاصی بر روی محفظه‌ها اعمال می‌گردد و باعث حرکت

---
۱ Thermoplastic
۲ Biocompatible
۳ Micro actuator
۴ Hot embossing
۵ Micro milling

رو به جلو سیال می‌شود [۱]. نوع دیگری از میکروپمپ‌ها دارای یک محفظه هوا به همراه ۲ شیر یکطرفه[۶] در ورودی و خروجی می‌باشند، در این نوع میکروپمپ‌ها، هنگام مکش سیال به داخل محفظه، شیر ورودی باز و شیر خروجی با اعمال فشار بر روی آن بسته می‌شود و در هنگام خروج سیال از محفظه، شیر ورودی بسته و خروجی باز می‌گردد و بدین ترتیب عملیات پمپاژ سیال صورت می‌گیرد [۲]. اخیرا تلاش‌های زیادی برای ساخت یک نوع میکروپمپ که دارای یک محفظه باشد و از شیرهای یک طرفه در آنها استفاده نشود، صورت گرفته است [۳-۶]. این نوع میکروپمپ مزایای زیادی نسبت به میکروپمپ‌های قدیمی دارد و در آنها عملگرهای شیرها یا سایر محفظه‌ها حذف می‌شوند که باعث کاهش خرابی‌های ناشی از خستگی و آسان‌تر شدن فرآیند ساخت می‌گردد. میکروپمپ‌های بدون شیر دارای کانال‌های همگرا و واگرا (دیفیوزر و نازل[۷])، اولین بار توسط ون دی پل در سال ۱۹۸۹ معرفی گردیدند [۵]. استم و استم در سال ۱۹۹۳ توانستند با موفقیت اولین میکروپمپ دارای دیفیوزر و نازل را بسازند [۴]. در این پژوهش سعی بر آن شد تا میکروپمپی دارای دیفیوزر و نازل و بدون شیر یکطرفه ساخته شود که جنس آن از مواد گرمانرمی تحت عنوان پلی متیل متاکریلات[۸] است، برای غشا میانی نیز از ماده گرمانرم دیگری با نام پلی یورتان[۹] استفاده گردید و از هوای فشرده به عنوان محرک استفاده شده است.

