Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 53(7) (2021) 1013-1016
DOI: 10.22060/mej.2020.18250.6783

Control of droplet size in a two-phase microchannel using PID controller: A novel experimental study

S. Motaghi, M. Nazari[1] , N. Sepehri, A. Mahdavi

Mechanical Engineering Department, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

ABSTRACT: Precise droplet generation with controllable precise size is the target of this research. For this purpose, a flow focusing micro-channel is constructed using photolithography. Two syringe pumps are used, one for injecting discrete phase flow (DI water) and another for injecting continuous phase flow (oil). The Meros high speed camera is used for recording the image of droplets, and a fast image processing algorithm is used to calculate the size of the droplets. To regulate the size of the droplet, the PID controller is used due to its ease of implementation and robustness. The flow rate of the continuous phase flow is the control input and the size of the droplets is the output of the closed-loop system. Experimental tests are done by considering three desired droplet diameters, i.e. 100, 140 and 160 μm. To show the disturbance rejection characteristic of the designed closed-loop system, the flow rate of the discrete phase flow is changed stepwise. Due to this disturbance, the transient response of the system changed, but the controller attenuates this disturbance and regulates the system to the desired size. The experimental tests show that the designed closed-loop microfluidic system can generate droplets with desired precise size.

Review History:

Received: Apr. 11, 2020
Revised: Sep. 20, 2020
Accepted: Oct. 25, 2020
Available Online: Dec. 02, 2020

Keywords:

Microchannel
Active control
PID controller
Two-phase flow
Micro-droplet

1- INTRODUCTION

Microfluidic digital equipment has attracted a lot of attention to laboratory applications. By isolation of water droplets containing biological and biochemical components in an oily environment, reactors can move without discretization and contacting each other [1-2]. The required energy needs to transport to the surface of the droplet (discrete phase) to create a droplet from continuous water. This energy may be from the hydraulic pressure of the fluid which is called passive droplet generation. However, if external energy enters to create a droplet, it is called active droplet generation [3].

Micro-channels used to generate droplets have various shapes. Among them, the two shapes used the most in droplet generation are T-shaped microchannel [4-5], and concentrated flow focusing channels [6-7]. The flows in both phases are controlled either by using syringe pumps, which generate constant flows for each phase or by using pressure regulators that provide the required pressure in each phase [8]. While the droplet is being generated, the energy coming from syringe pumps or pressure controller separated droplet from a discrete flow.

2- METHODOLOGY

To implement the control strategy and generating precise micro-droplets the experimental setup is built at first. The experimental setup consists of a microchannel, two syringe pumps, a high-speed camera, and a PID controller all of which are described in the following subsections.

2-1- Microchannel

The mold of the microchannel was built first by photolithography. To build a microchannel, the built mold is put in a plastic container. Then the 6-millimeter layer of a mix of PDMS and hardener is poured into the SU-8 mold, and it is kept at 90 °C. When the PDMS is polymerized, it is separated from the mold and its additional parts are cut. By separating the PDMS from the mold a transparent microchannel is built. The geometry and the dimensions of the microchannel are presented in Fig. 1.

2-2- Syringe pumps

To create flows of each phase, two syringe pumps from two different manufacturers are used. LAMBDA-VIT-FIT(HP) pump is used for the discrete phase and the Zistrard suction-injection pump (model ISP94-1) for the continuous phase. In this research, the LAMBDA pump has a constant flow rate, and the Zistrard pump is used to control the droplet size by adjusting the flow ratio.

2-3- Fluids

In this research, a mixture of liquid paraffin (Paraffin oil; CAS Number: 8012-95-1) and 10% Span 80 (Span80; CAS Number: 1338-43-8) is used for the continuous phase and double-distilled water is employed as the droplet generating phase.

*Corresponding author's email: nazari_mostafa@shahroodut.ac.ir

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

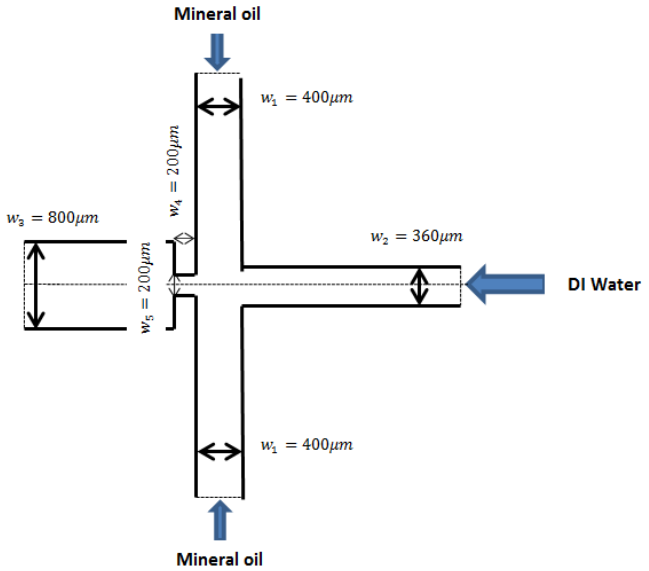


Fig. 1. Dimensions of the microchannel built to control the size of generated droplets

2-4- Image processing program

To measure the size of the droplets, an image processing program was used. This program consists of four stages including taking photos, cutting photos, making them binary and recognizing droplets. After that, the diameter of the droplet is measured based on the number of pixels. Finally, based on its ratio to the width of the channel, the diameter is measured based on a micrometer.

2-5- Controller loop

Finally, after connecting the camera, pumps, and computer, a control algorithm is designed. A PID controller is used to control the system and reaching the desired size of the droplets. The reason is the simplicity of the setup and its strength, which makes it popular among most controllers. In the proposed feedback control loop, the flow rate of the continuous phase is the control input, and the droplet size is the output.

3- RESULTS AND DISCUSSION

To show the performance of the controller, two different droplet sizes to desired droplet size ratio (D/D_d) are chosen. The flow rate of the discrete flow (double-distilled water) was set at 145.2 mm^3/min by the syringe pump. By increasing the continuous flow rate and consequently decrease in flow ratio, the diameter of the droplets has an increasing trend at first which is due to the delay between the exerted flow and its effectiveness on the channel flow. The fluctuation around the setpoint is assessed by RMSE.

Figs. 2 and 3 show the performance of the control feedback loop in generating droplets with precise size. As shown in these Figures, the PID controller can set the size of the droplets to the desired value.To show the performance of the closed-loop system in dealing with disturbances, we change the flow rate of the discrete phase, which was assumed to be constant. Fig. 4 shows the performance of the system in which the closed-loop control system can overcome the disturbances and uncertainties in the system.

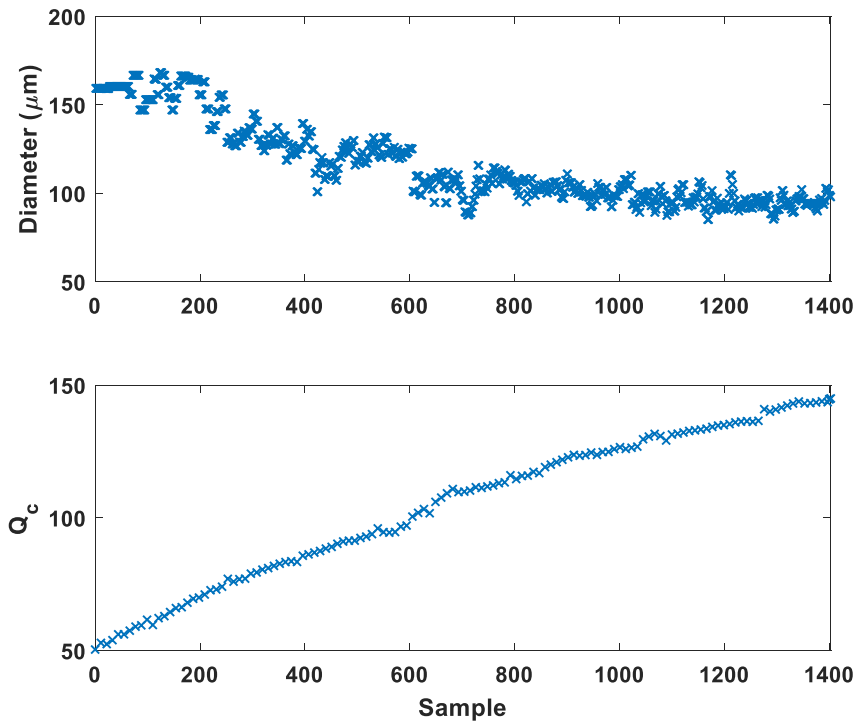


Fig. 2. Diagram for the desired diameter of 100 versus time-step, and diagram of the continuous flow (oil) versus time-step (control command) (*RSME*=5.27)

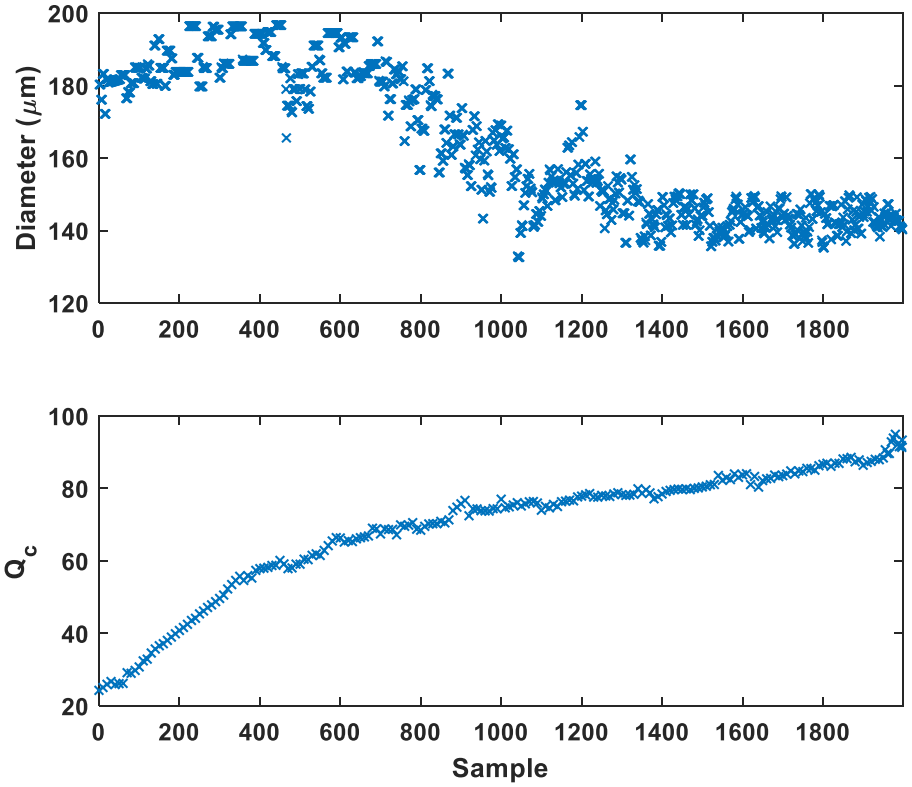


Fig. 3. Diagram for the desired diameter of 140 versus time-step, and diagram of the continuous flow (oil) versus time-step (control command) (*RSME*=3.4)

