



Sliding Mode Control of Droplet Size in a Microchannel by Adjusting Syringe-Pump Flow: Experimental Study

A. A. Mahdizadeh, M. Nazari*, M. Nazari, H. Ahmadi

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

ABSTRACT: Microfluidics has many applications in modern sciences such as medicine and biomedical engineering. There are usually two ways of injecting fluids; using pressure regulations in fluid flow lines and using syringe pumps, which using syringe pumps is the most common way. Today, a lot of research has been done in this field, but a limited number of them have focused on active control of the droplet size. In this research, a microchannel was first fabricated using photolithography. To inject fluids into the channels, a syringe pump is designed and built using a DC motor with suitable speed and torque and the L298N module. The fluids used in this research are double distilled water as a discrete phase and oil as a continuous phase. An Arduino Mega 2560 board has also been used as the processor to automatically control this system. The droplet diameter is calculated using a digital microscope and its image processing with a high-speed algorithm. The sliding mode control algorithm has been used to control the droplet size due to the nonlinearity of the system behavior as well as the disturbances. The obtained results for three different diameters i.e. 82, 90, and 100 μm , show the accurate performance of the sliding mode controller.

Review History:

Received: Oct. 12, 2021

Revised: Aug. 26, 2022

Accepted: Aug. 28, 2022

Available Online: Oct. 24, 2022

Keywords:

Microfluidics

Micro-droplets

Syringe pump

Droplet size control

Sliding mode control

1- Introduction

T-shaped microchannels and concentrated flow-focusing microchannels [1] are two common types of microchannels for droplet generation, in which flow-focusing microchannels are the most common types. To flow fluid in a channel, a syringe pump can be used, which is easier and more economic. The fluids can be flown by applying pressure upstream.

Creating precise and uniform droplets in microfluidic systems is essential for most medical and microfluidic applications. On the other hand, these systems should be robust in dealing with disturbances and uncertainties.

To create precise droplets, many complicated solutions were considered, such as designing micro-pumps and micro-valves. Today, generating microdroplets in a closed-loop system is popular because these systems are robust and can generate microdroplets uniformly and precisely. To this aim, several control methods and closed-loop structures were designed. A robust controller was designed to adjust the flow rate by applying pressure upstream in Ref. [2]. Although pressure-driven microfluidic systems have less vibration, the control of flow in these systems is difficult, and they are sensitive to disturbances.

The droplet size in a microchannel was controlled using a PID controller in Ref. [3] where the sensor in this system was electrodes as a capacitor. A reinforcement learning-based

controller was designed in Ref. [4]. The Iterative Learning Control (ILC) strategy was presented in Ref. [5] manipulation and application of microdroplets of a few micrometers size. It drastically enhances the advantages of microfluidics in terms of low consumption, automation and high throughput and is widely used in chemical, microelectronics, materials science, biology and biomedical engineering etc. In this paper, an iterative learning control (ILC) to control the droplet size.

The flow of a syringe pump was controlled in Ref. [6] to control the droplet size using a robust controller. For measuring the droplet size, a high-speed camera was used. However, in this research, only the flow of the syringe pump was controlled and the sizes of the droplets were not used as feedback.

In the present paper, a T-junction microchannel is fabricated. To flow the fluids in their channels, two syringe pumps were used, and the droplet size was measured by a high-speed camera.

2- Experimental Setup

The closed-loop system is shown in Fig. 1. As shown in this figure, two syringe pumps are used to flow the fluids in their channels. To apply the controller, an Arduino board is considered.

A T-shaped flow-focusing microchannel is fabricated to

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



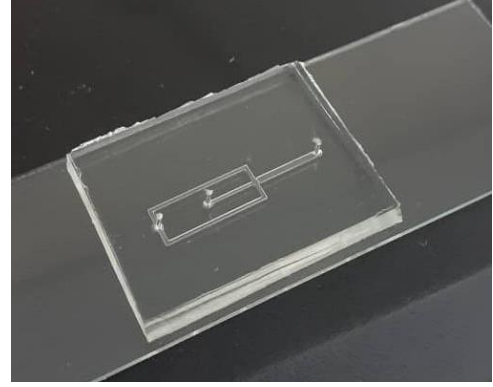
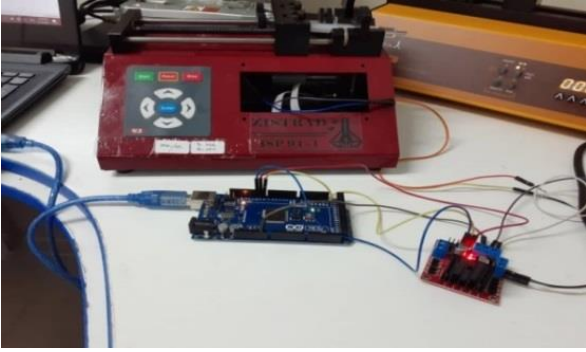


Fig. 2. The fabricated micro-channel

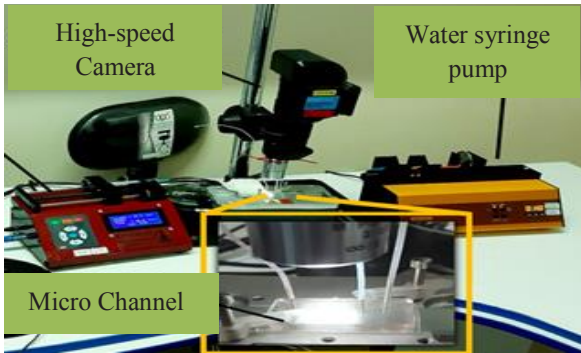


Fig. 1. a) View of fabricated syringe pump: b) Closed-loop system

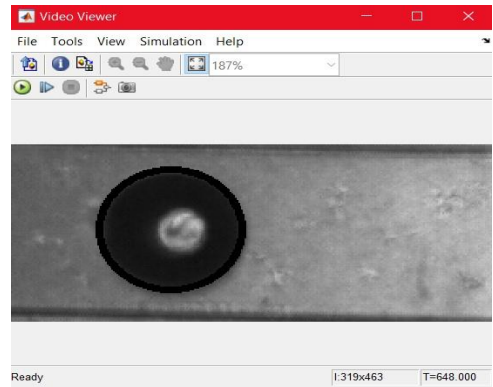


Fig. 3. Droplet size measurement using a high-speed image processing algorithm.

generate droplets using the photolithography method (Fig. 2).

A high-speed camera with a high-speed image processing algorithm is used for measuring the droplet sizes (Fig. 3).

3- Controller Structure

The dynamic model of the DC motor of the syringe pump extracted by the experimental test is as follows:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = -3952x_2 - 16700x_1 + u \end{cases} \quad (1)$$

where x_1 is the motor position. The control input using the sliding mode control approach is as follows:

$$u = b^{-1} \left[\hat{u} - k \operatorname{sgn} \left(\frac{s}{\phi} \right) \right] \quad (2)$$

$$\hat{u} = -\hat{f} + \ddot{x}_d - \lambda \tilde{x}$$

Where:

$$\begin{aligned} \tilde{x} &= x - x_d \\ \hat{f} &= -3952x_2 - 16700x_1 \end{aligned} \quad (3)$$

The parameters of the controller are $\lambda = 200, k = 5$, and $\phi = 0.5$.

4- Results and Discussion:

The behavior of the closed-loop system at set points of 82, 90, and 100 micrometers are shown in Figs. 4 to 6. The flow rate of the discrete flow (double-distilled water) was set at 116.2 by the syringe pump.

As shown in these figures, the closed-loop system tracks the desired set points. The response speed of the system is desirable. At first, there are no droplets in the microchannel, so the droplet size is zero.

5- Conclusion

To generate droplets with precise sizes in a T-junction microchannel, a new controller was designed and implemented experimentally. The experimental tests show the good performance of the designed controller. Some

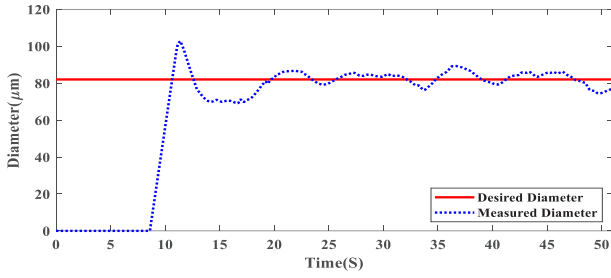


Fig. 4. The behavior of the closed-loop system at a set point of 82 micrometers

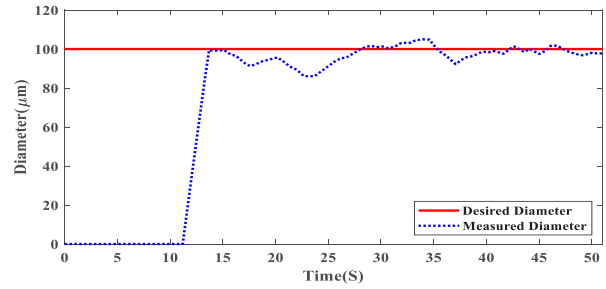


Fig. 6. The behavior of the closed-loop system at a set point of 100 micrometers

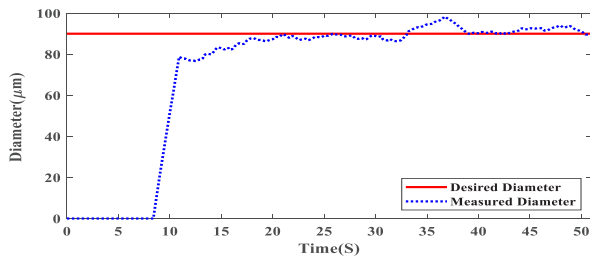


Fig. 5. The behavior of the closed-loop system at a set point of 90 micrometers

Table 1. RMSE values for the three experimental tests

Test	#1 (Fig. 4)	#2 (Fig. 5)	#3 (Fig. 6)
RMSE	3.81	2.3	3.06

References

[1] S. Mottaghi, M. Nazari, S.M. Fattahi, M. Nazari, S. Babamohammadi, Droplet size prediction in a microfluidic flow focusing device using an adaptive network based fuzzy inference system, *Biomedical Microdevices*, 22(3) (2020) 1-12.

[2] 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(1) (2016) 1-12.

[3] 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.

[4] O.J. Dressler, P.D. Howes, J. Choo, A.J. Demello, Reinforcement Learning for Dynamic Microfluidic Control, *ACS Omega*. 3 (2018) 10084–10091.