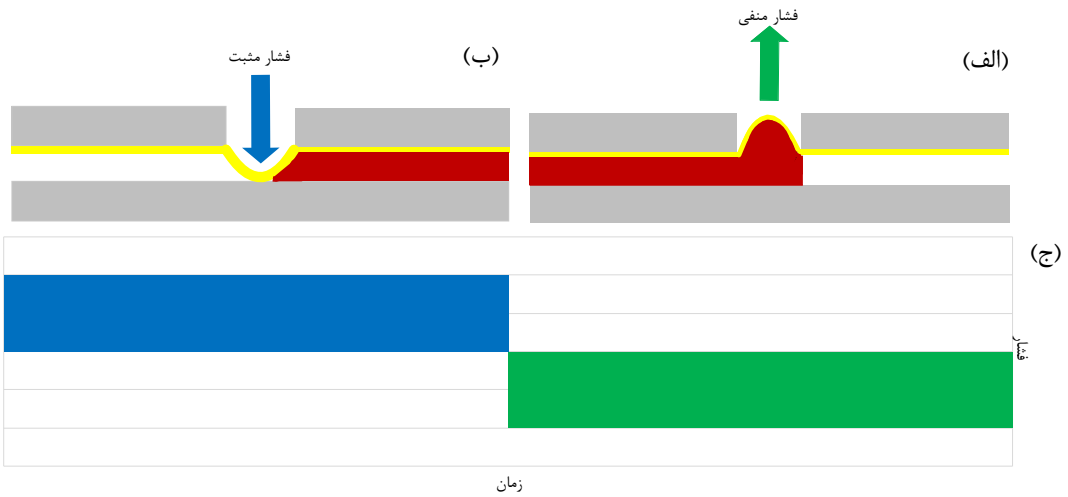
۲- طراحی و ساخت

۲-۱- مکانیزم عملکرد میکروپمپ

در نوع خاصی از میکروپمپ‌ها که به عنوان میکروپمپ‌های دیفیوزر/ نازل شناخته می‌شوند، مکانیزم عملکردی به نحوی است که تنها نیاز به یک محفظه هوا دارد. با اعمال فشار مثبت و منفی[۱۰] (خلا نسبی) بصورت متناوب بر روی محفظه هوا و به دلیل عدم تقارن هندسه کانال، جریان سیال ایجاد می‌گردد (شکل ۱_الف، شکل ۱_ب). به دلیل تمایل جریان سیال به سمت واگرایی، جریان سیال به سمت خروجی پمپ می‌شود. نحوه عملکرد پمپاژ سیال بصورتی است که در ابتدا با اعمال فشار خلا بر روی محفظه، غشا میانی به سمت بالا حرکت می‌نماید و باعث ایجاد خلا در داخل محفظه می‌شود، در نتیجه جریان سیال از سمت ورودی وارد محفظه می‌گردد. هنگامی که فشار مثبت بر روی محفظه اعمال گردد، غشا میانی به سمت پایین رانده می‌شود و به دلیل افت هد های متفاوتی که کانال‌های همگرا و واگرا در راستای حرکت سیال ایجاد می‌نمایند، مقدار جریان بیشتری از سمت خروجی نسبت به ورودی آن، خارج گردد. بنابراین در طی یک سیکل، مجموع نرخ حجمی (دبی) [۱۱] سیال از سمت ورودی به خروجی است.

---

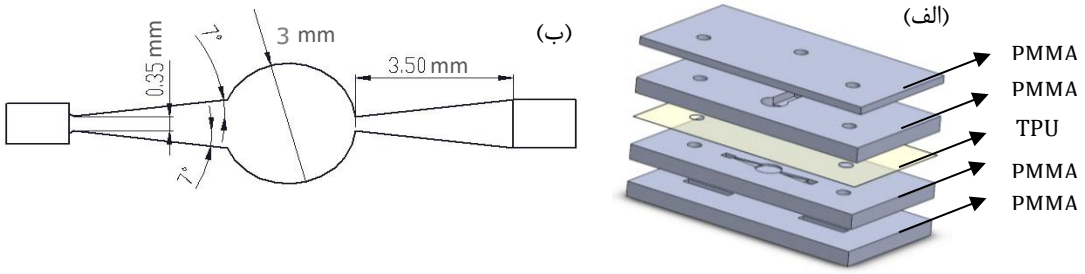
[۶] Check valve
[۷] Diffuser / Nozzle Micro-Pump
[۸] Poly Methyl Methacrylate (PMMA)
[۹] Thermoplastic Polyurethane (TPU)
[۱۰] Vacumm-Pressure
[۱۱] Flow rate



شکل ۱: شماتیک عملکرد میکروپمپ الف) در حالت اعمال فشار منفی ب) در حالت اعمال فشار مثبت ج) نمودار فازی تحریک غشا میانی

۲-۲- طراحی میکروپمپ

میکروپمپ طراحی شده دارای ۴ لایه از جنس PMMA و یک لایه نازک TPU به عنوان غشا میانی است (شکل ۲_الف). ابعاد و هندسه کانال میکروپمپ دارای اهمیت زیادی است. در طراحی این میکروپمپ‌ها زاویه و هندسه دیفیوزر و نازل اهمیت زیادی در مقدار افت هد[۱۲] و دبی دارد. وا لی و عبدالعزیز دیفیوزر و نازل را بصورت عددی و با استفاده از الگوریتم ژنتیک و شبکه عصبی تحت شرایط متفاوت بررسی نمودند و نتایج بهینه را ارائه کردند [۷]. در این پژوهش با توجه به حل‌های عددی و محدودیت‌های موجود در ساخت میکروپمپ از جمله هزینه‌های مربوط به مته‌های مورد استفاده در دستگاه تراش و با در نظر گرفتن عدد رینولدز جریان برای این نوع میکروپمپ، زاویه دیفیوزر °۷، عرض ورودی کانال μm ۳۵۰ و طول کانال μm ۳۵۰۰ طراحی گردیده است (شکل ۲_ب).