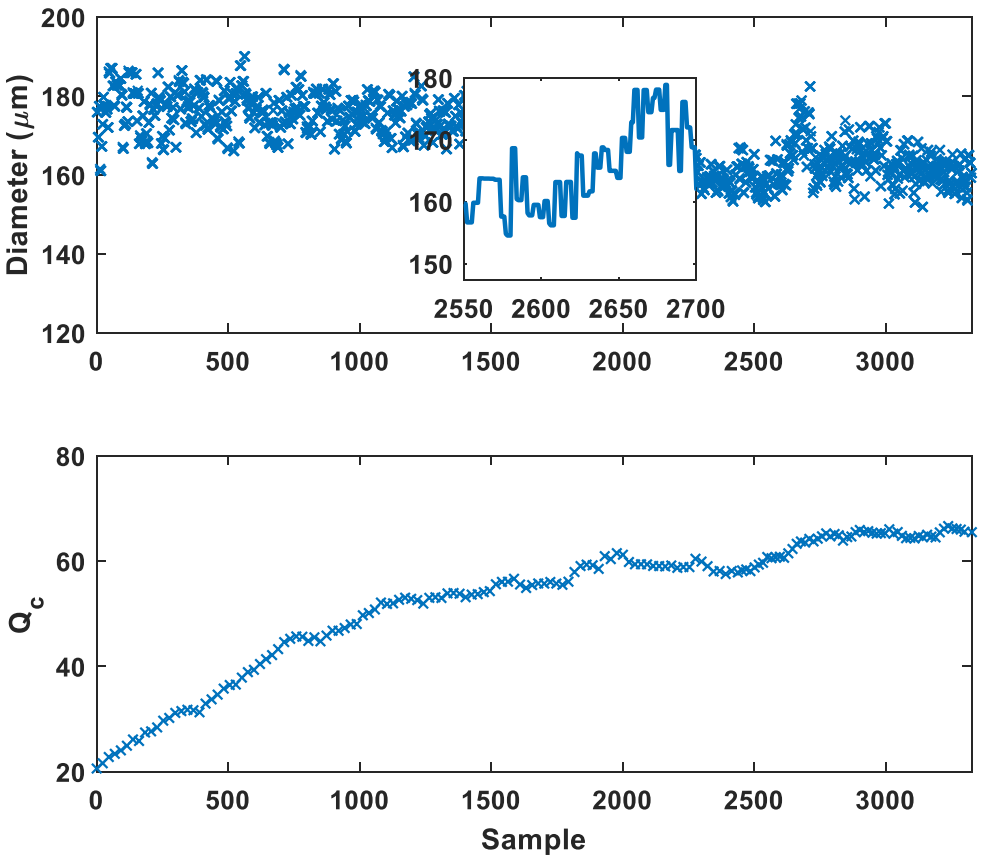


Fig. 4. The effect of the disturbance and the response of the controller (*RSME* = 0.48).

4- CONCLUSIONS

The results of the experiment showed that the designed and built closed-circuit microsystem was capable of creating droplets with various diameters with high accuracy and robustness. Some fluctuations were observed in the experimental tests which were related to the vibrations of the electric motor and mechanical accessories of the syringe pump. The future work of the researchers would be to remove these fluctuations by MEMS approaches.

REFERENCES

[1] S.-Y. Park, T.-H. Wu, Y. Chen, M.A. Teitell, P.-Y. Chiou, High-speed droplet generation on demand driven by pulse laser-induced cavitation, Lab on a Chip, 11(6) (2011) 1010-1012.

[2] E. Brouzes, M. Medkova, N. Savenelli, D. Marran, M. Twardowski, J.B. Hutchison, J.M. Rothberg, D.R. Link, N. Perrimon, M.L. Samuels, Droplet microfluidic technology for single-cell high-throughput screening, Proceedings of the National Academy of Sciences, 106(34) (2009) 14195-14200.

[3] Z.Z. Chong, S.B. Tor, A.M. Gañán-Calvo, Z.J. Chong, N.H. Loh, N.-T. Nguyen, S.H. Tan, Automated droplet measurement (ADM): an enhanced video processing software for rapid droplet measurements, Microfluidics and Nanofluidics, 20(4) (2016) 66.

[4] T. Thorsen, R.W. Roberts, F.H. Arnold, S.R. Quake, Dynamic pattern formation in a vesicle-generating microfluidic device, Physical review letters, 86(18) (2001) 4163.

[5] P. Garstecki, M.J. Fuerstman, H.A. Stone, G.M. Whitesides, Formation of droplets and bubbles in a microfluidic T-junction—scaling and mechanism of break-up, Lab on a Chip, 6(3) (2006) 437-446.

[6] S.L. Anna, N. Bontoux, H.A. Stone, Formation of dispersions using "flow focusing" in microchannels, Applied physics letters, 82(3) (2003) 364-366.

[7] A.M. Gañán-Calvo, Generation of steady liquid microthreads and micron-sized monodisperse sprays in gas streams, Physical review letters, 80(2) (1998) 285.

[8] K. Kang, S.H. Lee, H.S. Ryou, Nanoscale Microscale Thermophys. Eng. Nanoscale Microscale Thermophys. Eng. 10, 217-232, 2006, Nanoscale, 10 (2006) 217-232.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

S. Motaghi, M. Nazari, N. Sepehri, A. Mahdavi , Control of droplet size in a two-phase microchannel using PID controller: A novel experimental study, Amirkabir J. Mech Eng., 53(7) (2021) 1013-1016.

DOI: 10.22060/mej.2020.18250.6783

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۳ شماره ۷، سال ۱۴۰۰، صفحات ۴۲۷۹ تا ۴۲۹۲
DOI: 10.22060/mej.2020.18250.6783

تولید میکرو قطرات در یک میکروکانال با استفاده از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر: بررسی آزمایشگاهی

سینا متقی، مصطفی نظری *، محسن نظری، ناصرالدین سپهری، امیر مهدوی

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

خلاصه: در زمینه تولید قطره، تنها تعداد معدودی از آن‌ها به کنترل حلقه‌بسته اندازه میکروقطره به صورت آنلاین پرداخته‌اند. در مطالعه پیش‌رو، ابتدا یک میکروکانال جریان متمرکزشونده به روش فوتولیتوگرافی ساخته شد. سپس آب دو بار تقطیر با دبی ثابت به عنوان سیال فاز گسسته و روغن به عنوان سیال فاز پیوسته به وسیله دو پمپ سرنگی مجزا درون میکروکانال تزریق شدند و بدین ترتیب تولید قطرات آب در روغن صورت پذیرفت. سپس با استفاده از یک میکروسکوپ دیجیتالی سرعت بالا به همراه یک الگوریتم پردازش تصویر، قطر قطرات تولیدشده اندازه‌گیری شد. پس از ایجاد ارتباط بین میکروسکوپ، پمپ‌های سرنگی و کامپیوتر، طراحی یک فلودیگرام کنترلی صورت پذیرفت. همچنین به منظور کنترل قطر قطرات، دبی فاز پیوسته به عنوان پارامتر کنترلی انتخاب و با استفاده از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر کنترل شد. در این مطالعه قطر قطرات تولیدشده در یک میکروکانال به صورت لحظه‌ای اندازه‌گیری و بازخورد آن دریافت شده‌است. نتایج عملی برای سه قطر مطلوب ۱۰۰، ۱۴۰ و ۱۶۰ میکرومتر نشان داد که در هر سه حالت سیستم کنترلی توانست قطر قطره‌های در حال تولید را در مقدار مطلوب تنظیم کند. همچنین با تغییر پله‌ای دبی فاز گسسته، از عملکرد مطلوب کنترل‌کننده در زمان اغتشاش اطمینان حاصل شد

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۳۹۹/۰۱/۲۳
بازنگری: ۱۳۹۹/۰۶/۳۰
پذیرش: ۱۳۹۹/۰۸/۰۴
ارائه آنلاین: ۱۳۹۹/۰۹/۱۲

کلمات کلیدی:
میکروکانال
کنترل فعال
کنترلر پی‌آی‌دی
جریان دوفازی
میکروقطره.

۱- مقدمه

دستگاه‌های میکروسیالی دیجیتال برای کاربردهای آزمایشگاهی بسیاری موردتوجه قرارگرفته‌اند. با تولید قطرات آبی حامل مواد بیولوژیکی و بیوشیمیایی در یک محیط روغنی، واکنش‌گرها می‌توانند بدون گسستگی و تماس با یکدیگر منتقل شوند [۱]. کاربردهای فراوانی تاکنون برای این سیستم‌ها ارائه شده‌است که می‌توان به مواردی اشاره نمود: ۱- جداسازی‌های شیمیایی و بیوشیمیایی به منظور غربال‌نمودن سلول‌ها در قالب کپسول‌های قطره‌ای [۲, ۳]، ۲- آزمایش‌های آنزیمی (تشخیص کمّی پروتئین در یک سلول با استفاده از میکروقطرات سیال) [۴]، ۳- کنترل جذب پروتئین با استفاده از سیستم قطره‌ای میکروسیال [۵]، ۴- پلیمرسازی با استفاده از میکروسیالات [۶]، ۴- واکنش‌های زنجیره‌ای پلیمریزه‌کردن با استفاده از دستگاه‌های میکروسیالی دیجیتال [۷]، ۵- تبلور پروتئین‌ها در جداسازی میکروسیالی [۸]، ۶- پیوند نانوذرات با تولید متناوب قطرات میکروسیال [۹].

برای شکل‌گیری یک قطره از یک فاز آبی پیوسته، باید انرژی لازم به سطح قطره منتقل شود. این انرژی ممکن است از فشار هیدرودینامیکی سیال باشد که با عنوان تولید غیرفعال قطره شناخته می‌شود، ولی اگر یک انرژی خارجی به صورت موضعی در جهت تولید قطره وارد شود، به آن تولید فعال قطره گفته‌می‌شود [۱۰]

میکروکانال‌های مورداستفاده در تولید قطره دارای هندسه‌های متفاوتی هستند. در این میان دو هندسه‌ای که بیشترین استفاده را در تولید قطره دارند میکروکانال‌های Tشکل [۱۱-۱۳] و جریان‌متمرکز

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: nazari_mostafa@shahroodut.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

هستند [۱۴, ۱۵]. کانال‌های جریان‌متمرکز با عنوان جریان متقاطع نیز شناخته می‌شوند که دو نوع صفحه‌ای و محوری دارند [۱۶].