[5] D. Huang, K. Wang, Y. Wang, H. Sun, X. Liang, T. Meng, Precise control for the size of droplet in T-junction microfluidic based on iterative learning method, *Journal of the Franklin Institute*, 357(9) (2020) 5302-5316.

[6] H. Kim, D. Cheon, J. Lim, K. Nam, Robust Flow Control of a Syringe Pump Based on Dual-Loop Disturbance Observers, *IEEE Access*, 7 (2019) 135427-135438.

fluctuations were observed in the experimental tests, which were related to the vibrations of the electric motor and mechanical accessories of the syringe pump.

To evaluate the performance of the closed-loop system in each test, the Root Mean Square Error (RMSE) values are computed as follows:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (y_d - y_i)^2}{m}} \quad (4)$$

The RMSE values are presented in Table 1, which shows the good performance of the closed-loop system.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

A. A. Mahdizadeh, M. Nazari, M. Nazari, H. Ahmadi, *Sliding Mode Control of Droplet Size in a Microchannel by Adjusting Syringe-Pump Flow: Experimental Study*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 54(10) (2023) 451-454.

DOI: 10.22060/mej.2022.20666.7290





کنترل مود لغزشی اندازه قطرات در یک میکروکانال با تنظیم دبی پمپ تزریق: بررسی تجربی

علی اصغر مهدی‌زاده سولا، مصطفی نظری*، حبیب احمدی، محسن نظری

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۰/۰۷/۲۰
بازنگری: ۱۴۰۱/۰۶/۰۴
پذیرش: ۱۴۰۱/۰۶/۰۶
ارائه آنلاین: ۱۴۰۱/۰۸/۰۲

کلمات کلیدی:

میکروسیال‌ها
میکروقطرات
پمپ تزریق
کنترل سایز قطرات
کنترل کننده مود لغزشی

خلاصه: امروزه در زمینه تولید میکروقطرات تحقیقات زیادی صورت گرفته است، اما تعداد محدودی از آن‌ها به کنترل فعال اندازه قطره و تغییر آن به صورت برخط پرداخته‌اند. در این تحقیق، ابتدا یک میکروکانال با هندسه جریان متمرکز شونده با استفاده از روش فوتولیتوگرافی ساخته شده است. جهت تزریق سیالات در درون کانال، یک پمپ تزریق با استفاده از یک موتور جریان مستقیم با دور و گشتاور مناسب و ماژول طراحی و ساخته شده است. سیالات مورد استفاده در این تحقیق، آب دو بار تقطیر به عنوان فاز گسسته و روغن به عنوان فاز پیوسته است. همچنین برای کنترل خودکار این سیستم، یک بورد آردوینو مگا ۲۵۶۰ به عنوان سیستم پردازنده استفاده شده است. قطر قطرات به کمک یک میکروسکوپ دیجیتال سرعت بالا و پردازش تصویر آن با یک روش پر سرعت محاسبه می‌شود. برای کنترل اندازه قطرات از دو حلقه کنترلی استفاده شده است؛ در حلقه داخلی جهت غلبه بر نامعینی‌ها از روش کنترل مود لغزشی، و در حلقه خارجی از کنترل کننده تناسبی-انتگرالگیر-مشتق‌گیر استفاده شده است. نتایج به دست آمده برای سه قطر متفاوت ۸۲، ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر نشان دهنده عملکرد مناسب کنترل کننده طراحی شده است. عملکرد سیستم مدار بسته در هر حالت با ترسیم نمودار هیستوگرام ارزیابی شده است.

۱- مقدمه

دانش میکروفلوئیدیک به یک زمینه بالغ با کاربرد در علوم و مهندسی تبدیل شده است و موفقیت تجاری خاصی در تشخیص مولکولی، توالی‌یابی نسل بعدی و تجزیه و تحلیل پایه دارد. علیرغم فراگیر بودن آن، پیچیدگی طراحی و کنترل دستگاه‌های میکروسیال سفارشی، موانع عمده‌ای را برای پذیرش ایجاد می‌کند که به دانش شهودی به دست آمده از سال‌ها تجربه نیاز دارد. اگر بر این موانع غلبه بشود، سیستم‌های میکروفلوئیدیک می‌توانند برای افراد غیرمتخصص نیز کوچک‌سازی شده تا بتوانند تحقیقات مرتبط با خود را با چنین سیستم‌های هوشمندی انجام دهند. شهود متخصصان میکروسیال را می‌توان از طریق یادگیری ماشین، جایی که مدل‌های آماری پیچیده برای تشخیص الگو آموزش داده می‌شود و متعاقباً برای پیش‌بینی رویداد مورد استفاده قرار می‌گیرد، دریافت کرد. ادغام یادگیری ماشین و کنترل اتومانیک با میکروسیالات می‌تواند به طور قابل توجهی پذیرش و تأثیر آن را گسترش دهد.

میکروقطره‌ها کاربردهای فراوانی در عرصه‌های مختلف و مهم تکنولوژی مانند مهندسی پزشکی، داروسازی و دارورسانی، پزشکی، و مهندسی شیمی دارند [۱]. همچنین، نشان داده شده است که سیستم‌های میکروسیال دارای پتانسیل بالقوه در زمینه‌های متنوعی از کاربردهای بیولوژیکی، از جمله جداسازی بیومولکولی هستند [۲ و ۳]. برای شکل‌گیری یک قطره از یک فاز آبی پیوسته، باید انرژی به سطح قطره منتقل شود تا مقداری از انرژی به انرژی سطح تبدیل شود. این انرژی ممکن است ناشی از فشار هیدرودینامیکی جریان باشد، که هیچ ورودی خارجی دیگری ندارد و با عنوان تولید منفعل قطره شناخته می‌شود؛ ولی اگر یک انرژی خارجی به صورت موضعی در جهت تولید قطره وارد شود، به آن تولید فعال قطره گفته می‌شود [۴]. در روش فعال حلقه بسته، می‌توان دبی هر دو فاز پیوسته و گسسته را به صورت برخط تنظیم نمود. همچنین می‌توان با استفاده از تنظیم‌کننده‌های فشار، فشار مورد نیاز در هر فاز و در نتیجه دبی مورد نیاز هر فاز را تأمین و میکرو قطرات را تولید نمود. میکروکانال‌های مورد استفاده در تولید قطره دارای هندسه‌های متفاوتی

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

هستند. در این میان، دو هندسه‌ای که بیشترین استفاده را در تولید قطره دارند میکروکانال‌های تی-شکل [۷-۵] و جریان‌متمركز هستند [۸ و ۹]. کانال‌های جریان متمركز با عنوان جریان متقاطع نیز شناخته می‌شوند که دو نوع صفحه‌ای و محوری دارند [۱۰].

برای تولید قطره روش‌های متفاوت دیگری نیز استفاده شده است. کیم^۱ یک روش امولسیون‌سازی را با استفاده از میدان الکتریکی برای تولید قطره‌ها به کار گرفت [۱۱]. مالوگی^۲ روش الکترووتینگ^۳ را برای دو سیال مخلوط نشدنی جهت تولید قطره استفاده کرده است [۱۲]. روش‌های دیگری هم وجود دارد مانند: ایجاد گرما با استفاده از میکروهیتر و میکروسنسور [۱۳]، استفاده از یک لیزر پالسی و خاصیت کاویتاسیون [۱۴]، روش‌های مکانیکی مانند ایجاد آشفستگی [۱۵]، و استفاده از خواص پیژوالکتریک و بریدن جریان [۱۶]. بعد از روش الکتریکی، می‌توان گفت که مهم‌ترین روش، روش مغناطیسی با استفاده از سیالات مغناطیسی است [۱۷].

مسئله مهم دیگر که در این زمینه وجود دارد، بدست آوردن اندازه قطره، سرعت قطره و فرکانس تولید قطره می‌باشد. در روش مغناطیسی از سنسورهای مقاومت مغناطیسی بزرگ^۴ استفاده می‌شود که در آن‌ها از تغییرات سیگنال ارسالی از یک یا چند مقاومت استفاده می‌شود [۱۸]؛ که این سنسورها برای قطرات در ابعاد میکرو می‌باشد [۱۷]. یکی دیگر از روش‌های تشخیص، استفاده از سنسورهای خازنی است. این سنسورها از دو یا چند الکتروود هم صفحه تشکیل می‌شوند. مایع دی‌الکتریک عبوری از داخل میدان ایجاد شده توسط الکتروودها یک خازن می‌سازد. ظرفیت خازن با تغییر فاز سیال تغییر می‌کند و می‌توان اطلاعات مربوط به قطره را محاسبه کرد. روش دیگری هم وجود دارد که در آن با به کارگیری دوربین‌هایی با سرعت فیلم‌برداری بالا و با کمک یک روش پردازش تصویر می‌توان قطر قطرات، سرعت آن‌ها و اطلاعات دیگر را بدست آورد [۱۹ و ۲۰].

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 کمی ایفا می‌کند [۲۱]. تا کنون تقریباً تمامی تحقیقات انجام شده بر روی تولید قطرات، تنها برای تشخیص آن بوده و کمتر به تنظیم و طراحی یک سیستم کنترلی برای تولید قطره در

- 1 Kim
- 2 Malloggi
- 3 Electrowetting
- 4 GMR

اندازه‌های دلخواه و با سرعت دلخواه پرداخته شده است [۲۲]. لازم به ذکر است که طراحی یک سیستم کنترلی که بتواند با دقت بالا، اندازه و فرکانس مورد نظر را ایجاد کند، از چالش‌های فراوانی برخوردار است و کاربردی شدن چنین سیستم‌هایی دارای اهمیت فراوانی می‌باشد. یک سیستم کنترلی حلقه بسته نه تنها می‌تواند قطرات با اندازه دلخواه را تولید کند، بلکه می‌تواند در برابر اغتشاشات وارده، عملکرد سیستم را حفظ کند؛ عملکردی که در سیستم‌های کنترلی مدار باز وجود ندارد. برای تنظیم قطر قطره به اندازه دلخواه و به صورت خودکار، نیاز به یک سیستم کنترلی هوشمند حلقه بسته است.