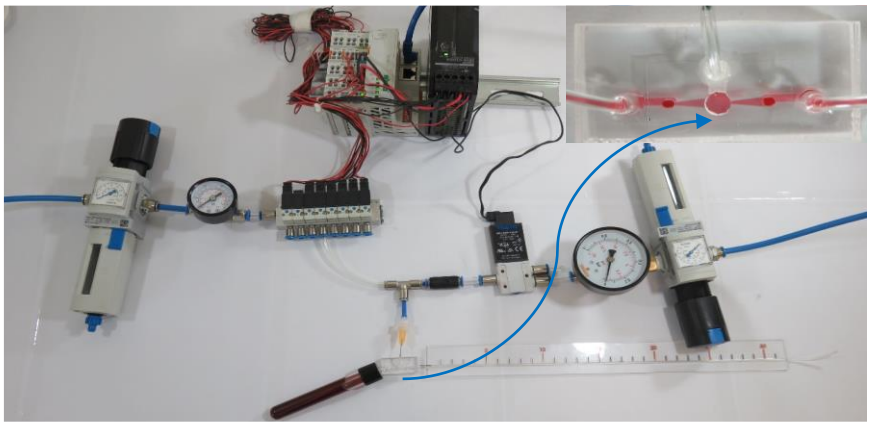
شکل ۲: طراحی میکروپمپ الف) لایه‌های مختلف ب) ابعاد و هندسه کانال

۲-۳- مواد اولیه و تجهیزات

PMMA پلیمری زیست‌سازگار، دارای شفافیت زیاد و نفوذپذیری کم است. صفحات PMMA برای ساخت لایه‌های میکروپمپ استفاده می‌شوند. لایه‌ای نازک از جنس TPU با ضخامت ۲۵ µm برای ایجاد غشا انعطاف‌پذیر در میکروپمپ استفاده شده است.

[۱۲] Head loss

TPUیکی از مواد ترموپلاستیکی است که به دلیل زیست‌سازگاری زیاد و خواص مکانیکی مناسب نسبت به مواد مشابه در مصارف پزشکی و زیست‌شناسی استفاده گسترده‌ای دارد. لایه‌های TPU در ابعاد مشخص با استفاده از دستگاه لیزر برش داده می‌شوند. از نرم افزار سالیدورکس[۱۳] برای طراحی ابعاد و هندسه‌ی مورد نظر میکروپمپ و از دستگاه تراش ۳ محوره کامپیوتری[۱۴] برای تراش صفحات PMMA استفاده شده است. همچنین برای تبدیل نقشه‌های طراحی شده در نرم افزار سالیدورکس به کدهای دستوری دستگاه تراش از نرم افزار سیمکو[۱۵] و برای مشخص‌کردن سرعت، دقت، توان و نحوه براده‌برداری دستگاه تراش از نرم افزار مسترکم[۱۶] استفاده شده است. از کوره خلا[۱۷] برای عملیات حرارتی به منظور اتصال و چسباندن لایه TPU به لایه‌های PMMA استفاده شده است. با استفاده از یک سیستم کنترلی، الگوریتم اعمال فشار بر روی محفظه عملگر میکروپمپ تنظیم می‌گردد. این سیستم کنترلی شامل یک شیر میکروسوئیچ نیوماتیکی[۱۸]به همراه یک میکروکنترلر است. به کمک نرم افزار کدسیس[۱۹]، الگوریتم اعمال فشار ایجاد می‌شود. کلیه تجهیزات مورد نیاز برای انجام آزمایش در شکل ۳ نمایش داده شده است.