تولید قطرات برای کاربردهای مختلف میکروسیالات از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در روش فعال، می‌توان جریان هر دو فاز را با استفاده از پمپ‌های سرنگی کنترل نمود. همچنین می‌توان با استفاده از تنظیم‌کننده‌های فشار، فشار موردنیاز در هر فاز را تأمین و قطرات میکروسیال را تولید نمود [۱۷, ۱۸]. در زمان تشکیل قطره، انرژی لازم جهت جداشدن قطره از سیال فاز گسسته توسط پمپ‌های سرنگی و یا منبع فشار تامین می‌شود [۱۹].

در اغلب کاربردهای پزشکی و میکروسیالاتی، به قطره‌هایی با قطر یکنواخت نیاز است تا نتایجی قابل اطمینان، کنترل‌شده و قابل پیش‌بینی داشته باشند. در این دستگاه‌ها، توانایی تولید قطره با سرعت بالا و کنترل دقیق حجم آن نقش مهمی را در تحلیل‌های کمّی ایفا می‌کند. این قابلیت باید به گونه‌ای باشد که علاوه بر تولید قطره با قطر دقیق بتواند در برابر اغتشاشات وارده نیز مقاوم باشد.

کنترل دقیق جریان در یک میکروکانال جهت تولید قطره نیاز به تجهیزات پیچیده‌ای دارد. بسیاری از تحقیقات انجام‌شده بر روی توسعه میکروپمپ‌ها و میکروشیرها تمرکز کرده‌اند [۲۰, ۲۱]. اما چنین تجهیزاتی قابلیت ایجاد دقت و صحت قابل اطمینانی را ندارند، به خصوص پمپ‌ها و شیرهای مکانیکی که دارای قطعات متحرک می‌باشند [۲۲].

غالبا برای ایجاد یک دبی مشخص از محیط بیرون میکروکانال به داخل آن از تجهیزاتی مانند پمپ‌های سرنگی استفاده می‌شوند. اما وجود نوسانات در پمپ‌های سرنگی و انعطاف‌پذیری دیواره اتصالات، منجربه ایجاد نوساناتی در قطر قطرات تولیدی می‌شود [۲۳, ۲۴]. مولدهای ایجاد فشار نیز به طور گسترده مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ اما به دلیل دشواری کنترل جریان با این روش و همچنین اثرپذیری از اغتشاشات، تولید دقیق قطره با این روش نیز مشکل است [۲۵]. به همین دلایل، استفاده از سیستم‌های کنترلی دارای بازخورد در طراحی سیستم‌های میکروسیالی مورد توجه قرارگرفته‌است. سیستم‌های کنترلی دارای بازخورد برای تولید قطرات با قطر دقیق بسیار مناسب بوده و نیاز به مدل دقیق از سیستم ندارند [۲۶]. در مراجع [۲۶-۳۱] از وجود یک بازخورد در سیستم کنترلی سیستم‌های میکروفلویدیک بهره گرفته‌شده‌است. در مرجع [۲۶] با استفاده از سیستم اعمال فشار یک کنترل‌کننده مقاوم برای کنترل جریان طراحی شده‌است. همچنین در مرجع [۲۷] به طراحی، ساخت و تست یک میکرو سیستم هیبرید پرداخته شده‌است. در این تحقیق از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر برای کنترل دما استفاده شده‌است. مدل‌سازی ورودی-خروجی با استفاده از تابع تبدیل و طراحی یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر در مرجع [۲۸] صورت پذیرفته‌است. در این تحقیق از یک تابع تبدیل مرتبه اول برای مدل‌سازی سیستم استفاده شده‌است. در مرجع [۲۹] نیز پس از مدل‌سازی میکروکانال، از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر برای کنترل فشار مخازن تولیدکننده جریان استفاده شده‌است. یک کنترل‌کننده مقاوم برای کنترل جریان و همچنین سوییچ جریان بدون استفاده از شیر در یک شبکه میکرو نیز در مرجع [۳۰] ارائه شده‌است. های‌فو و همکارانش [۳۱] به کنترل سایز قطره پرداختند که روش آن‌ها برای تشخیص سایز قطره، استفاده از الکترودها و خاصیت خازنی بود.

در تمامی کارهای گزارش‌شده، برای کنترل جریان در پمپ سرنگی و یا کنترل فشار در مخازن از کنترل‌کننده استفاده شده‌است. در مطالعه پیش‌رو برای اولین بار، قطر قطرات تولیدی به طور مستقیم با استفاده از یک میکروسکوپ پرسرعت و یک برنامه پردازش تصویر سرعت بالا مورد محاسبه قرار می‌گیرد. سپس مقدار خطای قطر نسبت به مقدار مطلوب به کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر داده شده و جهت تغییر مناسب میزان دبی، از کنترل‌کننده به پمپ سرنگی فرمان داده می‌شود. در پژوهش حاضر، برای ساخت کانال از پلیمر حساس به نور اس-یو۸[1] و پلیمر دوبخشی استفاده شد.

۲- الگوسازی تجربی

۲-۱- ساخت میکروکانال جریان متمرکز

به منظور ساخت میکروکانال ابتدا قالب میکروکانال با روش فوتولیتوگرافی ساخته شد. بدین منظور، مقدار حدود ۱ سی‌سی از فوتورزیست منفی اس-یو۸ روی یک ویفر سیلیکونی ریخته شد. سپس ویفر روی دستگاه اسپین‌کوتر[2] قرار گرفته و برنامه آن مطابق جدول ۱ اجرا شد.

سپس ویفر سیلیکونی بر روی یک هات‌پلیت[3] قرار داده‌شد. در

1 SU-8

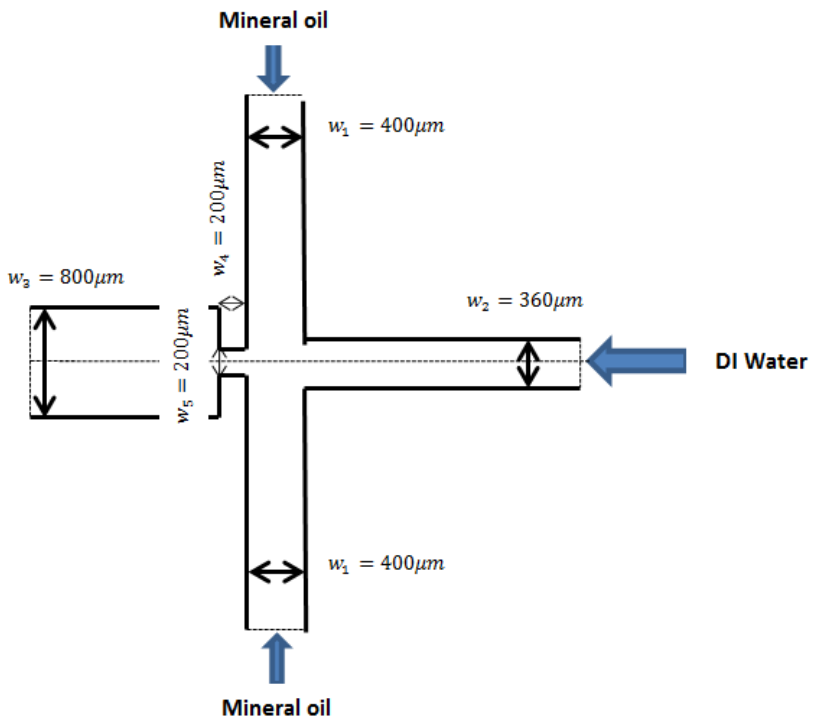
2 دستگاه اسپین‌کوتر ساخت شرکت سامانه تجهیز

3 دستگاه هات‌پلیت مدل IKA 3810000

جدول ۱. برنامه استفاده‌شده در اسپین کوتر جهت لایه‌نشانی اس-یو۸ بر روی ویفر سیلیکونی

Table 1. Program used in spin coater to coat SU-8 on silicon wafer

مرحله	شتاب (rpm/s)	سرعت (rpm)	مدت زمان (s)
۱	۱۰۰	۵۰۰	۲۰
۲	۳۰۰	۲۱۰۰	۳۰



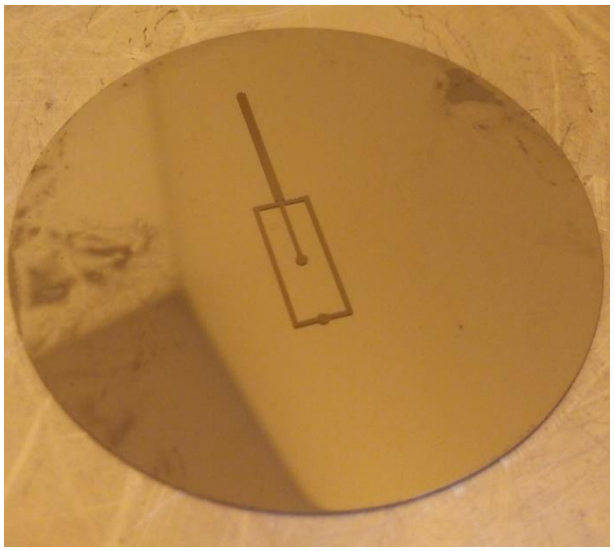
شکل ۱. ابعاد میکروکانال جریان متمرکزشونده ساخته‌شده برای کنترل اندازه قطرات تولیدی

Fig. 1. Dimensions of the concentrating flow focusing microchannel built to control the size of generated droplets

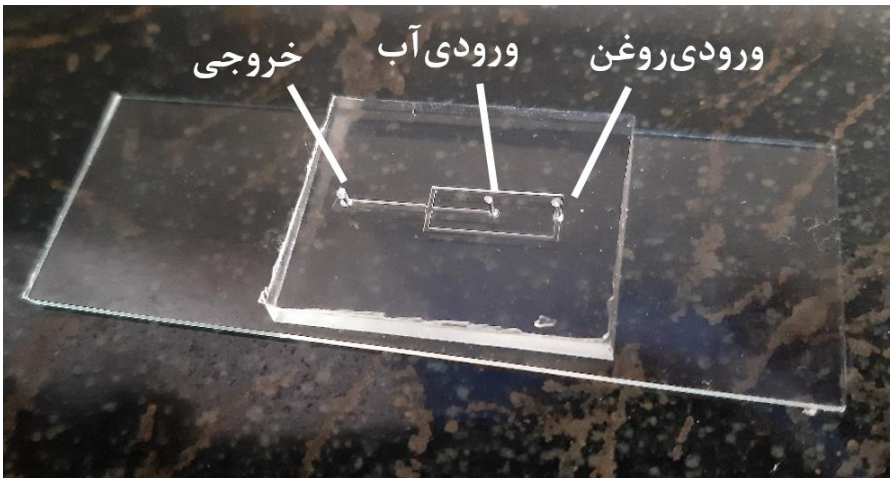
مرحله بعد ابتدا ویفر به مدت ۳ دقیقه، در دمای ۶۵ درجه سانتی‌گراد قرار گرفت و پس از آن در دمای محیط خنک شد. در ادامه، ویفر به مدت ۱۵ دقیقه در دمای ۹۵ درجه سانتی‌گراد قرارگرفت. این فرآیند سبب کاسته‌شدن از میزان سیالیت اس-یو۸ و افزایش صافی سطح آن شد. سپس طرح میکروکانال مطابق ابعاد شکل ۱ بر روی یک ماسک‌نوری چاپ و بر روی فوتورزیست منفی اس-یو۸ قرار داده شد.