در [۲۳] به طراحی، ساخت و تست یک میکروسیستم هیبرید پرداخته شده است. در این تحقیق از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر برای کنترل دما استفاده شده است. پژوهش انجام شده در مرجع [۲۴]، از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر برای کنترل قطر قطره استفاده کرده است. ضرایب این کنترل‌کننده بر اساس تابع تبدیل مرتبه یک سیستم، استخراج شده است که با استفاده از تست‌های حلقه باز بدست آمده است. برای اندازه‌گیری قطر قطره نیز از یک دوربین دیجیتالی و برای تنظیم دبی جریان‌ها از پمپ تزریق استفاده کرده‌اند. در مرجع [۲۵]، یک کنترل‌کننده مقاوم برای کنترل جریان و همچنین سوئیچ جریان بدون استفاده از شیر در یک شبکه میکرو ارائه شده است. در تمامی پژوهش‌های ارائه شده، هدف از به کارگیری کنترل‌کننده، تنظیم دبی در خطوط جریان بوده است و از بازخورد قطر قطره برای تنظیم آن استفاده نشده است. در مرجع [۲۶]، با استفاده از سیستم اعمال فشار، یک کنترل‌کننده مقاوم برای کنترل جریان طراحی شده است. در مراجع [۲۲ و ۲۷]، از سیستم‌های مبتنی بر فشار جهت تولید قطره و از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر استفاده شده است. در مرجع [۲۷] نیز از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر جهت تنظیم قطر قطره استفاده شده است. ضرایب کنترل‌کننده بر مبنای تابع تبدیل استخراج شده از سیستم تنظیم شده است و برای اندازه‌گیری قطر قطره از سنسورخازنی در ابعاد میکرو استفاده شده است. روش کنترل مقاوم متشکل از حلقه داخلی و حلقه خارجی برای کنترل سیستم در برابر نامعینی‌ها در مرجع [۲۰] ارائه شده است. اندازه با استفاده از روش کنترل یادگیری تکراری^۵ در مرجع [۲۸] ارائه شده است. در این مقاله، قطرات با استفاده از دو پمپ سرنگ در یک میکرو کانال با اتصال تی^۶ تولید شدند، و اندازه آن‌ها توسط یک دوربین اندازه‌گیری شد. در مرجع [۲۹]، اندازه قطره با تنظیم میزان

5 ILC
6 T

- استفاده از مدل شبکه فازی-عصبی تطبیقی در ساختار کنترلی به عنوان مشاهده گر

- پیاده سازی تجربی روش کنترلی ارائه شده

ساختار مقاله در ادامه به صورت زیر است. در بخش دوم، با عنوان مجموعه تجربی ابتدا فرآیند تولید قطره و سیالات استفاده شده برای فازهای پیوسته و گسسته بررسی می شود و سپس به کانال ساخته شده و تکنولوژی ساخت کانال پرداخته می شود و بعد از آن پمپ تزریقی ساخته شده و نحوه ساخت و تجهیزیات استفاده شده در این پمپ مورد بررسی قرار می گیرد و در آخر این بخش به بررسی روش اندازه گیری اندازه قطرات پرداخته می شود. در بخش سوم با عنوان روش کنترلی، به کنترل کننده استفاده شده و معادلات این کنترل کننده اشاره شده است. در بخش چهارم، نتایج بدست آمده مورد بررسی قرار می گیرد و در بخش پنجم، نتیجه این تحقیق مورد بررسی قرار گرفته است و همچنین پیشنهادات برای بهبود عملکرد سیستم در این بخش ذکر شده است.

۲- مجموعه تجربی

۲-۱- فرآیند تولید قطره

سیالات مورد استفاده جهت تولید میکرو قطره در میکروکانال، روغن پارافین با ویسکوزیته دینامیکی ۱۵ سانتی استوک در دمای ۴۰ درجه سانتی گراد و چگالی ۰/۸۵ گرم بر میلی لیتر به عنوان فاز پیوسته و آب دوبار تقطیر نیز به عنوان فاز گسسته می باشند. کشش سطحی بین آب و پارافین مورد استفاده حدود ۱۰ میلی نیوتون بر متر است. همه خصوصیات سیالات در دمای اتاق می توانند ثابت فرض شوند. هندسه کانال استفاده شده از نوع جریان متمرکز شونده می باشد. شمایی از مجموعه تجربی استفاده شده، در شکل ۱ قابل مشاهده است.

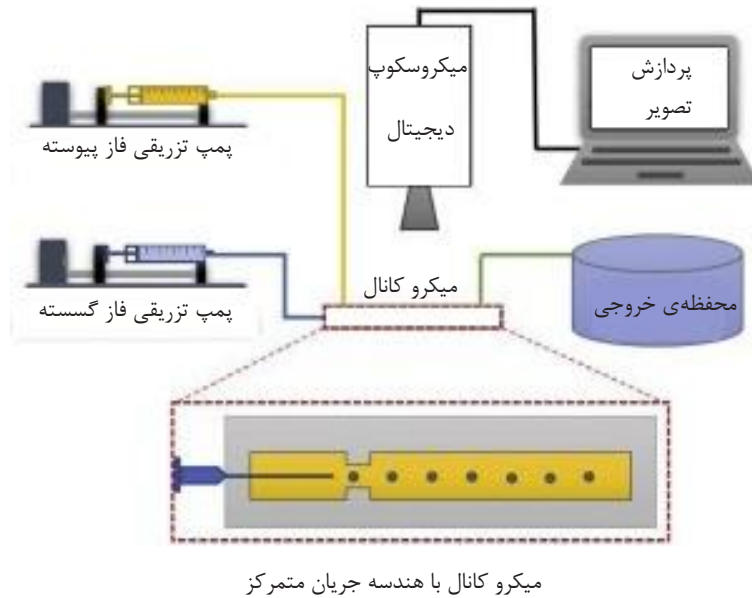
۲-۲- مراحل ساخت کانال

در سال های اخیر، توسعه دستگاه های میکروسیالی مبتنی بر فناوری سیستم های میکروالکترومکانیکی^۲ توجه دانشمندان و صنعتگران زیادی را به خود جلب کرده است. پیشرفت های اخیر در ساخت میکروکانال بیشتر مبتنی بر نیمه هادی ها مرسوم بوده و فناوری ها بیشتر در زمینه ی مدارهای یکپارچه پیشرفت داشته است. استفاده از این مواد و فناوری ها برای دستگاه های میکروسیالی نه تنها هزینه ی زیادی دارد بلکه دارای محدودیت های فراوانی نیز است [۳۵]. از این رو، اخیراً راه های دیگری با استفاده از پلیمرهای ارگانیک

جریان دو پمپ سرنگ و فرکانس نوسان یک میکروارتعاش کنترل شد. آن ها از استراتژی کنترل یادگیری تکراری برای اجرای حلقه بازخورد استفاده کردند. یک کنترل کننده تناسبی-انتگرال گیر در مرجع [۳۰] برای کنترل فعال اندازه میکرو حباب ها در یک میکروکانال متمرکز بر جریان^۱ مورد استفاده قرار گرفت. میکرو حباب ها توسط یک میکروکانال متمرکز بر جریان تولید شدند و قطر آن ها با استفاده از الکترودهای روی تراشه یکپارچه اندازه گیری شد. سیستم های کنترل بازخورد برای قرار دادن ریزقطرات در یک میکروکانال در مراجع [۳۱ و ۳۲] ارائه شده اند. یک مدل سه بعدی در مرجع [۳۳] ارائه شده است که برای کنترل اندازه قطرات در میکروکانال متمرکز کننده جریان مناسب است. مروری بر تکنیک های کنترل فلوئیدیک اخیر در مرجع [۳۴] ارائه شده است. در مقاله حاضر، به دلیل کم هزینه بودن از روش متداول تر پمپ تزریق برای ایجاد دبی در کانال میکرو استفاده شده است.

در برخی از پژوهش های گزارش شده در [۲۰ و ۲۶-۲۴]، از کنترل کننده برای کنترل جریان در پمپ تزریقی و یا کنترل فشار در مخازن استفاده شده است. به عبارت دیگر، از بازخورد قطر قطره برای در نظر گرفتن دینامیک آن در ساختار کنترلی در نظر گرفته نشده است. در برخی دیگر، کنترل کننده بر مبنای مدل تابع تبدیل سیستم طراحی شده است؛ که به دلیل ماهیت غیرخطی سیستم های چند فاز توصیه نمی شود. در مطالعه پیش رو، 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 می گیرد و به صورت برخط بازخورد می شود. برای محاسبه سرعت مناسب موتور جهت ایجاد یک قطر مطلوب از یک مدل شبکه فازی-عصبی برای اولین بار بهره برده شده است. در حلقه داخلی از کنترل کننده مود لغزشی برای کنترل دور موتور و در حلقه خارجی از کنترل کننده تناسبی-انتگرال گیر-مشتق گیر استفاده شده است که یک ساختار کنترلی نو در این زمینه است. برای تولید میکروقطرات از کانال با هندسه جریان متمرکز شونده استفاده شده است. برای ساخت کانال از پلیمر حساس به نور اس-یو ۸ و پلیمر دویبخشی استفاده شد. برای تنظیم دبی در هر فاز از پمپ تزریقی بهره گرفته ایم که از نظر هزینه، هزینه ی کمتری به نسبت سیستم های مبتنی بر فشار دارد، و همچنین از نظر عملکرد کنترلی، کارایی بیشتری دارد. بنابراین، برجستگی های مقاله حاضر به شرح زیر است:

- ارائه ساختار کنترلی جدیدی به صورت بازخورد-پیش خور
- استفاده از الگوریتم مود لغزشی برای غلبه بر اغتشاشات



شکل ۱. شمای کلی از مجموعه تجربی استفاده شده

Fig. 1. An overview of the experimental set-up

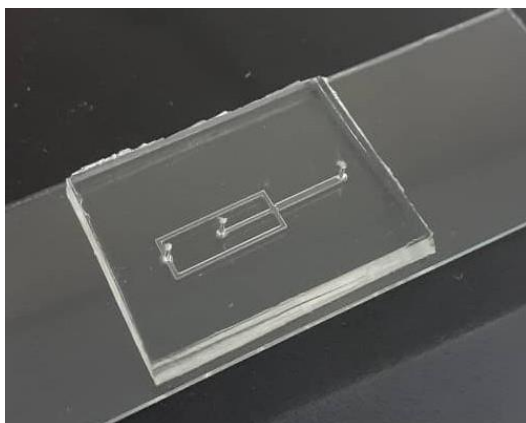
ارائه شده است. رناد^۱ و همکاران [۳۶] از پلیمر حساس به نور اس-یو-۸ برای ساخت کانال استفاده کرد. یک پلیمر دیگر نیز یعنی پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان^۲ توجهات بسیار زیادی را به خود در زمینه میکروسیالات جلب کرده است. فناوری قالب‌بندی میکرو پی‌دی‌ام‌اس توسط گروه‌های زیادی مورد استفاده قرار گرفته است. برخلاف دیگر مواد مورد استفاده در ساخت کانال مثل سیلیکون و شیشه، پی‌دی‌ام‌اس از لحاظ اقتصادی مناسب‌تر است. فرآیند قالب‌بندی میکرو در مقایسه با روش‌های دیگر مثل قلمکاری و جوش دادن راحت‌تر و سریع‌تر است. مزایای اصلی پی‌دی‌ام‌اس چسبیدن راحت، خصوصیات نوری آن یعنی شفافیت آن و نفوذ ناپذیری آن در برابر گازها برای برخی از کاربردهای بیولوژیکی است. از این رو پی‌دی‌ام‌اس بخصوص برای نمونه‌سازی و آزمایش‌های میکروسیالی مناسب است [۳۵].

