



تولید میکرو قطرات در یک میکروکانال با استفاده از کنترل کننده تناسبی-انتگرال گیر - مشتق گیر: بررسی آزمایشگاهی

سینا متقی، مصطفی نظری^{*}، محسن نظری، ناصرالدین سپهری، امیر مهدوی

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران

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

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 متمرکز شونده 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 دیجیتال 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 فلودیکرام کنترلی صورت پذیرفت. همچنین به منظور کنترل قطر قطرات، دبی فاز پیوسته به عنوان پارامتر کنترلی انتخاب و با استفاده از کنترل کننده تناسبی-انتگرال گیر-مشتق گیر 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 کنترل کننده در زمان اغتشاش اطمینان حاصل شد

۱- مقدمه

میکروسایالات [۱، ۲]، واکنش‌های زنجیره‌ای پلیمریزه کردن با استفاده از دستگاه‌های میکروسایالی دیجیتال [۳، ۴]، تبلور پروتئین‌ها در جداسازی میکروسایالی [۵، ۶]، پیوند نانوذرات با تولید متناوب قطرات میکروسایال [۷].

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 گفته می‌شود [۸].

میکروکانال‌های مورد استفاده در تولید قطره دارای هندسه‌های متفاوتی هستند. در این میان دو هندسه‌ای که بیشترین استفاده را در تولید قطره دارند میکروکانال‌های T شکل [۹-۱۱] و جریان‌متمرکز

دستگاه‌های میکروسایالی دیجیتال برای کاربردهای آزمایشگاهی بسیاری مورد توجه قرار گرفته‌اند. 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 غربال نمودن سلول‌ها در قالب کپسول‌های قطره‌ای [۲، ۳]، ۲- آزمایش‌های آنزیمی (تشخیص کمی پروتئین در یک سلول با استفاده از میکروقطرات سیال) [۴]، ۳- کنترل جذب پروتئین با استفاده از سیستم قطره‌ای میکروسایال [۵]، ۴- پلیمرسازی با استفاده از

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



هستند [۱۴، ۱۵]. کانال‌های جریان متمرکز 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 تأمین 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 کمی 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].

غالباً 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، منجر به 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 قرار گرفته‌است. 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 میکروفلوئیدیک بهره گرفته شده‌است. 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 سویچ 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-یو^۸ و پلیمر دوبخشی استفاده شد.

۲- الگوسازی تجربی

۲-۱- ساخت میکروکانال جریان متمرکز

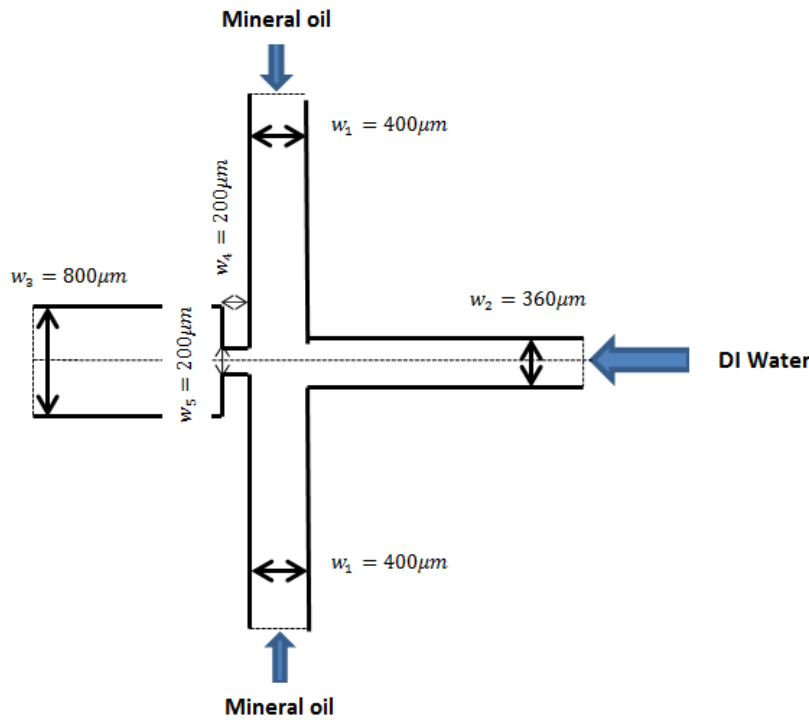
به منظور ساخت میکروکانال ابتدا قالب میکروکانال با روش فوتولیتوگرافی ساخته شد. بدین منظور، مقدار حدود ۱ سی‌سی از فوتورزیست منفی اس-یو^۸ روی یک ویفر سیلیکونی ریخته شد. سپس ویفر روی دستگاه اسپین‌کوتر^۲ قرار گرفته و برنامه آن مطابق جدول ۱ اجرا شد.