مجموعه به مدت ۲۰۰ ثانیه تحت نور یو-وی با توان ۸ میلی‌وات بر سانتی‌متر مربع قرار گرفت. عبور نور یو-وی از قسمت‌های بی‌رنگ فوتوماسک سبب سخت‌شدن اس-یو۸ در آن نواحی شد. در ادامه، ویفر سیلیکونی در ۱۰ سیکل ۵ ثانیه‌ای در حلال اس-یو۸ شستشو داده‌شد تا قسمت‌هایی که در معرض یو-وی قرارنگرفته‌بودند حل شوند. در نهایت ویفر به مدت نیم ساعت در دمای ۱۵۰ درجه سانتی‌گراد قرارداده‌شد. بدین ترتیب قالب میکروکانال مطابق شکل ۲ ساخته‌شد.

به منظور ساخت میکروکانال، ابتدا قالب ساخته‌شده در یک ظرف پلاستیکی قرار داده شد. سپس ترکیب پی‌دی‌ام‌اس و هاردنر به ضخامت تقریبی ۶ میلی‌متر بر روی قالب اس-یو۸ ریخته و مجموعه در دمای ۹۰ درجه سانتی‌گراد نگهداری شد. پس از پلیمریزه‌شدن پی‌دی‌ام‌اس ، پی‌دی‌ام‌اس از قالب جدا شد و قسمت‌های اضافی آن با یک تیغ جراحی بریده شدند. بنابراین با جداشدن پی‌دی‌ام‌اس از قالب، یک میکروکانال شفاف ساخته شد که دارای انتهایی باز بوده و باید انتهای آن به یک شیشه مسطح چسبانده شود تا سیال بتواند



شکل ۲. تصویر قالب میکروکانال ساخته‌شده روی بستر ویفر سیلیکونی
Fig. 2. Microchannel mold built on a silicon wafer



شکل ۳. تصویر میکروکانال ساخته‌شده از جنس پی‌دی‌ام‌اس
Fig. 3. Microchannel made of PDMS

درون آن جریان یابد. بدین ترتیب سطوح یک شیشه لام و میکروکانال به مدت ۲ دقیقه در فشار ۱ میلی‌بار تحت پلاسمای اکسیژن با توان تقریبی ۲۰ وات قرار گرفتند و سپس شیشه و میکروکانال به یکدیگر چسبانده شدند. **شکل ۳** تصویر میکروکانال ساخته‌شده را نشان می‌دهد.

۲-۲- پمپ‌های سرنگی

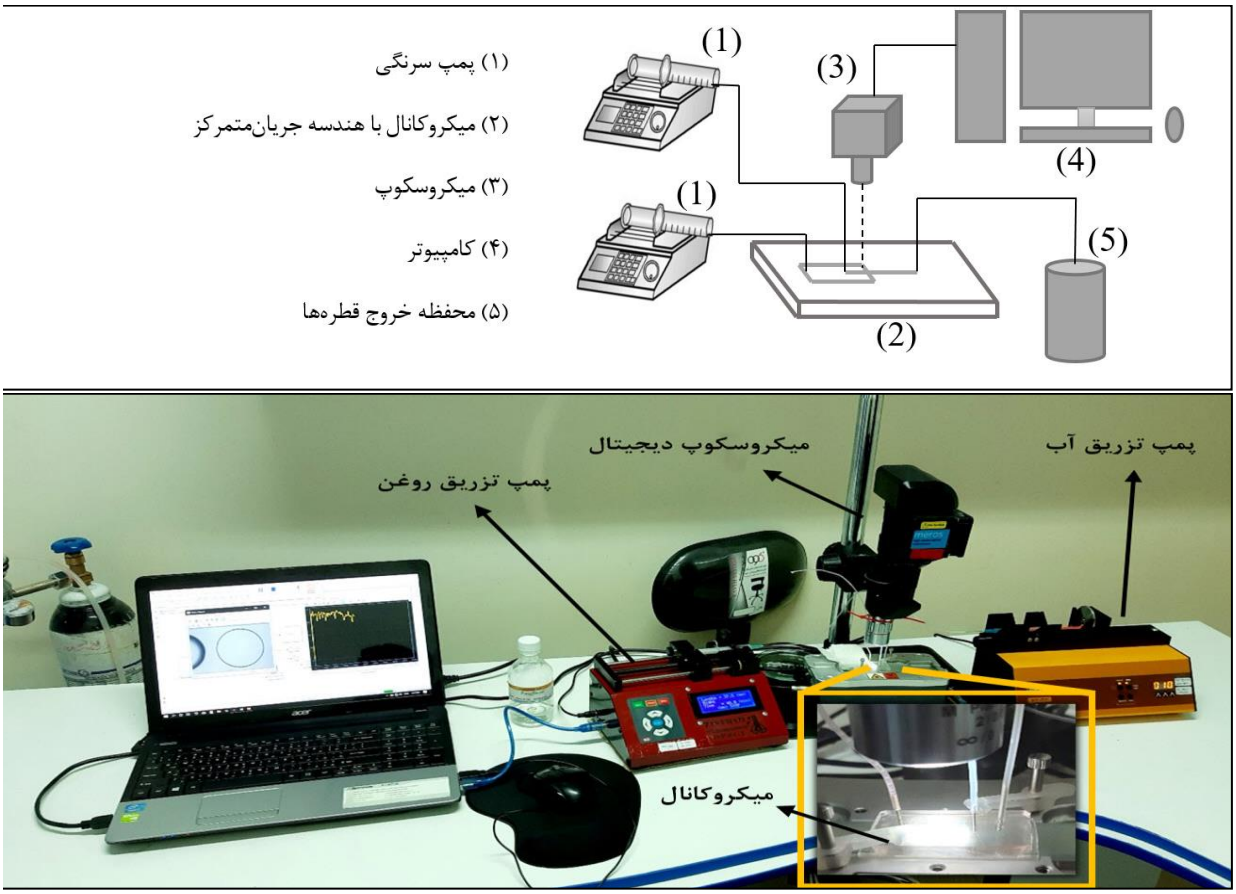
برای ایجاد دبی‌های هر فاز از دو پمپ سرنگی مجزا و با سازندگان متفاوت استفاده شده‌است. پمپ لامبدا[1] برای فاز گسسته و پمپ مکشی و تزریقی زیستراد برای فاز پیوسته استفاده شد. در این مطالعه، پمپ لامبدا با دبی ثابت در هر تست مورد استفاده گرفت. همچنین پمپ زیستراد با استفاده از الگوریتمی مشخص کنترل دینامیکی شد و بدین ترتیب با تنظیم نسبت دبی‌ها، کنترل سایز قطرات صورت پذیرفت.

۲-۳- تولید میکروقطرات

در این مطالعه از ترکیب پارافین مایع[2] و ۱۰٪ اسپن[3]۸۰ به عنوان

1 LAMBDA-VIT-FIT(HP)

2 Paraffin oil; CAS Number: 8012-95-1
3 Span80; CAS Number: 1338-43-8



شکل ۴. تصویر پمپ‌های سرنگی، میکروسکوپ دیجیتال و اتصالات میکرو در مجموعه آزمایشگاهی
Fig. 4. The syringe pumps, digital microscope and micro-connectors in the lab

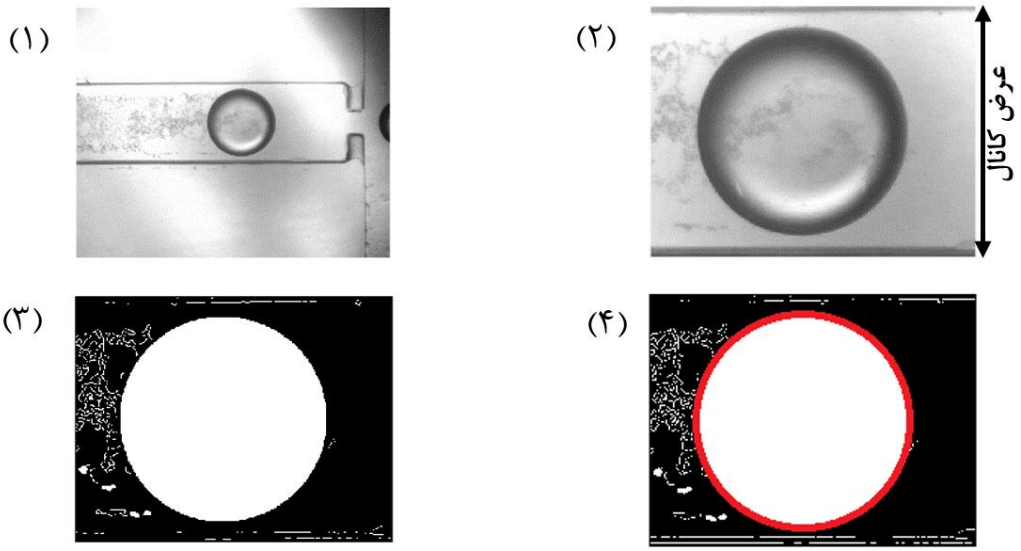
فاز پیوسته و از آب دو بار تقطیر به عنوان فاز تولید قطره استفاده شده‌است. دو سیال در دو سرنگ متفاوت روی یک پمپ سرنگی نصب شدند. سرنگ‌ها با استفاده از دو شیلنگ میکرو به میکروکانال متصل شدند و خروجی میکروکانال به وسیله یک شیلنگ میکرو به یک ظرف شیشه‌ای هدایت شد. شمای ستاپ مورد استفاده در شکل ۴ نشان داده شده‌است.