به منظور ساخت میکرو کانال ابتدا قالب میکرو کانال با روش فوتولیتوگرافی ساخته شد. بدین منظور، مقدار حدود ۱ سی‌سی از فوتورزیست منفی اس-یو-۸ روی یک ویفر سیلیکونی ریخته شد. سپس ویفر روی دستگاه اسپین‌کوتر قرار گرفت. سپس ویفر سیلیکونی بر روی یک هات‌پلیت قرار داده شد. در 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 قرار گرفت. این فرآیند سبب کاسته شدن از میزان سیالیت اس-یو-۸ و افزایش صافی سطح آن شد. سپس طرح میکروکانال بر روی یک ماسک‌نوری چاپ و بر روی فوتورزیست منفی اس-یو-۸ 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 سخت شدن اس-یو-۸ در آن نواحی شد. در ادامه، ویفر سیلیکونی در ۱۰ سیکل ۵ ثانیه‌ای در حلال اس-یو-۸ شستشو داده شد تا قسمت‌هایی که در معرض یو-وی قرار نگرفته بودند، حل شوند. در نهایت ویفر به مدت نیم ساعت در دمای ۱۵۰ درجه سانتی‌گراد قرار داده شد. بدین ترتیب قالب میکروکانال مطابق شکل ۲ ساخته شد. به منظور ساخت میکروکانال، ابتدا قالب ساخته شده در یک ظرف پلاستیکی قرار داده شد. سپس، ترکیب پی‌دی‌ام‌اس و هاردنر به ضخامت تقریبی ۶ میلی‌متر بر روی قالب اس-یو-۸ ریخته و مجموعه در دمای ۹۰ درجه سانتی‌گراد نگهداری شد. انتخاب پی‌دی‌ام‌اس برای این کار، ماده‌ی دوبخشی داو و کورنینگ سیلگارد^۳ است که با نسبت ۱۰ به ۱ مخلوط می‌شوند و به منظور جدا کردن گازها و حباب‌های داخل آن از یک محیط خلأ استفاده شد. پس از پلیمریزه شدن پی‌دی‌ام‌اس، پی‌دی‌ام‌اس از قالب جدا شد و قسمت‌های اضافی آن با یک

۱ Renaud
۲ PDMS

3 Dow and Corning Sylgard 184



شکل ۲. نمایی از میکروکانال ساخته شده

Fig. 2. A view of the microchannel made

برای شناسایی مدل موتور از اطلاعات ورودی-خروجی تجربی و محیط شناسایی سیستم در نرم افزار متلب، استفاده شده است. به منظور دقت بالاتر در مدل سازی، یک مدل مرتبه دوم برای آن استخراج شده است. در شکل ۳، نمایی از پمپ تزریق قابل مشاهده می باشد.

۲-۴- بدست آوردن اندازه قطرات

باسو^۵ یک روش پردازش فیلم به نام ظاهرسنجی و سرعت سنجی قطره معرفی کرده است، که ابزاری خودکار است که می تواند ظاهرشناسی و سرعت هر قطره را در چندین تصویر ردیابی کند. دی ام وی^۶ یک تاریخچه زمانی از اندازه، مسیر، سرعت، تغییر شکل هر قطره ایجاد می کند. آمار نقاط^۷ و سایر پارامترها از طریق تجزیه و تحلیل تصویر به تصویر^۸ فیلم به دست می آید [۳۸]. روش آن ها شامل ۸ مرحله است: ۱- تشکیل تصویر زمینه، ۲- حذف تصویر زمینه، ۳- پیدا کردن لبه ها، ۴- حذف اجزای کوچک و مرزهای تصویر، ۵- کامل کردن شکل قطره و پر کردن آن ها، ۶- حذف اجزایی که قطره نیستند، ۷- ارتباط بین تصویرها، ۸- آنالیز شکل قطره و استخراج خصوصیات.

روش دی ام وی یک روش عمومی حاضر برای این موضوع است که در نرم افزار متلب نوشته شده است. البته برای بازدهی بالا بهینه نشده است.

تیغ جراحی بریده شدند. بنابراین با جدا شدن پی دی ام اس از قالب، یک میکروکانال شفاف ساخته شد. در نهایت، تراشه از قالب جدا شده و برش داده می شود. برای چسباندن پی دی ام اس روی شیشه، تراشه به مدت ۲ دقیقه در معرض اکسیژن پلاسما قرار داده شده و در سریع ترین زمان ممکن روی شیشه چسبیده شد؛ و بدین ترتیب ساخت میکروکانال به پایان می رسد [۳۷].

۲-۳- ساخت پمپ تزریقی

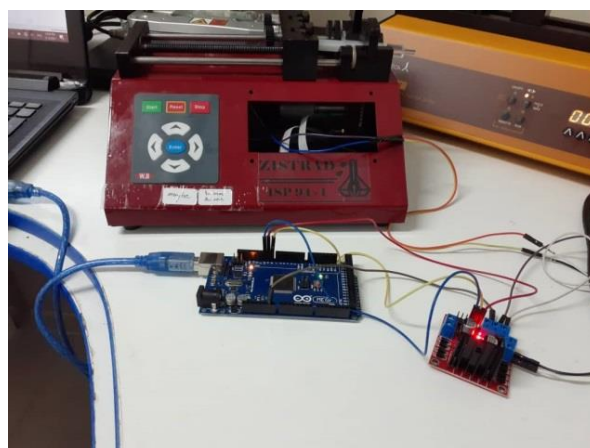
در این پروژه به دلیل نیاز به بازخورد سرعت و تغییر سرعت موتور در حلقه داخلی سیستم کنترلی طراحی شده، یک پمپ تزریق با استفاده از یک موتور جریان مستقیم ۴۰۰ پالسی (۳۷۰-۲۵ GA) و راه انداز^۱ موتور L۲۹۸n و با استفاده از بورد آردینو مگا ۲۵۶۰ ساخته شده است. برای اتصال محور موتور به محور بال اسکرو از تسمه زمان بندی^۲ ۶/۴ B ۶۵ MXL استفاده شده است که از دو سمت به دو قرقره^۳ ۱۶ دندانه متصل می باشد. سیستم طراحی و ساخته شده در این پروژه باعث می شود تغییر قطر قطرات با سرعت بیشتر و لختی کمتر انجام شود و همزمان با تغییر قطر قطره، سرعت موتور (دی)، طبق سیستم کنترلی طراحی شده تنظیم شده و تغییر کند. دورسنج^۴ استفاده شده در موتور مورد نظر یک دورسنج ۴۰۰ پالسی می باشد؛ یعنی به ازای یک دور یا همان ۳۶۰ درجه، ۴۰۰ پالس تولید می کند و می توان با خواندن این پالس ها سرعت محور موتور را محاسبه کرد.

5 Amar S. Basu
6 DMV
7 Pixel
8 فریم به فریم

1 Drive
2 Timing belt
3 Sprocket
4 Encoder



(ب)



(الف)

شکل ۳. نمایشی از (الف) پمپ تزریق ساخته شده؛ (ب) سیستم مدار بسته

Fig. 3. a) View of fabricated syringe pump; b) Closed-loop system

تصویر نهایی بدست آمده بعد از پردازش تصویر و تشخیص قطره و بدست آوردن دایره‌ای با ابعاد قطره در شکل ۴ قابل مشاهده می‌باشد.

۳- روش کنترلی

نمودار جعبه‌ای سیستم در شکل ۵ نشان داده شده است. همانطور که در این شکل مشاهده می‌شود، ساختار کنترلی از دو حلقه داخلی و خارجی تشکیل شده است. حلقه خارجی با کنترل کننده تناسبی-انتگرال-مشتق‌گیر، وظیفه تعیین دور مناسب برای موتور جهت رسیدن به قطر مطلوب را دارد. برای تبدیل دور به قطر، از یک شبکه فازی-عصبی تطبیقی^۷ استفاده شده است. این مدل با استفاده از اطلاعات تجربی، آموزش داده شده است [۳۹]. لازم به ذکر است که قطر قطره وابسته به پارامترهای مختلفی مانند نسبت دبی، عدد کاپلاری^۸، نسبت ویسکوزیته و نسبت رینولدز می‌باشد. با فرض مشخص بودن دو سیال عامل در این مقاله، نسبت دبی، عامل تعیین کننده در قطر قطره است. با توجه به اینکه رابطه بین قطر قطره و نسبت دبی، یک رابطه غیرخطی می‌باشد؛ از مدل شبکه فازی-عصبی تطبیقی استفاده شده است. وقتی قطر مطلوب و قطر اندازه‌گیری شده به مدل فازی-عصبی وارد می‌شوند، سرعت مطلوب موتور و سرعت کنونی موتور از مدل استخراج شده و اختلاف آن‌ها به عنوان خطا به کنترل کننده تناسبی-انتگرال-مشتق‌گیر وارد می‌شود. برای افزایش سرعت عملکردی، از سیگنال پیش‌خور سرعت