سپس ویفر سیلیکونی بر روی یک هات‌پلیت^۳ قرار داده شد. در

جدول ۱. برنامه استفاده شده در اسپین کوتر جهت لایه‌نشانی اس-۸ 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



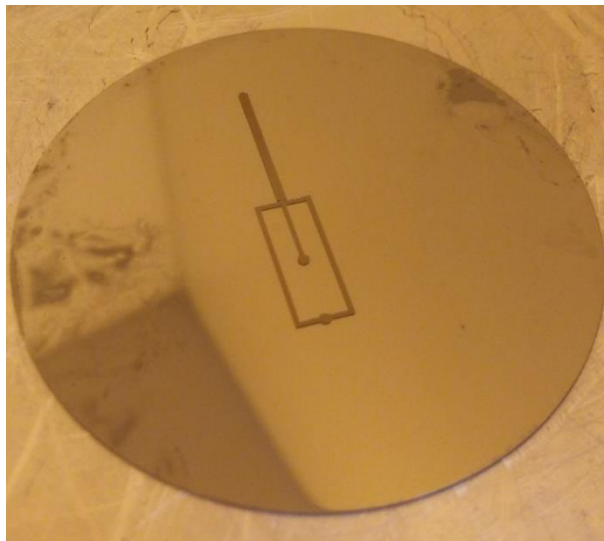
شکل ۱. ابعاد میکروکانال جریان متمرکزشونده ساخته شده برای کنترل اندازه قطرات تولیدی

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

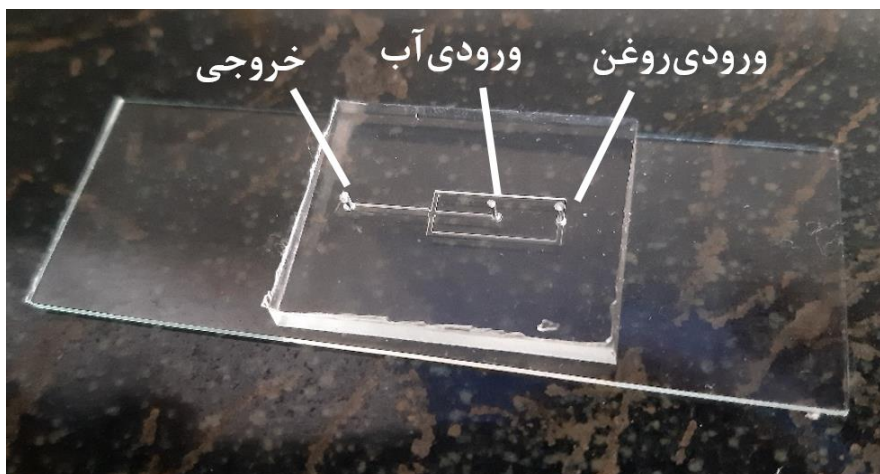
شوند. در نهایت ویفر به مدت نیم ساعت در دمای ۱۵۰ درجه سانتی‌گراد قرارداده شد. بدین ترتیب قالب میکروکانال مطابق شکل ۲ ساخته شد.

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-۸ ریخته و مجموعه در دمای ۹۰ درجه سانتی‌گراد نگهداری شد. پس از پلیمریزه شدن پی‌دی‌ام‌اس، پی‌دی‌ام‌اس از قالب جدا شد و قسمت‌های اضافی آن با یک تیغ جراحی بریده شدند. بنابراین با جداسازی پی‌دی‌ام‌اس از قالب، یک میکروکانال شفاف ساخته شد که دارای انتهای باز بوده و باید انتهای آن به یک شیشه مسطح چسبانده شود تا سیال بتواند

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-۸ و افزایش صافی سطح آن شد. سپس طرح میکروکانال مطابق ابعاد شکل ۱ بر روی یک ماسک‌نوری چاپ و بر روی فوتورزیست منفی اس-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-۸ در آن نواحی شد. در ادامه، ویفر سیلیکونی در ۱۰ سیکل ۵ ثانیه‌ای در حلال اس-۸ شستشو داده شد تا قسمت‌هایی که در معرض یو-وی قرار نگرفته بودند حل



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



شکل ۳. تصویر میکروکانال ساخته شده از جنس پی دی ام اس
Fig. 3. Microchannel made of PDMS

مکشی و تزریقی زیست‌راد برای فاز پیوسته استفاده شد. در این مطالعه، پمپ لامبدا با دی ثابت در هر تست مورد استفاده گرفت. همچنین پمپ زیست‌راد با استفاده از الگوریتمی مشخص کنترل دینامیکی شد و بدین ترتیب با تنظیم نسبت دی‌ها، کنترل سائز قطرات صورت پذیرفت.