با برقراری جریان دو فاز در میکروکانال و تنظیم دبی و نسبت دبی‌ها، میکروقطرات آب در روغن تولید شدند. همچنین در این مرحله، از فرآیند تولید قطرات با استفاده از میکروسکوپ دیجیتال و با سرعت ۱۵۰ فریم بر ثانیه تصویربرداری شد و تصاویر دریافتی با تراکم پیکسلی ۱۲۸۰×۱۰۲۴ ثبت شدند. در شکل ۴ مجموعه سیستم مورد استفاده نشان داده‌شده‌است.

۲-۴- برنامه پردازش تصویر

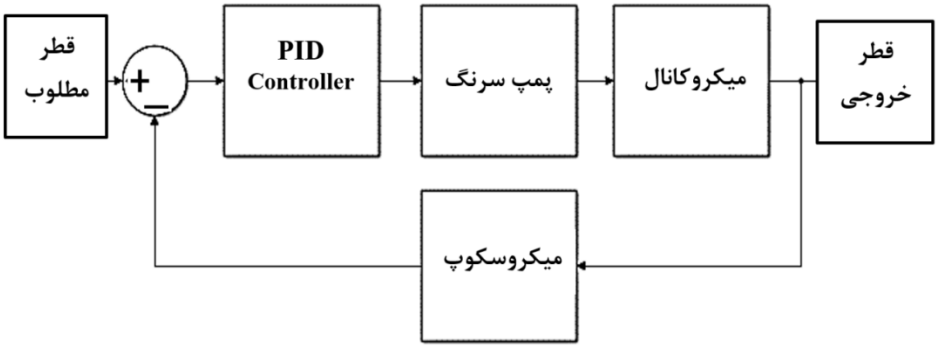
روش‌های تحلیل کمی جریان همانند سرعت‌سنجی تصویری ذرات به طور معمول در آزمایش‌های دینامیک سیالات برای جریان‌های پایا و گذرا استفاده می‌شود. دریکی از این آزمایش‌ها نور لیزر به جریان ذرات تابانده می‌شود. در این قسمت ذرات حاوی فلورسنت بوده و نور تابانیده شده را انعکاس می‌دهند. بدین ترتیب دو تصویر متوالی توسط یک میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت ثبت می‌شود تا بتوان سرعت ذره را اندازه‌گیری نمود. به این روش در شاخه میکروسیالات، میکروسرعت‌سنجی گفته می‌شود [۳۲]. اگرچه روش میکروسرعت‌سنجی روش مناسبی برای تحلیل جریان است، اما یک مسئله جدید در عرصه میکروسیالات دنبال‌کردن تعداد زیادی پارامترهای قطرات مثل قطر، سرعت، شکل و... برای هر قطره به طور جداگانه است. بدین منظور باسو [۳۳] یک برنامه پردازش ویدئو به نام ظاهرسنجی و سرعت‌سنجی قطره[1] را معرفی کردند. معمولاً برای حصول نتیجه در این روش زمان زیادی صرف می‌شود که در موضوع پیش‌رو غیر قابل استفاده است [۳۴].

1 DMV



شکل ۵. مراحل انجام پرداز تصویر. ۱)دریافت تصویر ۲) برش تصویر ۳) دوگانه‌کردن تصویر ۴) تشخیص قطره

Fig. 5. The image processing steps: 1) taking photo 2) cutting photo 3) making it binary 4) recognizing droplet



شکل ۶. حلقه بازخورد سیستم با کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر . قطر خروجی از کانال با استفاده از تصویربرداری آنلاین میکروسکوپ پرسرعت و برنامه پردازش تصویر اندازه‌گیری می‌شود. سپس قطر خروجی با مقدار مطلوب مقایسه شده و خطا وارد کنترلر تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر می‌شود. کنترل‌کننده برای کاهش خطا، فرمان مناسب را برای تنظیم دبی به پمپ سرنگی ارسال می‌کند.

Fig. 6. The feedback system with a PID controller. The diameter of the outlet of the channel is measured by an online high-speed microscope photo shooting and image processing program. Then the output diameter is compared to the desired diameter and the error is sent to the PID controller. To minimize the error, the controller sends the appropriate command to the syringe pump to control the flow.

بنابراین به‌منظور دستیابی به سرعت پردازش بیشتر و برطرف‌نمودن دیگر کاستی‌های کار اخیر، چونگ و همکارانش [۱۰] نرم‌افزاری را با نام اندازه‌گیری خودکار قطره[1] برای اندازه‌گیری پارامترهای موردنیاز قطره معرفی کردند. روش ای‌دی‌ام از روش دی‌ام‌وی دقیق‌تر است چرا که در این روش، یک قطره تنها زمانی شمرده می‌شود که از نوک جریان جدا و در ناحیه‌ی موردنظر ظاهر می‌شود. این روش برای جلوگیری از شمرده‌شدن چندباره قطره‌ها مناسب است. برای اندازه‌گیری قطر قطرات از یک برنامه پردازش تصویر استفاده شده که در شکل ۵، مراحل آن نمایش داده‌شده‌است. در این برنامه چهار مرحله شامل دریافت تصویر، برش تصویر، دوگانه کردن تصویر و تشخیص قطره انجام می‌شود و سپس قطر قطره برحسب تعداد پیکسل شناسایی می‌گردد. درنهایت با یک تناسب نسبت به عرض کانال، قطر برحسب میکرومتر به دست می‌آید.

برنامه‌ی پردازش تصویر، قطر قطرات اندازه‌گیری‌شده را برای مقایسه با مقدار مطلوب بازخورد می‌دهد و فرمان کنترلی به پمپ

1 ADM

سرنگی ارسال می‌شود. پمپ سرنگی از یک موتورالکتریکی، پیچ انتقال قدرت و یک سرنگ تشکیل شده‌است. موتور الکتریکی منجر به دوران پیچ شده و بدین ترتیب باعث حرکت پیستون سرنگ می‌شود. با توجه به اینکه سطح مقطع سرنگ ثابت است و مقدار دبی خارج‌شده از سرنگ برابر با حاصل‌ضرب سطح مقطع در سرعت جابجایی پیستون سرنگ است، کنترل‌کننده با تنظیم سرعت موتور و در نتیجه سرعت جابجایی پیستون سرنگ، قادر به تنظیم دبی پمپ سرنگ می‌باشد. در این سیستم حلقه بسته، دبی فاز پیوسته ورودی کنترلی و قطر قطره در میکرو کانال، خروجی سیستم می‌باشد. این عملیات با استفاده از نرم‌افزار متلب انجام می‌شود.

در نهایت پس از ایجاد ارتباط بین دوربین، پمپ‌ها و کامپیوتر، یک الگوریتم کنترلی طراحی شد. در این الگوریتم به منظور کنترل سیستم و رسیدن به قطر قطرات مورد نظر، از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر استفاده شده‌است. علت استفاده از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر، سادگی در پیاده‌سازی و همچنین مقاوم‌بودن آن است که آن را در زمره محبوب‌ترین کنترل‌کننده‌ها قرار داده‌است. دیاگرام الگوریتم مربوطه در شکل ۶ نشان داده شده‌است.

۲-۵- عدم قطعیت‌ها در مجموعه تجربی

به منظور تعیین عدم قطعیت در فرایند تولید میکروقطره‌های پلیمری، تجهیزات مختلف تاثیرگذار بر ابعاد نهایی قطرات تولیدی در جدول ۲ ذکر شده‌اند. بازه عملکرد هر تجهیز و میزان خطا در هر قسمت مطابق دیتاشیت و کاتالوگ تجهیزات ذکر شده و مقدار عدم قطعیت از تقسیم نصف بازه خطا بر بازه عملکرد محاسبه شده‌است.

از مزایای استفاده از کنترل فیدبک در تولید میکروقطرات را می‌توان غلبه بر چنین نامعینی‌هایی دانست. کنترل‌کننده فیدبک تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر با اندازه‌گیری لحظه‌ای قطر قطرات و مقایسه آن با مقدار مطلوب، دبی لازم را جهت تنظیم قطر قطرات به میکروکانال اعمال می‌کند. به عبارت دیگر، میزان دبی تا جایی تغییر می‌کند که قطر قطره مستقل از عدم قطعیت‌های بیان‌شده به مقدار مطلوب خود برسد.

۳- نتایج

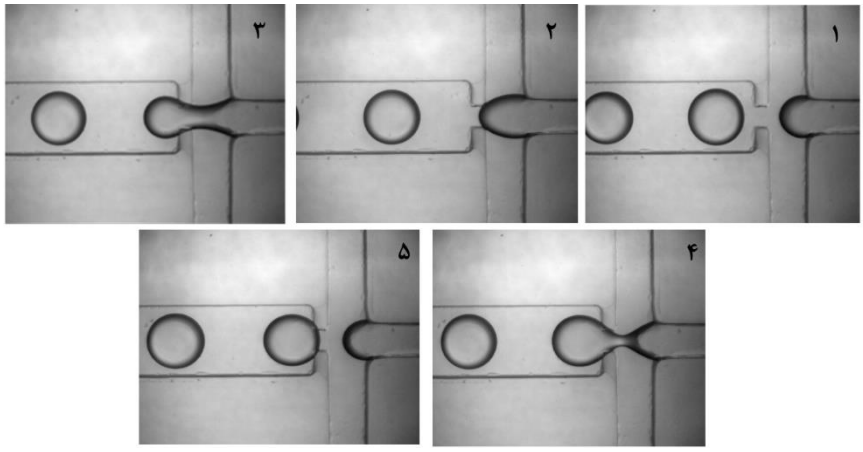
به منظور بررسی عملکرد میکروکانال در تولید قطرات آب، ابتدا مقدار دبی جریان گسسته در مقدار ۱۴۵/۲ متر مکعب در دقیقه تنظیم شد. سپس دبی فاز روغن به شکلی تنظیم شد که نسبت دبی فاز روغن به فاز آب برابر ۴/۳ شود. بدین ترتیب در این حالت از مراحل تشکیل قطره تصویربرداری شد. شکل ۷ مراحل تشکیل قطره در میکروکانال را نشان می‌دهد.