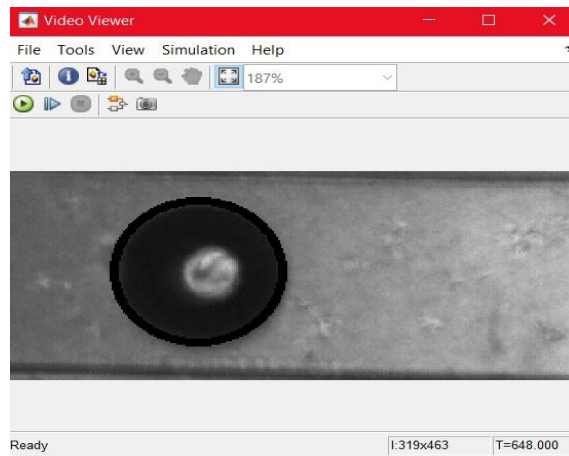
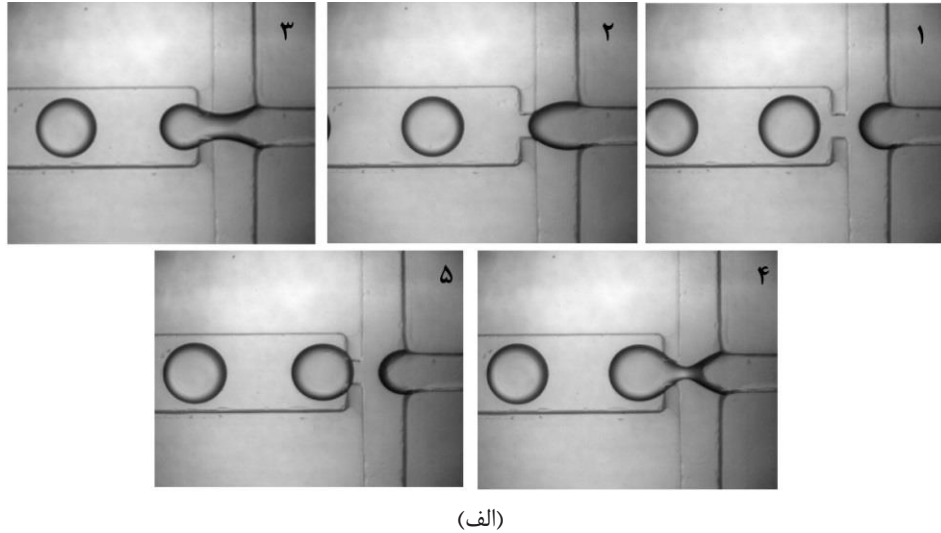
به‌غیر از نرم‌افزار متلب، کتابخانه بینایی منبع باز رایانه^۱ نیز کتابخانه دیگری برای کار پردازش تصویر است که در برنامه‌ی زبان سی^۲ نوشته شده و کارایی آن با پردازنده‌های چند هسته‌ای بهبود داده شده است. روش اندازه‌گیری خودکار اندازه قطره^۳ به‌خاطر منظور کردن قانون تمایز، حساس‌تر از روش دی‌ام‌وی و دقیق‌تر است. در روش دی‌ام‌وی، یک قطره تنها زمانی شمرده می‌شود که از نوک جریان جدا و در ناحیه‌ی موردنظر ظاهر شود. این روش برای جلوگیری از شمرده شدن چندباره قطره‌ها مناسب است [۳۸].

در پژوهش حاضر، برای پسخوراند اندازه قطره، تصویر اولیه از میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت مروس^۴ با سرعت ۱۵۰ تصویر^۵ در ثانیه دریافت می‌شوند. تصاویر دریافتی دارای درجه وضوح بسیار بالای ۱۲۸۰×۱۰۲۴ هستند. بعد از آن، قسمتی از کانال خروجی برش داده می‌شود به نحوی که عرض تصویر هم عرض کانال باشد و از نظر طولی به نحوی باشد که یک قطره در تصویر قرار بگیرد. سپس تصویر بدست آمده به سفید و سیاه، دودویی^۶ می‌شود. با استفاده از روش یافتن لبه، لبه‌های قطره مشخص می‌شود و با استفاده از یک فیلتر مناسب اجزای نامفهوم تصویر حذف می‌شوند و در آخر قطر پیکسلی پیدا می‌شود و با یک تناسب، به قطر برحسب میکرومتر تبدیل می‌شود.

- 1 OpenCV
- 2 C
- 3 ADM
- 4 Meros
- 5 Frame
- 6 باینری

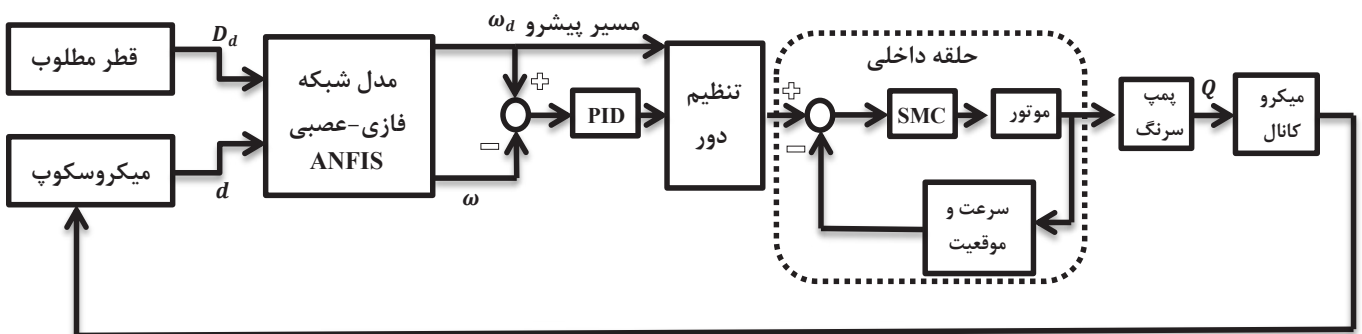
7 ANFIS

8 Capillary number



شکل ۴. الف) مراحل تشکیل قطره در میکروکانال؛ ب) تصویر قطره تشخیص داده شده و اندازه گیری شده

Fig. 4. a) Droplet generation steps; b) Droplet image detected and measured



شکل ۵. نمودار جعبه‌ای سیستم مدار بسته؛ استفاده از دو حلقه کنترلی

Fig. 5. Block diagram of the closed-loop system; using two controlling loop

مطلوب نیز استفاده شده است.

این سطح قرار گرفته و با ثابت زمانی برابر با $\frac{1}{\lambda}$ به سمت مقدار مطلوب می‌لغزد، که n مرتبه سیستم می‌باشد، که در این تحقیق سیستم از مرتبه‌ی دوم می‌باشد. \tilde{x} خطای ردیابی سیستم می‌باشد که به صورت رابطه (۳) تعریف می‌شود:

$$\tilde{x} = x - x_d \quad (3)$$

که در رابطه (۳)، x متغیر حالت سیستم و x_d مقدار مطلوب آن است. در فرض عدم قطعیت، ورودی کنترلی لازم برای اینکه به سمت سطح لغزش رفته و بر روی آن بمانیم، از رابطه (۴) محاسبه می‌شود:

$$\hat{u} = -\hat{f} + \dot{x}_d - \lambda \tilde{x} \quad (4)$$

\hat{u} بهترین تخمین کنترلی معادل می‌باشد که در معادله آن \dot{x}_d مشتق دوم حالت مطلوب سیستم است که سیستم به سمت آن می‌لغزد و \hat{f} تخمین دینامیک سیستم استفاده شده در کنترلی کننده مود لغزشی طراحی شده می‌باشد. ورودی کنترلی اعمالی به سیستم با فرض وجود عدم قطعیت در سیستم به صورت رابطه (۵) می‌باشد:

$$u = b^{-1} \left[\hat{u} - k \operatorname{sgn} \left(\frac{s}{\phi} \right) \right] \quad (5)$$

u ورودی کنترلی اعمالی به سیستم و \hat{u} ورودی کنترلی با فرض عدم قطعیت در سیستم است. b ماتریس ضرایب ورودی در دینامیک سیستم است. به دلیل وجود عدم قطعیت در دینامیک سیستم، یک جمله ناپیوسته به \hat{u} اضافه شده است. برای محاسبه ورودی کنترلی مود لغزشی، نیاز به حالت‌های سیستم، یعنی سرعت و موقعیت موتور، است که باید اندازه‌گیری و بازخورد داده شوند (شکل ۵).

با افزایش پارامتر λ سیستم مداربسته با سرعت بیشتری به سمت سطح لغزش حرکت می‌کند، که البته منجر به اعمال ورودی بزرگتری خواهد شد. با افزایش k ، میزان مقاوم بودن کنترلی کننده در برابر عدم قطعیت‌ها بیشتر

حلقه داخلی وظیفه تنظیم دور موتور را با استفاده از کنترلی کننده مود لغزشی دارد. به دلیل وجود نامعینی‌ها در مدل موتور، از روش کنترلی مقاوم مود لغزشی برای کنترلی سرعت موتور استفاده شده است. در این حلقه، موقعیت و سرعت موتور به عنوان حالت‌های سیستم موتور، با استفاده از انکودر اندازه‌گیری شده و برای محاسبه ورودی کنترلی با استفاده از روش کنترلی مود لغزشی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

قطر میکروقطره خروجی از کانال با استفاده از دوربین پرسرعت و روش پردازش تصویر محاسبه می‌گردد و به نوعی نقش حسگر اندازه‌گیری قطر قطره را دارد. سرعت موتور نیز با استفاده از دورسنج نصب شده بر روی موتور اندازه‌گیری می‌شود.

۳-۱- کنترلی مود لغزشی^۱

کنترلی مود لغزشی یک کنترلی کننده توانمند و مقاوم در زمینه کنترلی ردیابی می‌باشد. از این کنترلی کننده در کنترلی سیستم‌های دقیق مانند کنترلی بازوی رباتیک و... استفاده شده است [۴۰]. کنترلی مود لغزشی دو مزیت اصلی دارد؛ اولین مزیت این است که می‌توان با انتخاب تابع لغزشی مناسب، به رفتار دینامیکی مطلوب سیستم دست‌یافت، و مزیت دوم این است که پاسخ حلقه بسته سیستم، در برابر نامعینی‌ها (پارامترهای مدل، اغتشاش‌ها و غیرخطی بودن) مقاوم است. معادلات این کنترلی کننده در ادامه بیان شده است [۴۰].

سیستم دینامیکی (۱) را در نظر می‌گیریم:

$$\dot{x} = f(x) + bu \quad (1)$$

که در آن x متغیر حالت سیستم، u ورودی کنترلی و b ضریب ورودی است. سطح لغزش به صورت رابطه (۲) تعریف می‌شود:

$$s(x, t) = \left(\frac{d}{dt} + \lambda \right)^{n-1} \tilde{x} \quad (2)$$

که در آن $s(x, t)$ سطح لغزش وابسته با متغیرهای حالت و زمان می‌باشد؛ زمانی که حالتی از سیستم می‌خواهد به مقدار مطلوب برسد، بر روی

ضرایب به دست آمده برای λ ، k و ϕ بعد از تست‌های متعدد (سعی و خطا) به صورت $\lambda = 200$ که همان شیب سطح لغزش؛ و $k = 5$ ناپیوستگی کنترل؛ و $\phi = 0.5$ ضخامت لایه مرزی برای از بین بردن لرزش کنترل می‌باشد، تعیین شده‌اند تا بتوانند نتیجه‌ی مطلوب را در کمترین زمان ممکن را بدهند. عملکرد یک سیستم کنترلی در حوزه زمان، توسط پارامترهایی مانند حداکثر فرآجهش، زمان خیز، زمان نشست و ... تعیین می‌شود. وقتی در یک سیستم کنترلی از نتیجه مطلوب سخن گفته می‌شود منظور کمترین فرآجهش، کمترین زمان خیز و کمترین زمان نشست است. البته پارامترهای بیان شده غالباً در تعارض با یکدیگر هستند. بدین معنا که با کم شدن فرآجهش، زمان نشست و زمان خیز زیاد می‌شوند.