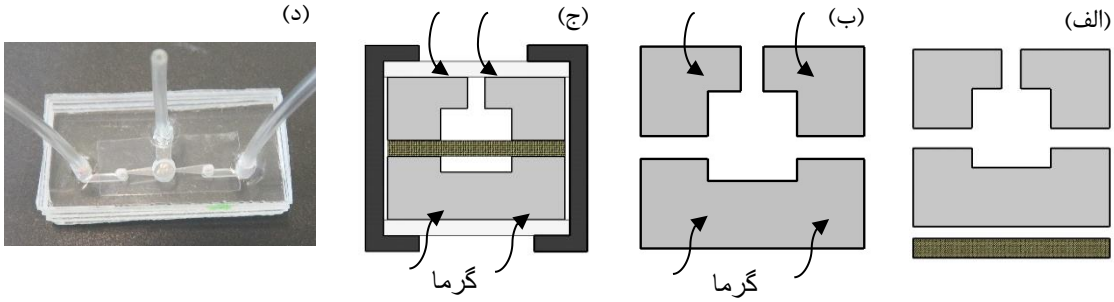
شکل ۳: تجهیزات آزمایشگاهی

۲-۴- عملیات حرارتی

دقت در کنترل دما، فشار و زمان در عملیات حرارتی اهمیت زیادی در کیفیت ساخت میکروپمپ‌ها دارد. تغییرات دمایی بزرگ موجب تنش‌های حرارتی در کانال‌ها می‌شود. یکی از مشکلات اساسی ناشی از عملیات حرارتی، تشکیل حباب‌های گاز و محبوس شدن آن‌ها در بین لایه‌های مختلف میکروپمپ در حین عملیات‌حرارتی است. حباب‌هایی که در اثر حرارت از سطوح مواد گرمانرم خارج می‌شوند، گازهای محبوس شده در بین توده‌های میکروسکوپی این مواد هستند. این حباب‌ها باعث کاهش چسبندگی لایه‌ها و همچنین کاهش شفافیت لایه‌های چسبانده شده می‌گردند. برای از بین بردن حباب‌ها ابتدا کلیه صفحات تراشکاری شده و لایه TPU با آب و صابون شسته می‌شوند تا تمام براده‌های بجا مانده از عملیات تراشکاری از بین بروند، برای از بین بردن هرگونه عامل باکتریایی، پس از شستشو با آب و صابون، کلیه لایه‌های میکروپمپ با اتانول شسته می‌شوند و با دستمال‌های مخصوص کاملا خشک می‌گردند (شکل ۴_الف). لایه‌های شسته شده در داخل کوره خلا تحت عملیات حرارتی در دمای ۹۰ °C

[۱۳] Solidworks®
[۱۴] Computerized Numerical Control (CNC)
[۱۵] Cimco®
[۱۶] Mastercam®
[۱۷] Vacumm Oven
[۱۸] Pneumatic microswitch
[۱۹] Codesys®