جهت نشان‌دادن عملکرد کنترل‌کننده، دو قطر ۱۰۰ و ۱۴۰ میکرومتر به عنوان قطرهای مطلوب درنظر گرفته شده‌اند. دبی جریان گسسته (آب دو بار تقطیرشده) توسط پمپ سرنگی بر روی مقدار

جدول ۲. ارزیابی عدم قطعیت تجهیزات در تولید میکروقطرات

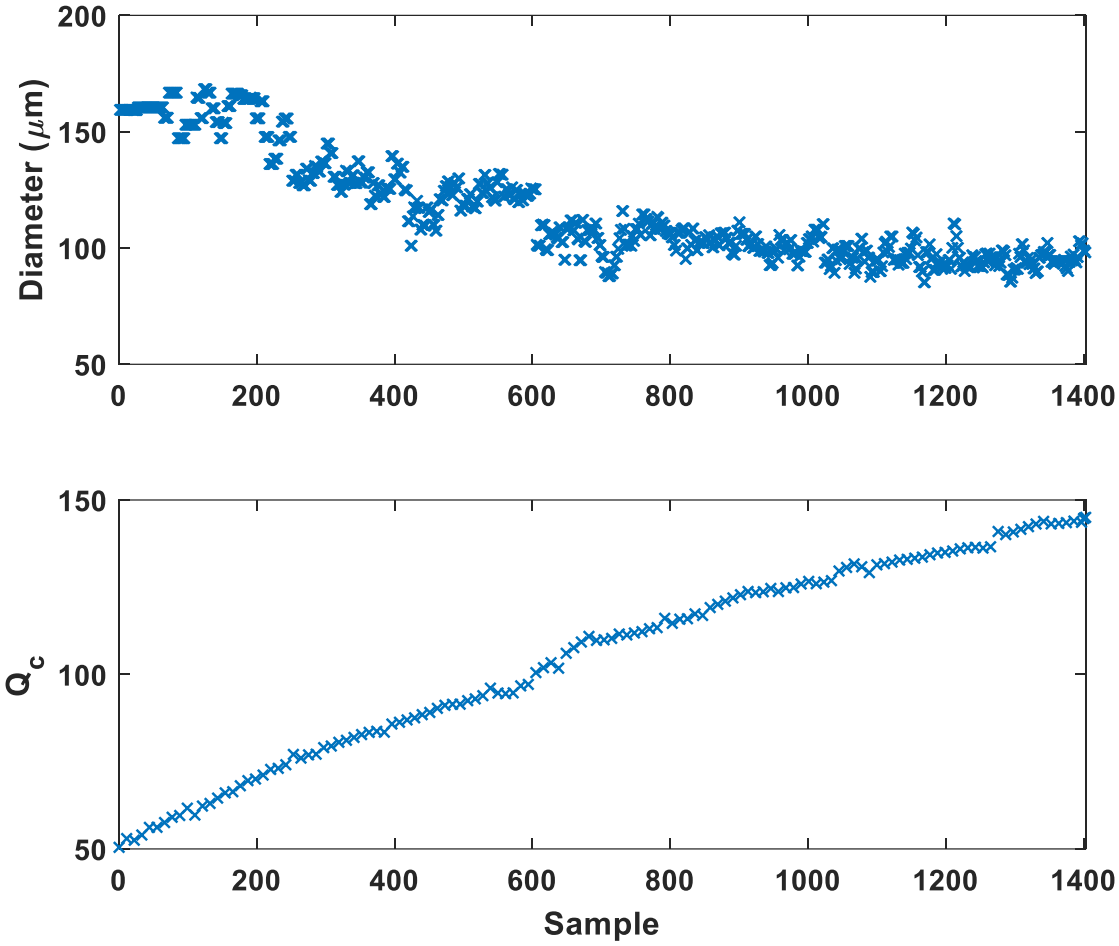
Table 2. Uncertainty assessment of the equipment in microfluidic generation

ردیف	عوامل تاثیرگذار	بازه عملکرد دستگاه	حداکثر میزان خطای دستگاه	عدم قطعیت دستگاه
۱	پمپ سرنگی فاز پیوسته	۱۰۰ میلی‌متر بر دقیقه	±۰/۱ میلی‌متر بر دقیقه	۰/۱ ٪
۲	پمپ سرنگی فاز گسسته	۸۰ میلی‌متر بر دقیقه	±۰/۰۸ میلی‌متر بر دقیقه	۰/۱ ٪
۳	ترازو	۵۱۰ گرم	۰/۰۰۲ گرم	۰/۰۰۰۳۹ ٪
۴	دستگاه گرم‌کننده صفحه	۱۸۰ درجه سانتی‌گراد	۰/۵ ± درجه سانتی‌گراد	۰/۲۷ ٪
۵	دستگاه لایه‌نشانی دورانی	۴۰۰۰ دور بر دقیقه	۱۰ ± دور بر دقیقه	۰/۲۵ ٪



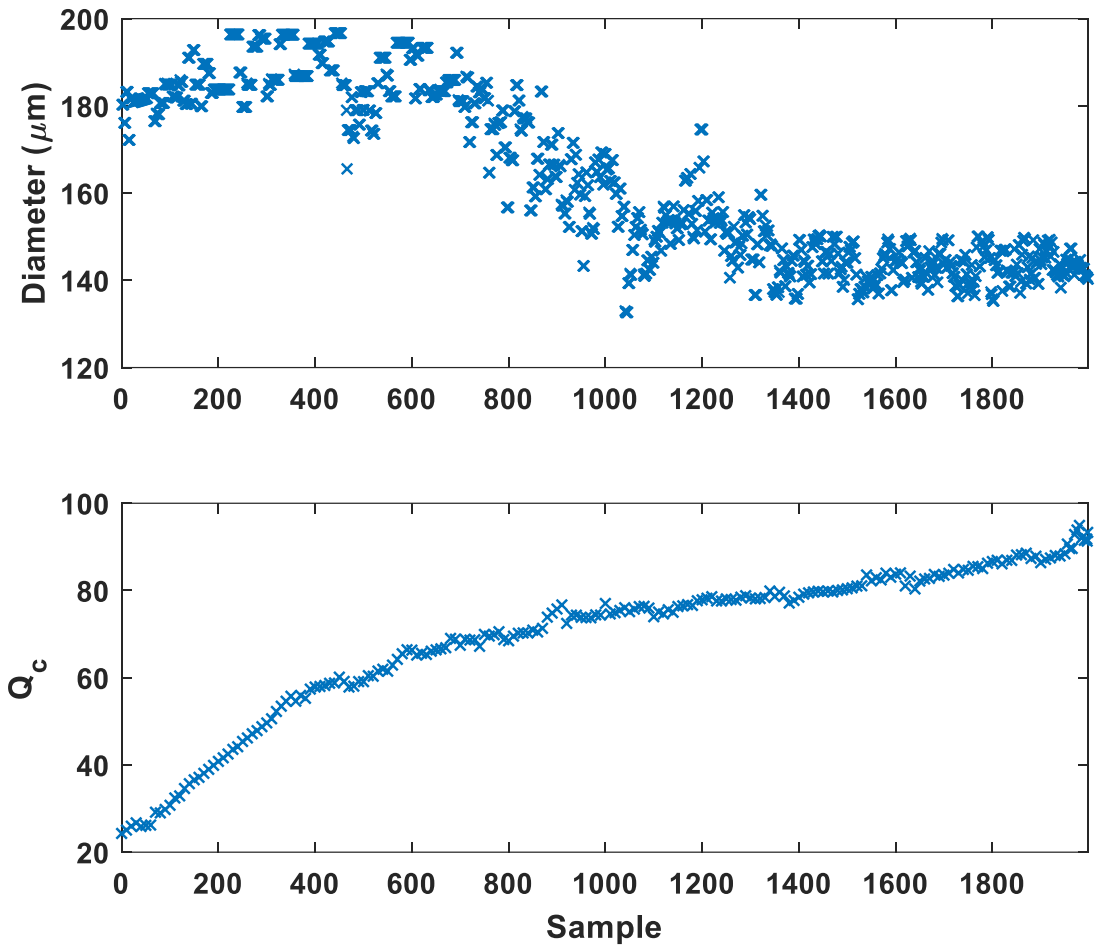
شکل ۷. مراحل تشکیل قطره به ازای نسبت دبی ثابت دو جریان

Fig. 7. The steps toward the creation of droplets for a constant flow rate ratio



شکل ۸. نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، و نمودار دبی فاز پیوسته (روغن) برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا RMSE) =۵/۲۷)

Fig. 8. Diagram for the desired diameter of 100 µm versus time-step, and diagram of the continuous flow (oil) versus time-(step (control command) (RSME=5.27



شکل ۹. نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۴۰ میکرومتر، و نمودار دبی فاز پیوسته (Q_c) برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) =۳,۴)

Fig. 9. Diagram for the desired diameter of 140 $\grave{i}\ m$ versus time-step, and diagram of the continuous flow (oil) versus time-step (control command) (RSME=3.4)

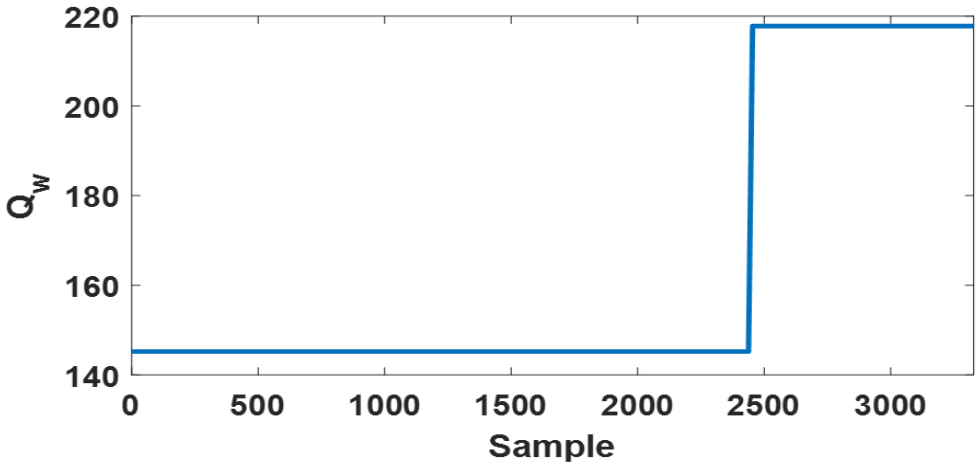
۱۴۵/۲ میلی‌متر مکعب بر دقیقه تنظیم شد. همانطور که در **شکل ۸** نشان داده‌شده‌است، کنترل‌کننده با افزایش دبی فاز پیوسته، قطر قطرات را تا مقدار مناسب کاهش داده‌است. با افزایش دبی فاز پیوسته و در نتیجه کاهش نسبت دبی، قطر قطره در ابتدا روندی افزایشی دارد که به دلیل وجود تاخیر بین دبی اعمال‌شده تا اثر بخشی بر روی جریان کانال است. در نهایت قطر قطره با دقت مناسبی به قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر می‌رسد. میزان نوسانات حول این مقدار با محاسبه میانگین جذر مربعات خطا[1] سنجیده شده‌است. این مقدار از معادله ۱ محاسبه می‌شود.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (y_d - y_i)^2}{n}} \qquad (۱)$$

در معادله ۱، y_i مقدار خروجی در هر لحظه، y_d قطر مطلوب و n نیز تعداد نمونه‌های انتخاب‌شده است. برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۵/۲۷ بدست آمد.