۴- نتایج و بحث

با شروع به کارکردن پمپ‌ها، هر دو سیال شروع به حرکت در داخل کانال‌ها می‌کنند، تا جایی که به نقطه برخورد دو سیال که همان ورودی کانال خروجی می‌باشد، برسند. همان‌طور که بیان شد، فاز پیوسته را روغن پارافین و فاز گسسته را آب مقطر تشکیل می‌دهد. در نقطه برخورد، فشار وارده از طرف هر دو سیال باعث می‌شود که فاز پیوسته که فاز غالب می‌باشد، بر فاز گسسته غلبه کند و فاز گسسته را بریده و باعث تشکیل قطرات پی‌درپی شود. ابعاد و ویژگی قطرات تشکیل شده در کانال خروجی به فشار دو سیال، که به تعریف دیگر دبی هر دو سیال است و به سرعت موتور پمپ‌ها بستگی دارد، وابسته است. به عبارت دیگر، با افزایش سرعت فاز پیوسته، قطراتی که تشکیل می‌شوند ابعاد کوچک‌تر و همچنین سرعت تشکیل کمتری دارند که به این معنی است که تعداد قطرات بیشتری در یک بازه زمانی تشکیل می‌شود. در تمامی آزمایش‌ها، دبی فاز گسسته همواره ثابت و $116/2$ میلی‌لیتر بر دقیقه می‌باشد و سرعت موتور فاز پیوسته همواره در حال تغییر و کنترل می‌باشد. برای اطمینان از رفتار کنترل کننده و بررسی شرایط تست، هر آزمایش سه بار انجام پذیرفته است و مقدار میانگین پاسخ‌ها ترسیم شده است.

نتایج بدست آمده که در نمودارهای ۶ تا ۱۱ قابل مشاهده است، نشان می‌دهد که سیستم کنترلی به خوبی عمل کرده است و قطر قطرات را به قطر مطلوب می‌رساند. برای اطمینان از رفتار کنترل کننده و بررسی شرایط تست، هر آزمایش سه بار انجام پذیرفته است و مقدار میانگین پاسخ‌ها ترسیم شده است. رفتار سیستم برای قطر مطلوب 82 میکرومتر در شکل ۶ نشان داده شده است. در ابتدا که قطر نمودار صفر می‌باشد، هنوز در داخل کانال

شده که البته خود منجر به لرزش شدیدتر در نزدیکی سطح لغزش می‌گردد. پارامتر ϕ نشان دهنده باندی در اطراف سطح لغزش است و با بزرگ‌تر شدن آن دامنه لرزش بیشتر شده ولی از شدت لرزش می‌کاهد. دینامیک استخراج شده برای موتور جریان مستقیم با استفاده از تست تجربی و شناسایی سیستم به صورت زیر می‌باشد:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = -3952x_2 - 16700x_1 + u \end{cases} \quad (6)$$

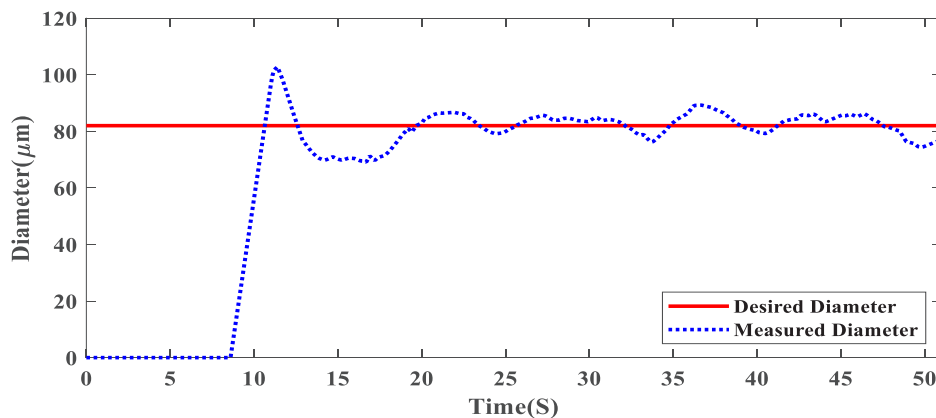
که در آن $x_1 = x$ موقعیت زاویه‌ای موتور می‌باشد. سطح لغزش، مشکل از مشتق خطا و یک ضریبی از خود خطا می‌باشد. برای بدست آوردن دینامیک موتور، ورودی ولتاژ به شکل تابع پله در بازه زمانی هشت ثانیه اعمال شده است و خروجی آن، که دور موتور است، ثبت شده است. سیگنال ورودی به سیستم باید به گونه‌ای باشد که بتواند دینامیک سیستم را به طور مناسب نمایش دهد. سپس، با استفاده از جعبه ابزار شناسایی سیستم در نرم‌افزار متلب، مدل موتور به صورت تابع تبدیل استخراج می‌شود. ضرایب مدل تابع تبدیل به گونه‌ای تعیین می‌شوند که با توجه به ورودی داده شده (تابع پله در بازه زمانی هشت ثانیه)، خروجی مدل بیشترین تطابق را با نتایج خروجی تجربی داشته باشد. دینامیک موتور، یک دینامیک دارای دو قطب و بدون صفر است و معادله مشخصه موتور مرتبه دو می‌باشد. مدل ارائه شده در رابطه (۶)، فرم فضای حالت مدل تابع تبدیل سیستم است. در شناسایی سیستم انجام شده، درصد تطابق یا تخمین $84/62$ درصد می‌باشد. این درصد تطابق نشان دهنده وجود عدم قطعیت بین دینامیک سیستم واقعی و مدل استخراج شده است.

\hat{f} تخمین دینامیک سیستم می‌باشد، که همان دینامیک استخراج شده در معادله (۶) است.

$$\hat{f} = -3952x_2 - 16700x_1 \quad (7)$$

ورودی کنترلی به سیستم طبق رابطه (۵) به صورت زیر است:

$$u = -\hat{f} + \ddot{x}_d - \lambda \dot{x} - k \operatorname{sgn}\left(\frac{s}{\phi}\right) \quad (8)$$



شکل ۶. نمودار قطر برحسب زمان برای قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر

Fig. 6. Diagram of diameter in time for the desired diameter of 82 micrometers

مربعات خطا برابر با $3/81$ بدست آمده است. نمودار فراوانی در قطر ۸۲ میکرومتر نشان می‌دهد که سیستم مداربسته با کنترل‌کننده طراحی شده قادر به ایجاد قطرات با قطر مطلوب بوده است. رفتار سیستم برای قطر مطلوب ۹۰ میکرومتر در شکل ۸ نشان داده شده است. برای قطر مطلوب ۹۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با $2/3$ بدست آمده است.

نمودار فراوانی در قطر ۹۰ میکرومتر نشان می‌دهد، با توجه به مقدار میانگین جذر مربعات خطا، سیستم در این قطر نسبت به قطر ۸۲ میکرومتر عملکرد بهتری دارد و قطرات بیشتری در قطر مطلوب تشکیل شده است. در قطر ۱۰۰ میکرومتر نیز سیستم مانند قطر ۹۰ میکرومتر به خوبی عمل کرده است. برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با $3/06$ بدست آمده است.

نمودار فراوانی در قطر ۱۰۰ میکرومتر نشان می‌دهد که بیشترین تعداد قطرات تشکیل شده در قطر مطلوب و یا در نزدیکی این قطر می‌باشند.

در مجموع، بررسی نمودار فراوانی برای هر نمودار نشان می‌دهد که رفتار کنترل‌کننده طراحی شده برای رسیدن به قطرهای مختلف مناسب می‌باشد. برای مقایسه رفتار سیستم مدار بسته در قطرهای مختلف ۸۲، ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر، می‌توان از عدد ریشه میانگین مربعات خطا ارائه شده بهره جست. با توجه به این مقدار، بهترین پاسخ سیستم در قطر ۹۰ میکرومتر بدست آمده است و پس از آن برای قطر ۱۰۰ میکرومتر و نهایتاً برای قطر ۸۲ میکرومتر. همانطور که بیان شد، نوسانات در قطر ۸۲ میکرومتر به دلیل بالاتر بودن

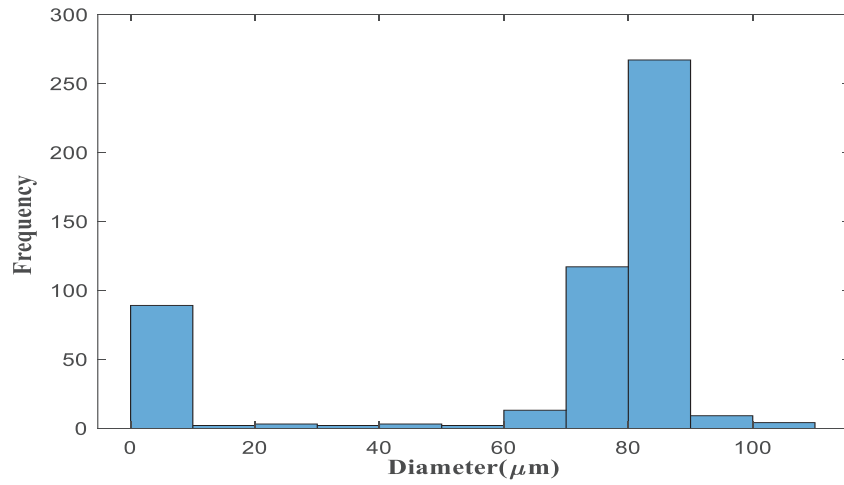
قطره‌ای تشکیل نشده است. قابل ذکر است که در ابتدا، جریان به صورت فاز جت جریان^۱ است و پس از مدتی با تغییر در دبی‌ها وارد فاز تشکیل قطره می‌شود. همانطور که در شکل ۶ مشاهده می‌شود، به دلیل وجود حلقه پیش‌خور، قطرات با قطر مطلوب، با سرعت بالایی تشکیل می‌شوند. در ابتدا با توجه به حلقه پیش‌خور و استخراج ورودی مناسب از مدل انفیس، سیستم به صورت خطی با شیب سریع به سمت قطر مورد نظر می‌رود.