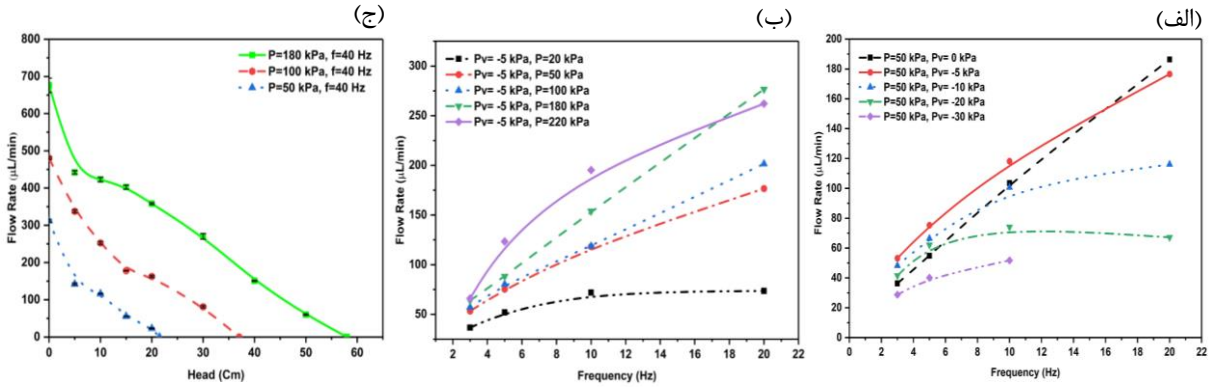
و فشار kPa ۸۰ – به مدت ۸ ساعت قرار می‌گیرند و تا دمای محیط به مرور زمان خنک می‌گردند (شکل ۴_ب). در نتیجه عملیات حرارتی در مرحله اول، حباب‌های گاز از داخل لایه‌های میکروپمپ خارج می‌شوند. در مرحله نهایی ساخت میکروپمپ، کلیه لایه‌ها با ترتیب معینی به دقت بر روی یکدیگر چیده می‌شوند و به منظور اعمال فشار یکنواخت، کلیه لایه‌های چیده شده بین صفحات شیشه‌ای قرار می‌گیرند و به وسیله دو گیره فشرده می‌شوند. میکروپمپ مونتاژ شده در داخل کوره خلا در دمای ۱۳۰ °C و فشار kPa ۸۰ – به مدت ۱ ساعت قرار داده می‌شود و پس از عملیات حرارتی به مرور زمان تا دمای محیط خنک می‌شود (شکل ۴_ج). در نهایت لوله ورودی هوا بر روی محفظه و لوله‌های ورودی و خروجی سیال چسبانده می‌شوند (شکل ۴_د).



شکل ۴: شماتیک مراحل ساخت الف) تراشکاری صفحات PMMA و شستشو با آب و صابون و اتانول ب) عملیات حرارتی در دمای ۹۰ °C و فشار kPa ۸۰ – به مدت ۸ ساعت ج) عملیات حرارتی در دمای ۱۳۰ °C و فشار kPa ۸۰ – به مدت ۱ ساعت د) قطعه نهایی

۳- نتایج و بحث

به کمک شیر میکروسوئیچ و میکروکنترلر، در یک دوره تناوب برای بوجود آمدن جریان سیال در کانال، ابتدا فشار خلا به غشا میانی اعمال می‌گردد و باعث مکش سیال به داخل محفظه می‌شود. در مرحله بعد با اعمال فشار مثبت بر روی غشا میانی، جریان سیال به بیرون از محفظه رانده می‌شود و به سمت خروجی پمپ می‌گردد. برای سنجش دبی راه‌های مختلفی وجود دارد که یکی از بهترین و دقیق‌ترین راه‌های اندازه‌گیری، بررسی مقدار حرکت سیال بین ۲ نقطه است. برای بدست‌آوردن مقدار دبی، خروجی میکروپمپ به لوله باریکی که قطر داخلی آن مشخص است متصل می‌شود و با استفاده از زمان‌سنج، زمان حرکت سیال بین ۲ نقطه معین ثبت می‌گردد. با توجه به معلوم بودن قطر داخلی و سرعت سیال، مقدار دبی ایجاد شده توسط میکروپمپ بدست می‌آید. در شکل‌های ۵_الف و ب تاثیر فشارهای مثبت و خلا در فرکانس‌های مختلف بر روی دبی سیال نمایش داده شده است. همچنین مشاهده می‌شود که با افزایش فرکانس، مقدار دبی سیال روند افزایشی دارد که این افزایش دبی ناشی از افزایش سرعت رفت و برگشت غشا میانی است. بازه فشارمثبت از kPa ۲۰ تا kPa ۲۲۰، فشار خلا از kPa ۵ تا kPa ۳۰ و فرکانس محرک از Hz ۳ تا Hz ۲۰ است. با توجه به نتایج حاصل از آزمایش‌ها در فشارها و فرکانس‌های اعمالی مختلف، کمترین دبی سیال $\frac{\mu l}{min}$ ۲۸ در فشار مثبت kPa ۵۰ و فشار خلا kPa ۳۰ و بیشترین آن $\frac{\mu l}{min}$ ۲۷۶ در فشار مثبت kPa ۱۸۰ و فشار خلا kPa ۵ بدست آمده است. مطابق شکل ۵_الف مشاهده می‌شود که در یک فشار خلا معین، با افزایش مقدار فشار مثبت، دبی سیال همواره افزایش می‌یابد. همانگونه که مشاهده می‌شود، مقدار دبی سیال فقط در فشار خلا kPa ۵ از حالت بدون فشار خلا بیشتر می‌گردد. با توجه به اینکه فشار خلا تاثیر چندانی بر دبی سیال ندارد، در ادامه آزمایش فقط از فشار مثبت جهت ایجاد جریان سیال استفاده شده است. برای بررسی مقدار توان ایجاد شده، میکروپمپ در یک ارتفاع مبنا قرار داده می‌شود و مقدار دبی در ارتفاع‌های مشخص بدست می‌آید که در شکل ۵_ج نمایش داده شده است. برای بررسی تکرارپذیری آزمایش‌ها، کلیه آزمایش‌ها حداقل ۴ مرتبه تکرار شده است. مقدار خطا در نتایج حاصل از آزمایش‌ها کمتر از ٪۵ گزارش شده است. نتایج این بررسی بطور نمونه در شکل ۵_ج نمایش داده شده است.