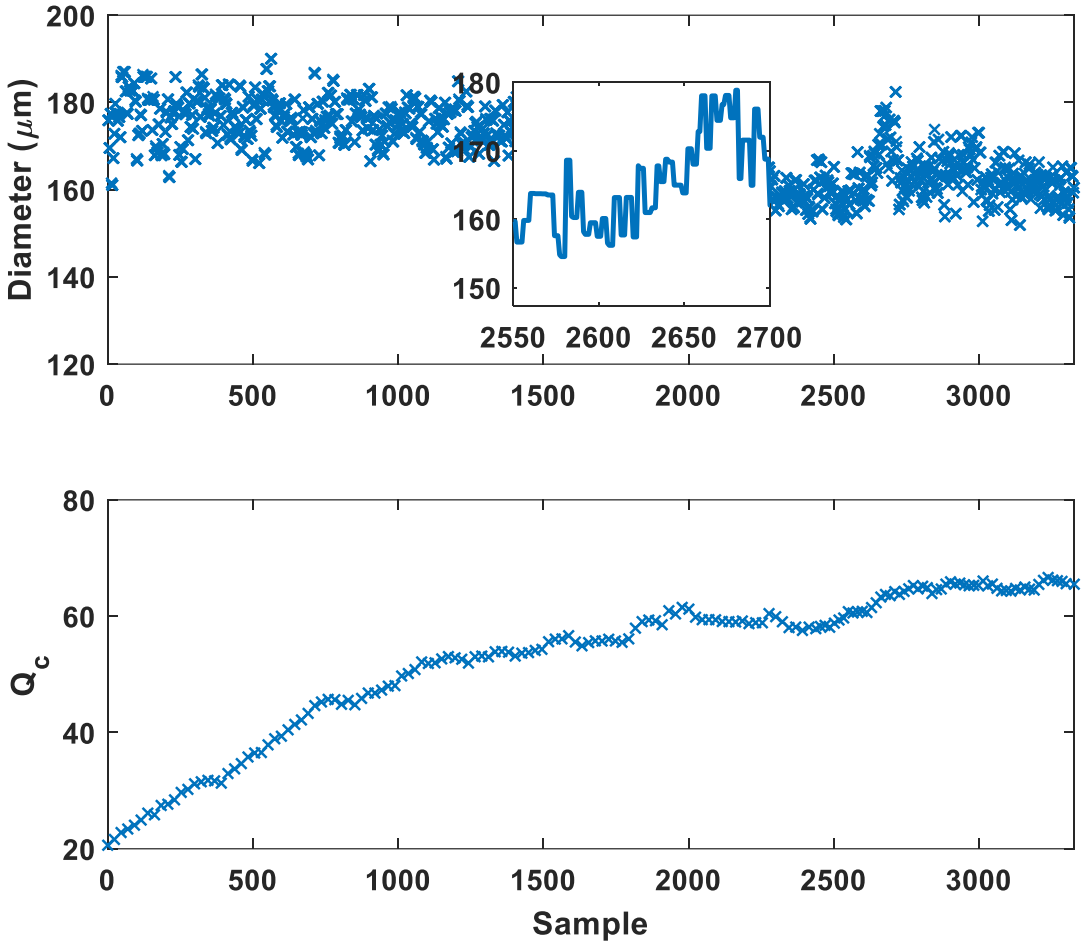
رفتار سیستم با درنظرگرفتن قطر مطلوب ۱۴۰ میکرومتر، در شکل ۹ نشان داده‌شده‌است. در این حالت نیز، مشابه با **شکل ۸**، کنترل‌کننده توانسته است با تغییرات مناسب دبی، قطر مطلوب را در کانال ایجاد نماید. در این حالت، میزان میانگین جذر مربعات خطا

1 RMSE



شکل ۱۰. افزایش پله‌ای دبی فاز گسسته (آب) به عنوان اغتشاش وارده به سیستم جهت بررسی عملکرد کنترلر

Fig. 10. Square increase in discrete phase flow (water) as a disruption applied to the system to assess the controller performance



شکل ۱۱. نمودار تأثیر اغتشاش و پاسخ کنترلر. نمودار تغییر قطر قطره به ازای افزایش دبی فاز گسسته، و نمودار تغییرات دبی فاز پیوسته بر حسب گام زمانی (خطا (RMSE) = ۰/۴۸)

Fig. 11. The effect of the disturbance and the response of the controller. Diagram of the change in the diameter of the droplet due to increase in the flow rate of the discrete flow, and the diagram of the changes in the continuous flow rate versus time-step (RSME = 0.48)

برابر با ۳/۴ می‌باشد.

برای بررسی رفتار سیستم حلقه بسته در برابر اغتشاشات، دبی فاز گسسته که ثابت انتخاب شده‌بود تغییر داده‌شد (شکل ۱۰). در این حالت انتظار می‌رود که با افزایش دبی فاز گسسته، قطر قطرات افزایش یافته و پس از آن کنترل‌کننده با تغییر در دبی فاز پیوسته، قطر قطره را به مقدار مطلوب برساند.

همانطور که در شکل ۱۱ نشان داده شده‌است، کنترل‌کننده با تنظیم دبی فاز پیوسته، قطر قطره را به سمت مقدار مطلوب ۱۶۰ میکرومتر هدایت نمود. با تغییر در نسبت دبی، قطر قطره افزایش پیدا می‌کند. سپس، با تنظیم دبی فاز پیوسته توسط کنترل‌کننده، اثر اغتشاش حذف و قطر قطره به سمت مقدار مطلوب ۱۶۰ میکرومتر میل می‌کند. در این حالت مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۳/۵ محاسبه شده‌است.

از جهت روش کار انجام‌شده در تولید قطره، در پژوهش انجام‌شده در [۲۸]، از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر برای کنترل قطر قطره استفاده شده‌است. ضرایب این کنترل‌کننده بر اساس تابع تبدیل مرتبه یک استخراج‌شده از رفتار مدار باز سیستم تنظیم شده‌است. برای اندازه‌گیری قطر قطره نیز از یک دوربین دیجیتالی و برای تنظیم دبی جریان‌ها از پمپ سرنگ استفاده کرده‌اند. در پژوهش حاضر، به دلیل ماهیت شدیداً غیرخطی سیستم و وجود عدم قطعیت‌ها، ضرایب کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر در حین آزمایش تنظیم شده‌است تا بهترین دقت ممکن حاصل شود. در مقاله [۳۱] نیز از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر جهت تنظیم قطر قطره استفاده شده‌است. ضرایب کنترل‌کننده با استفاده از استخراج تابع تبدیل سیستم تنظیم شده‌است و برای اندازه‌گیری قطر قطره از سنسورخازنی در ابعاد میکرو استفاده شده‌است. برای تولید قطره از مخزن‌های فشار ثابت استفاده شده‌است. در مقاله پیش‌رو از پمپ سرنگ برای تولید قطره استفاده شده‌است که در مقایسه با مخازن فشار ثابت دارای نویز بیشتری هستند ولی در کاربردهای تولید قطره متداول‌تر هستند.

از جهت عملکرد سیستم در تولید قطره، پژوهش حاضر در مقایسه با [۲۸] که در آن نیز از پمپ سرنگ برای تنظیم دبی جریان‌ها استفاده شده‌است، دارای دقت بیشتر (خطای حالت ماندگار کمتری) می‌باشد. همچنین در خروجی نویز کمتری دارد که می‌تواند ناشی از ایزوله‌سازی بهتر پمپ سرنگ‌ها و اثرات لرزشی آن باشد. در مقایسه با [۳۱]، قطرات تولیدشده در این پژوهش دارای نویز بیشتری هستند که علت آن استفاده از پمپ سرنگ و اثرات لرزشی آن می‌باشد. البته در حالت ماندگار میزان نویز به دلیل ثابت‌شدن دبی دارای میزان قابل قبولی می‌باشد. همچنین، در پژوهش [۳۱] خطای حالت ماندگار در مقایسه با پژوهش حاضر بیشتر به نظر می‌رسد. نتایج بدست‌آمده در این مقاله، نشان‌دهنده عملکرد مناسب سیستم حلقه بسته طراحی‌شده در عین سادگی در مقایسه با کارهای انجام‌شده دیگر است [۲۸ و ۳۱].

لازم به ذکر است که با توجه به تجربی‌بودن کار حاضر و همچنین دقت مناسب در تولید قطره، از این پژوهش می‌توان برای اعتبارسنجی کارهایی که صرفا به شبیه‌سازی عددی می‌پردازند استفاده کرد.

از عواملی که منجر به ایجاد خطا در سیستم می‌شوند به وجود لرزش در موتورهای پمپ سرنگ‌ها، انعطاف لوله‌های انتقال‌دهنده جریان از پمپ سرنگ به میکروکانال، ایزوله‌نبودن پمپ سرنگ از محل قرارگیری میکروکانال، وجود نویزهای محل آزمایش، عدم قطعیت در خاصیت سیالات موجود در فازهای پیوسته و گسسته و ... نام برد.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک سیستم میکروفلویدیک جهت تولید قطرات با قطر دقیق با استفاده از یک سیستم حلقه‌بسته طراحی و به صورت تجربی ارزیابی شده‌است. برای تولید قطرات از میکرو کانال جریان متمرکزشونده استفاده شده‌است. برای محاسبه برخط قطر قطرات در حلقه‌بسته از یک دوربین سرعت بالا به همراه یک میکروسکوپ استفاده شده‌است. تصاویر ارسالی از این مجموعه با استفاده از یک برنامه پردازش تصویر سرعت بالا تحلیل و قطر قطرات محاسبه شد. برای تولید قطرات با قطر مورد نظر، دبی فاز گسسته (آب دو بار تقطیرشده) ثابت و دبی فاز پیوسته (روغن) متغیر در نظر گرفته‌شد. دبی فاز روغن با استفاده از کنترلر تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر، بر مبنای خطای بین قطر موجود و قطر مطلوب تنظیم گردید. برای نشان‌دادن عملکرد سیستم حلقه‌بسته طراحی‌شده دو قطر مطلوب ۱۰۰ و ۱۴۰ میکرومتر درنظر گرفته‌شد. در هر دو حالت کنترل‌کننده توانست قطر قطره تولیدشده در داخل میکروکانال را به مقدار مورد نظر برساند.