همانطور مشاهده می‌شود، در قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر (شکل ۶)، به دلیل سرعت زیاد موتور و ارتعاشات وارده از طرف موتور، رفتار سیستم دارای نوسانات بیشتری نسبت به قطرهای مطلوب ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر می‌باشد (شکل‌های ۸ و ۱۰). در حالت کلی، سیستم در همین قطر نیز به خوبی عمل کرده است. میزان نوسانات حول این مقدار با محاسبه میانگین ریشه مربعات خطا^۲ سنجیده شده است. این مقدار از رابطه‌ی (۹) بدست می‌آید.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (y_d - y_i)^2}{m}} \quad (9)$$

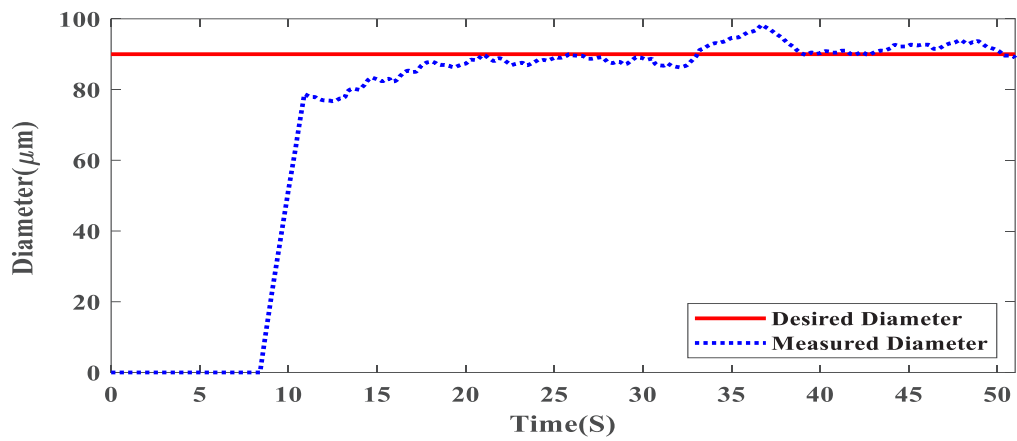
در رابطه‌ی (۸)، y_i مقدار خروجی در هر لحظه، y_d قطر مطلوب و m نیز تعداد نمونه‌های انتخاب شده است. تعداد نمونه‌ها در این آزمایش‌ها ۵۰۰ نمونه می‌باشد. برای قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر، مقدار میانگین جذر

- 1 Jet flow
- 2 RMSE



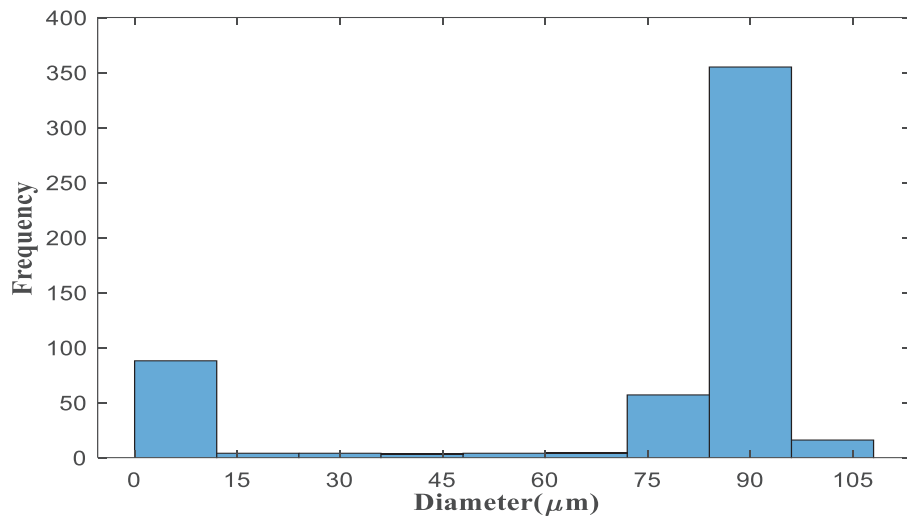
شکل ۷. نمودار فراوانی برای قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر

Fig. 7. Frequency diagram for optimum diameter 82 micrometers



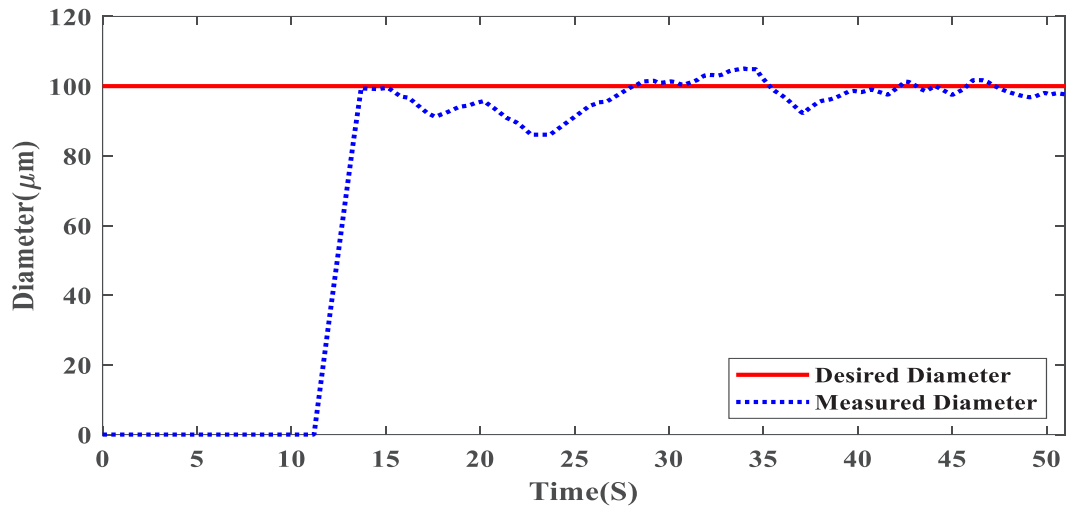
شکل ۸. نمودار قطر برحسب زمان برای قطر مطلوب ۹۰ میکرومتر

Fig. 8. Diagram of diameter in time for the desired diameter of 90 micrometers



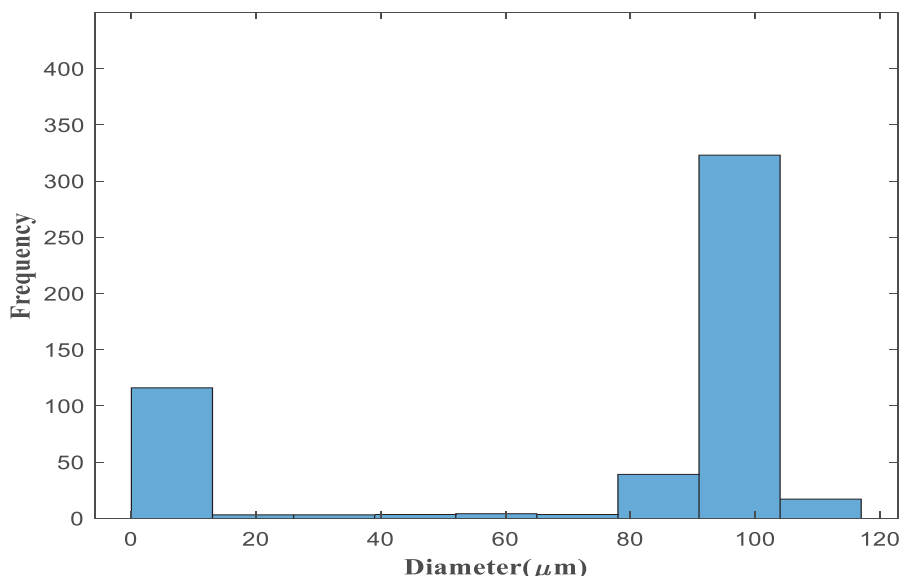
شکل ۹. نمودار فراوانی برای قطر مطلوب ۹۰ میکرومتر

Fig. 9. Frequency diagram for optimum diameter 90 micrometers



شکل ۱۰. نمودار قطر برحسب زمان برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر

Fig. 10. Diagram of diameter in time for the desired diameter of 100 micrometers



شکل ۱۱. نمودار فراوانی برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر

Fig. 11. Frequency diagram for optimum diameter 100 micrometers

کنترل کننده تناسبی-انتگرالگیر-مشتق گیر استفاده شده است و سرعت پاسخ در مقایسه با پژوهش حاضر بسیار کند است.

در این پژوهش، سیستم مورد نظر بعد از گذشت ۲۰ ثانیه به نتیجه‌ی مدنظر می‌رسد و تعداد قطرات اندازه‌گیری شده در قطر مطلوب در زمان ۵۰ ثانیه ۵۰۰ قطره می‌باشد؛ این در حالی است که در مرجع [۲۱]، سیستم مورد نظر بعد از گذشت ۵ دقیقه به نتیجه‌ی مطلوب می‌رسد و تعداد قطرات اندازه‌گیری شده در قطر مطلوب در کل زمان آزمایش کم می‌باشد.

۵- نتیجه گیری

در این مقاله یک سیستم کنترلی مناسب برای تولید قطرات با اندازه‌های مطلوب و همچنین اندازه‌گیری سریع قطر قطره‌ها ارائه شده است. در ابتدا با استفاده از پمپ تزریقی ساخته شده، قطراتی در کانال میکرو به وجود آمده است. سپس با استفاده از میکروسکوپ دیجیتال و برنامه پردازش تصویر قدرتمند و سریع، قطر قطره‌های تشکیل شده، بدست آمده است. بعد از انجام این کار، برای کنترل قطر قطرات و تشکیل قطرات با قطر مطلوب نیاز به یک کنترل کننده مناسب می‌باشد. کنترل کننده طراحی شده، یک کنترل کننده توانمند برای کنترل قطر قطرات در قطر دلخواه می‌باشد. همانطور که از نتایج گرفته شده در قطرهای مطلوب مشخص است، در قطر ۸۲ میکرومتر به دلیل سرعت زیاد موتور پمپ تزریقی و ارتعاشات وارده حاصل از موتور، بیشترین

سرعت پمپ و در نتیجه ارتعاشات بیشتر مجموعه می‌باشد. علت نوسانات بیشتر در قطر ۱۰۰ میکرومتر، علیرغم کمتر بودن سرعت موتور را می‌توان ناشی از غالب شدن سایر نویزها نسبت به حالت قطر ۹۰ میکرومتر دانست؛ عواملی نظیر ارتعاشات میز، انعطاف پذیری اتصالات و ...