شکل ۵: الف) نمودار فرکانس بر حسب فشار در فشار مثبت ثابت و فشار منفی متغیر ب) نمودار فرکانس بر حسب فشار در فشار منفی ثابت و فشار مثبت متغیر ج) نمودار دبی بر حسب ارتفاع سیال در فشارهای مختلف

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش نحوه ساخت نوعی میکروپمپ دارای مکانیزم جدید و با هزینه ساخت پایین‌تر معرفی شده است. جنس این میکروپمپ کاملا از مواد گرمانرم پلا ستیکی ا ست و از ف شار هوا به عنوان محرک غ شا میانی ا ستفاده شده ا ست. میکروپمپ دارای کانال‌های همگرا و واگرا و یک محفظه برای اعمال فشـــار بر روی غشـــا میانی می‌باشـــد. کانال‌های همگرا و واگرا باعث جهت‌دهی به جریان سیال می‌گردند و اعمال فشار مثبت و منفی بر روی غشا میانی سبب مکش و دهش سیال و درنهایت پمپ سیال می شود. کمترین دبی سیال $۲۸\ \frac{\mu l}{min}$، بیشترین آن $۲۷۶\ \frac{\mu l}{min}$ و بیشترین ارتفاعی که میکروپمپ قادر به پمپاژ سیال بوده است حدود ۶۰ سانتی متر آب گزارش شده است.

۵- تشکر و قدردانی

سید علی موسوی شایق از پشتیبانی مالی صندوق حمایت از پژوهشگران و فناوران کشور تحت پژوهانه به شماره **۹۶۰۰۷۲۸۸** صمیمانه سپاسگزاری میکند.

مراجع

۱. Shaegh, S.A.M., et al., *Rapid prototyping of whole-thermoplastic microfluidics with built-in microvalves using laser ablation and thermal fusion bonding.* 2018. **255**: p. 100-109.

۲. Pourmand, A., et al., *Fabrication of whole-thermoplastic normally closed microvalve, micro check valve, and micropump.* 2018. **262**: p. 625-636.

۳. Kawun, P., et al., *A thin PDMS nozzle/diffuser micropump for biomedical applications.* 2016. ۲٤۹: p. ۱٤۹-۱٥٤.

٤. Stemme, E., G.J.S. Stemme, and A.A. physical, *A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump.* ۱۹۹۳. ۳۹(۲): p. ۱٥۹-۱٦۷.

٥. Van De Pol, F.C.M., *A pump based on microengineering techniques.* 1991.

٦. Zhao, B., et al., *A controllable and integrated pump-enabled microfluidic chip and its application in droplets generating.* 2017. **7** :(۱)p. 11319.

۷. Lee, H. and I.H.J.S. Azid, *Neuro-genetic optimization of the diffuser elements for applications in a valveless diaphragm micropumps system.* 2009. **9**(9): p. 7481-7497.