در رفتار خروجی سیستم نوساناتی مشاهده می‌شود که می‌تواند ناشی از ارتعاشات مربوط به موتور و ادوات مکانیکی پمپ سرنگ باشد. و در مطالعات آینده، حذف نوسانات با به کارگیری روش‌هایی در حوزه میکرو می‌تواند به بهبود کیفی این مطالعه کمک کند. به منور بررسی عملکرد کنترل‌کننده طراحی‌شده در برابر اغتشاشات، دبی فاز گسسته به صورت پله‌ای افزایش داده‌شد. این افزایش دبی منجر به افزایش قطر قطره گردید که در نهایت کنترل‌کننده با حذف اثر اغتشاش، قطر قطره را به سمت قطر مطلوب ۱۶۰ میکرومتر هدایت نمود. نتایج تست تجربی انجام‌شده نشان داد که سیستم حلقه‌بسته طراحی و ساخته‌شده قابلیت ایجاد قطرات با قطر مختلف و دقت مناسب را داشته و علاوه بر آن در برابر اغتشاشات وارده نیز مقاوم می‌باشد.

در کارهای آینده به دنبال حذف نویز ناشی از پمپ سرنگ‌ها با کنترل دقیق‌تر پمپ سرنگ به عنوان یک حلقه داخلی خواهیم بود. همچنین، برای ایزوله‌سازی بهتر پمپ سرنگ از جاذب‌های ارتعاشی بهتر استفاده خواهدشد. برای کنترل تولید قطره به ارائه الگوریتم‌های مقاوم‌تر کنترلی و الگوریتم‌های غیرخطی خودتنظیم پرداخته خواهدشد. در ادامه، به طراحی یک سنسور جهت اندازه‌گیری قطر قطره به عنوان یک جایگزین برای دوربین هستیم. این سنسور با لایه‌نشانی الکتروهایی از طلا در کف کانال ایجاد می‌شوند و عملکرد آن‌ها مشابه خازن خواهدبود که با عبور فاز گسسته از روی آن‌ها، ظرفیت خازن تغییر کرده و می‌توان سرعت و قطر قطره را بر مبنای این تغییرات محاسبه نمود. تحقیق حاضر به عنوان یک زیربنا برای تحقیقات پیش‌رو و توسعه این زمینه تحقیقاتی می‌باشد.

مراجع

[1] S.-Y. Park, T.-H. Wu, Y. Chen, M.A. Teitell, P.-Y. Chiou, High-speed droplet generation on demand driven by pulse laser-induced cavitation, Lab on a Chip, 11(6) (2011) 1010-1012.

[2] E. Brouzes, M. Medkova, N. Savenelli, D. Marran, M. Twardowski, J.B. Hutchison, J.M. Rothberg, D.R. Link, N. Perrimon, M.L. Samuels, Droplet microfluidic technology for single-cell high-throughput screening, Proceedings of the National Academy of Sciences, 106(34) (2009) 14195-14200.

[3] J. Clausell-Tormos, D. Lieber, J.-C. Baret, A. El-Harrak, O.J. Miller, L. Frenz, J. Blouwolff, K.J. Humphry, S. Köster, H. Duan, Droplet-based microfluidic platforms for the encapsulation and screening of mammalian cells and multicellular organisms, Chemistry & biology, 15(5) (2008) 427-437.

[4] A. Huebner, M. Srisa-Art, D. Holt, C. Abell, F. Hollfelder, A. Demello, J. Edel, Quantitative detection of protein expression in single cells using droplet microfluidics, Chemical communications, (12) (2007) 1218-1220.

[5] L.S. Roach, H. Song, R.F. Ismagilov, Controlling nonspecific protein adsorption in a plug-based microfluidic system by controlling interfacial chemistry using fluorous-phase surfactants, Analytical chemistry, 77(3) (2005) 785-796.

[6] W. Li, H.H. Pham, Z. Nie, B. MacDonald, A. Güenther, E. Kumacheva, Multi-step microfluidic polymerization reactions conducted in droplets: The internal trigger approach, Journal of the American Chemical Society, 130(30) (2008) 9935-9941.

[7] Y.-H. Chang, G.-B. Lee, F.-C. Huang, Y.-Y. Chen, J.-L. Lin, Integrated polymerase chain reaction chips utilizing digital microfluidics, Biomedical microdevices, 8(3) (2006) 215-225.

[8] B.T. Lau, C.A. Baitz, X.P. Dong, C.L. Hansen, A complete microfluidic screening platform for rational protein crystallization, Journal of the American Chemical Society, 129(3) (2007) 454-455.

[9] L.-H. Hung, K.M. Choi, W.-Y. Tseng, Y.-C. Tan, K.J. Shea, A.P. Lee, Alternating droplet generation and controlled dynamic droplet fusion in microfluidic device for CdS nanoparticle synthesis, Lab on a Chip, 6(2) (2006) 174-178.

[10] Z.Z. Chong, S.B. Tor, A.M. Gañán-Calvo, Z.J. Chong, N.H. Loh, N.-T. Nguyen, S.H. Tan, Automated droplet measurement (ADM): an enhanced video processing software for rapid droplet measurements, Microfluidics and Nanofluidics, 20(4) (2016) 66.

[11] T. Thorsen, R.W. Roberts, F.H. Arnold, S.R. Quake, Dynamic pattern formation in a vesicle-generating microfluidic device, Physical review letters, 86(18) (2001) 4163.

[12] P. Garstecki, M.J. Fuerstman, H.A. Stone, G.M. Whitesides, Formation of droplets and bubbles in a microfluidic T-junction—scaling and mechanism of break-up, Lab on a Chip, 6(3) (2006) 437-446.

[13] S.-H. Tan, N.-T. Nguyen, L. Yobas, T.G. Kang, Formation and manipulation of ferrofluid droplets at a microfluidic T-junction, Journal of Micromechanics and Microengineering, 20(4) (2010) 045004.

[14] S.L. Anna, N. Bontoux, H.A. Stone, Formation of dispersions using "flow focusing" in microchannels, Applied physics letters, 82(3) (2003) 364-366.

[15] A.M. Gañán-Calvo, Generation of steady liquid microthreads and micron-sized monodisperse sprays in gas streams, Physical review letters, 80(2) (1998) 285.

[16] M.A. Herrada, A.M. Gañán-Calvo, Swirl flow focusing: A novel procedure for the massive production of monodisperse microbubbles, Physics of Fluids, 21(4) (2009) 042003.

[17] F. Dutka, A.S. Opalski, P. Garstecki, Nano-liter droplet libraries from a pipette: step emulsificator that stabilizes droplet volume against variation in flow rate, Lab on a Chip, 16(11) (2016) 2044-2049.

[18] K. Kang, S.H. Lee, H.S. Ryou, Nanoscale Microscale Thermophys. Eng. Nanoscale Microscale Thermophys. Eng. 10, 217-232, 2006, Nanoscale, 10 (2006) 217-232.

[19] R. Seemann, M. Brinkmann, T. Pfohl, S. Herminghaus, Droplet based microfluidics, Reports on progress in physics, 75(1) (2011) 016601.

[20] K.W. Oh, C.H. Ahn, A review of microvalves, Journal of micromechanics and microengineering, 16(5) (2006) R13.

[21] M. Simon, V. Bright, R. Radebaugh, Y. Lee, An analytical model for a piezoelectric axially driven membrane microcompressor for optimum scaled down design, Journal of Mechanical Design, 134(1) (2012).

[22] J. Luo, Y.Q. Fu, Y. Li, X. Du, A. Flewitt, A. Walton, W. Milne, Moving-part-free microfluidic systems for lab-on-a-chip, Journal of Micromechanics and Microengineering, 19(5) (2009) 054001.

[23] W. Zeng, I. Jacobi, D.J. Beck, S. Li, H.A. Stone, Characterization of syringe-pump-driven induced pressure fluctuations in elastic microchannels, Lab on a Chip, 15(4) (2015) 1110-1115.

[24] B.S. Hardy, K. Uechi, J. Zhen, H.P. Kavehpour, The deformation of flexible PDMS microchannels under a pressure driven flow, Lab on a Chip, 9(7) (2009) 935-938.

[25] K.W. Oh, K. Lee, B. Ahn, E.P. Furlani, Design of pressure-driven microfluidic networks using electric circuit analogy, Lab on a Chip, 12(3) (2012) 515-545.

[26] Y.J. Heo, J. Kang, M.J. Kim, W.K. Chung, Tuning-free controller to accurately regulate flow rates in a microfluidic network, Scientific reports, 6 (2016) 23273.

[27] J.B. Christen, A.G. Andreou, Design, fabrication, and testing of a hybrid CMOS/PDMS microsystem for cell culture and incubation, IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 1(1) (2007) 3-18.

[28] E. Miller, M. Rotea, J.P. Rothstein, Microfluidic device incorporating closed loop feedback control for uniform and tunable production of micro-droplets, Lab on a Chip, 10(10) (2010) 1293-1301.

[29] Y. Kim, B. Kuczenski, P.R. LeDuc, W.C. Messner, Modulation of fluidic resistance and capacitance for long-term, high-speed feedback control of a microfluidic interface, Lab on a Chip, 9(17) (2009) 2603-2609.

[30] Y.J. Heo, J. Kang, W.K. Chung, Robust control for valveless flow switching in microfluidic networks, in: 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), IEEE, 2015, pp. 1982-1987.

[31] H. Fu, W. Zeng, S. Li, S. Yuan, Electrical-detection droplet microfluidic closed-loop control system for precise droplet production, Sensors and Actuators A: Physical, 267 (2017) 142-149.

[32] H. Kim, D. Luo, D. Link, D.A. Weitz, M. Marquez, Z. Cheng, Controlled production of emulsion drops using

an electric field in a flow-focusing microfluidic device, Applied Physics Letters, 91(13) (2007) 133106.

[33] A.S. Basu, Droplet morphometry and velocimetry (DMV): a video processing software for time-resolved, label-free tracking of droplet parameters, Lab on a Chip, 13(10) (2013) 1892-1901.

[34] Z.Z. Chong, S.H. Tan, A.M. Gañán-Calvo, S.B. Tor, N.H. Loh, N.-T. Nguyen, Active droplet generation in microfluidics, Lab on a Chip, 16(1) (2016) 35-58.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

S. Motaghi, M. Nazari, N. Sepehri, A. Mahdavi , Control of droplet size in a two-phase microchannel using PID controller: A novel experimental study, Amirkabir J. Mech Eng., 53(7) (2021) 4279-4292.

DOI: 10.22060/mej.2020.18250.6783