در مقایسه با پژوهش ارائه شده در مرجع [۲۰]، روش کنترلی ارائه شده در مقاله حاضر به دلیل وجود حلقه پیش‌خور و استفاده از مدل معکوس، دارای سرعت پاسخ بیشتری می‌باشد. در مرجع [۲۰]، فقط از بازخورد دبی برای کنترل جریان در پمپ تزریق استفاده شده است و از بازخورد قطر قطره استفاده نشده است؛ در حالیکه در مقاله حاضر، مستقیماً از بازخورد قطر قطره برای تنظیم آن استفاده شده است. در مرجع [۲۲]، برای اندازه‌گیری قطر قطره از یک سنسور خازنی استفاده شده است که در داخل کانال تعبیه شده است؛ و از یک کنترل کننده تناسبی-انتگرال‌گیر برای تنظیم قطر قطره استفاده شده است که طراحی آن بر مبنای تابع تبدیل سیستم بوده است؛ در حالیکه در مقاله حاضر به دلیل خطی فرض شدن سیستم در استخراج مدل تابع تبدیل و همچنین رفتار بسیار غیرخطی سیستم و وجود نامعینی‌ها، از مدل تابع تبدیل سیستم استفاده نشده است. در مقاله حاضر، برای یافتن رابطه بین سرعت موتور و قطر قطره از مدل شبکه فازی-عصبی تطبیقی پذیر و برای محاسبه قطر قطره از تصویربرداری به همراه یک روش پردازش تصویر سریع استفاده شده است. در مرجع [۲۱]، فقط از حلقه بازخورد با

منابع

- [1] N.-T. Nguyen, G. Zhu, Y.-C. Chua, V.-N. Phan, S.-H. Tan, Magnetowetting and sliding motion of a sessile ferrofluid droplet in the presence of a permanent magnet, *Langmuir*, 26(15) (2010) 12553-12559.
- [2] A.G. Hadd, S.C. Jacobson, J.M. Ramsey, Microfluidic assays of acetylcholinesterase inhibitors, *Analytical Chemistry*, 71(22) (1999) 5206-5212.
- [3] E. Lagally, I. Medintz, R. Mathies, Single-molecule DNA amplification and analysis in an integrated microfluidic device, *Analytical chemistry*, 73(3) (2001) 565-570.
- [4] 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.
- [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.-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.
- [7] 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.
- [8] S.L. Anna, N. Bontoux, H.A. Stone, Formation of dispersions using “flow focusing” in microchannels, *Applied physics letters*, 82(3) (2003) 364-366.
- [9] A.M. Gañán-Calvo, Generation of steady liquid microthreads and micron-sized monodisperse sprays in gas streams, *Physical review letters*, 80(2) (1998) 285.
- [10] 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.
- [11] 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,

میزان نوسانات را دارد؛ و در قطرهای ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر، عملکرد سیستم کنترلی بسیار مناسب‌تر و مطلوب‌تر است. همچنین، نتایج نشان می‌دهد که روش کنترلی استفاده شده به دلیل استفاده از سیستم پس‌خور-پیش‌خور دارای سرعت بالایی بوده و همچنین در برابر اغتشاشات وارده مقاوم است. یکی از راه‌های کاهش نوسانات، استفاده از تجهیزات سخت‌افزاری قدرتمندتر است؛ به عنوان مثال برای بهبود عملکرد پمپ تزریقی ساخته شده می‌توان از موتورهای موتورهای دی سی بدون جاروبک با دور پایین و توان بالا استفاده کرد، زیرا این دسته از موتورها گشتاورهای صاف‌تر و همچنین ارتعاشات بسیار کمتری نسبت به موتورهای جریان مستقیم معمولی تولید می‌کنند. راه دیگر، استفاده از سیستم‌های میکروفلوئیدیک مبتنی بر فشار است؛ زیرا این سیستم‌ها پاسخ سریع‌تری با استفاده از ایجاد فشار در لوله‌های جریان ایجاد می‌کنند و همچنین نوسان و ارتعاشات کمتری دارند.

۶- فهرست علائم

علائم انگلیسی	
b	ضریب ورودی
$f(x)$	دینامیک سیستم
\hat{f}	تخمین دینامیک سیستم
k	بهره کنترلی
n	مرتب‌ه سیستم
$s(x, t)$	سطح لغزش
$\text{sgn}(\cdot)$	تابع علامت
u	ورودی کنترلی
\hat{u}	ورودی کنترلی با فرض عدم قطعیت
x	متغیر حالت سیستم
\dot{x}	مشتق متغیر حالت سیستم
x_d	حالت مطلوب
\dot{x}_d	مشتق دوم حالت مطلوب
\tilde{x}	خطای ردیابی
علائم یونانی	
λ	عکس ثابت زمانی
ϕ	ضخامت لایه لغزش

- precise droplet production, *Sensors and Actuators A: Physical*, 267 (2017) 142-149.
- [23] 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.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [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(1) (2016) 1-12.
- [27] Y. Kim, B. Kuczynski, 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.
- [28] D. Huang, K. Wang, Y. Wang, H. Sun, X. Liang, T. Meng, Precise control for the size of droplet in T-junction microfluidic based on iterative learning method, *Journal of the Franklin Institute*, 357(9) (2020) 5302-5316.
- [29] Y. Tang, Y. Chen, K. Wang, Y. Miao, A micro-vibrator based cross-junction microfluidic system for formation and control of droplets, in: *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, 2021, pp. 012006.
- [30] Y. Xie, A.J. Dixon, J.R. Rickel, A.L. Klibanov, J.A. Hossack, Closed-loop feedback control of microbubble diameter from a flow-focusing microfluidic device, *Biomicrofluidics*, 14(3) (2020) 034101.
- [31] L. Li, Z. Gu, J.-L. Zhou, B. Yan, C. Kong, H. Wang, H.-F. Wang, Intelligent droplet tracking with correlation filters for digital microfluidics, *Chinese Chemical Letters*, 32(11) (2021) 3416-3420.
- [32] Z. Luo, B. Huang, J. Xu, L. Wang, Z. Huang, L. Cao, S. Applied Physics Letters, 91(13) (2007) 133106.
- [12] F. Malloggi, H. Gu, A. Banpurkar, S. Vanapalli, F. Mugele, Electrowetting--A versatile tool for controlling microdrop generation, *The European Physical Journal E*, 26(1) (2008) 91-96.
- [13] N.-T. Nguyen, T.-H. Ting, Y.-F. Yap, T.-N. Wong, J.C.-K. Chai, W.-L. Ong, J. Zhou, S.-H. Tan, L. Yobas, Thermally mediated droplet formation in microchannels, *Applied Physics Letters*, 91(8) (2007) 084102.
- [14] 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.
- [15] H. Willaime, V. Barbier, L. Kloul, S. Maine, P. Tabeling, Arnold tongues in a microfluidic drop emitter, *Physical review letters*, 96(5) (2006) 054501.
- [16] A. Bransky, N. Korin, M. Khoury, S. Levenberg, A microfluidic droplet generator based on a piezoelectric actuator, *Lab on a Chip*, 9(4) (2009) 516-520.
- [17] N. Pamme, Magnetism and microfluidics, *Lab on a Chip*, 6(1) (2006) 24-38.
- [18] J. Rife, M. Miller, P. Sheehan, C. Tamanaha, M. Tondra, L. Whitman, Design and performance of GMR sensors for the detection of magnetic microbeads in biosensors, *Sensors and Actuators A: Physical*, 107(3) (2003) 209-218.
- [19] C. Elbukem, T. Glawdel, D. Chan, C.L. Ren, Detection of microdroplet size and speed using capacitive sensors, *Sensors and Actuators A: Physical*, 171(2) (2011) 55-62.
- [20] H. Kim, D. Cheon, J. Lim, K. Nam, Robust Flow Control of a Syringe Pump Based on Dual-Loop Disturbance Observers, *IEEE Access*, 7 (2019) 135427-135438.
- [21] S. Motaghi, M. Nazari, M. Nazari, N. Sepehri, A. Mahdavi, Control of Droplet Size in a Two-Phase Microchannel using PID Controller: A Novel Experimental Study, *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, 53 (7) (2021) 1-10.
- [22] H. Fu, W. Zeng, S. Li, S. Yuan, Electrical-detection droplet microfluidic closed-loop control system for

- [37] T. Kong, J. Wu, M. To, K. Wai Kwok Yeung, H. Cheung Shum, L. Wang, Droplet based microfluidic fabrication of designer microparticles for encapsulation applications, *Biomicrofluidics*, 6 (2012).
- [38] 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.
- [39] S. Mottaghi, M. Nazari, S.M. Fattahi, M. Nazari, S. Babamohammadi, Droplet size prediction in a microfluidic flow focusing device using an adaptive network based fuzzy inference system, *Biomedical Microdevices*, 22(3) (2020) 1-12.
- [40] J.-J.E. Slotine, W. Li, *Applied nonlinear control*, Prentice hall Englewood Cliffs, NJ, 1991.
- Liu, Machine vision-based driving and feedback scheme for digital microfluidics system, *Open Chemistry*, 19(1) (2021) 665-677.
- [33] A.M. Ibrahim, J.I. Padovani, R.T. Howe, Y.H. Anis, Modeling of Droplet Generation in a Microfluidic Flow-Focusing Junction for Droplet Size Control, *Micromachines*, 12(6) (2021) 590.
- [34] N. Shi, M. Mohibullah, C.J. Easley, Active Flow Control and Dynamic Analysis in Droplet Microfluidics, *Annual Review of Analytical Chemistry*, 14 (2021) 133-153.
- [35] J. Friend, L. Yeo, Fabrication of microfluidic devices using polydimethylsiloxane, *Biomicrofluidics*, 4(2) (2010) 026502.
- [36] P. Renaud, H. Van Lintel, M. Heuschkel, L. Guerin, Photo-polymer microchannel technologies and applications, *Micro Total Analysis Systems'98*, (1998) 17-22.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

A. A. Mahdizadeh, M. Nazari, M. Nazari, H. Ahmadi, *Sliding Mode Control of Droplet Size in a Microchannel by Adjusting Syringe-Pump Flow: Experimental Study*, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 54(10) (2023) 2239-2254.

DOI: 10.22060/mej.2022.20666.7290