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 ساخته شده را نشان می‌دهد.

۳-۲- تولید میکروقطرات

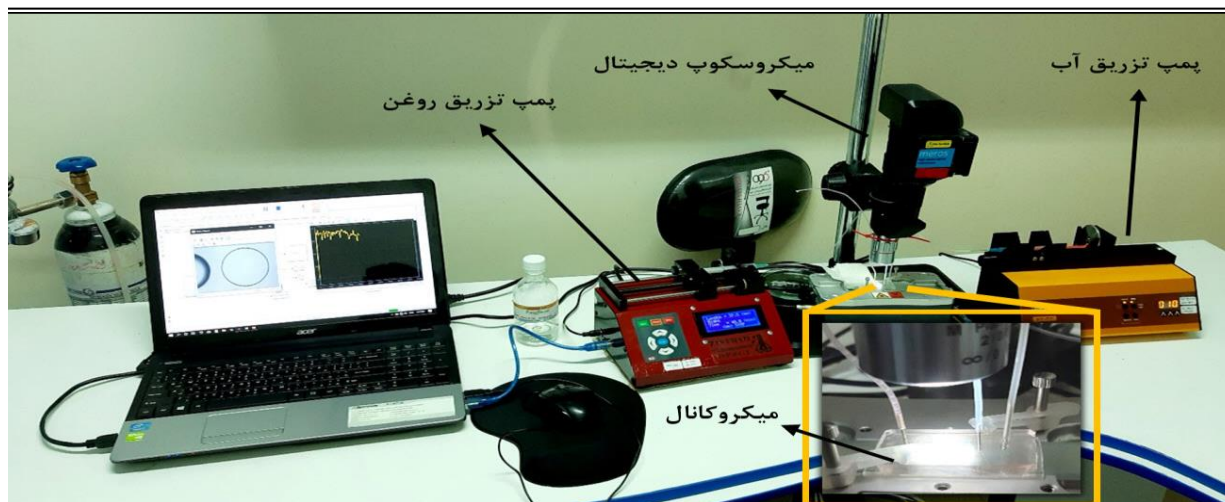
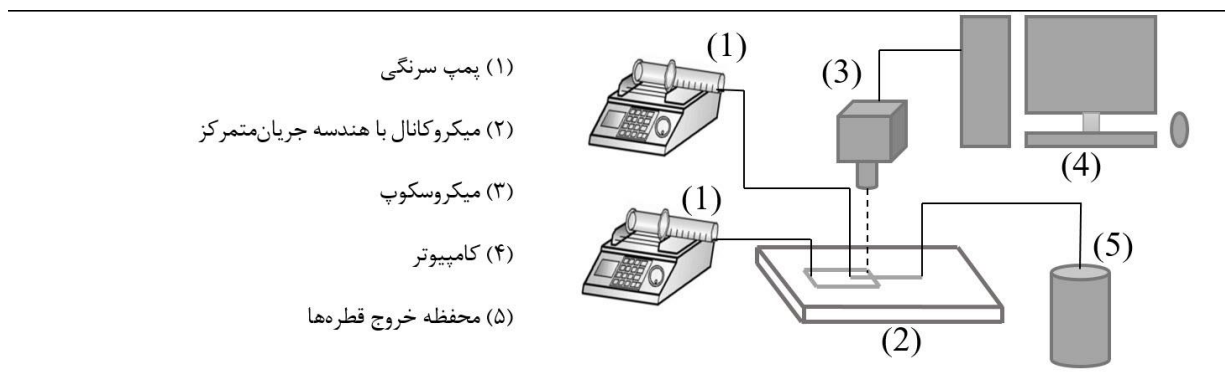
در این مطالعه از ترکیب پارافین مایع^۲ و ۱۰٪ اسپن^۳ به عنوان

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

۲-۲- پمپ‌های سرنگی

برای ایجاد دی‌های هر فاز از دو پمپ سرنگی مجزا و با سازندگان متفاوت استفاده شده‌است. پمپ لامبدا^۱ برای فاز گسسته و پمپ

1 LAMBDA-VIT-FIT(HP)



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

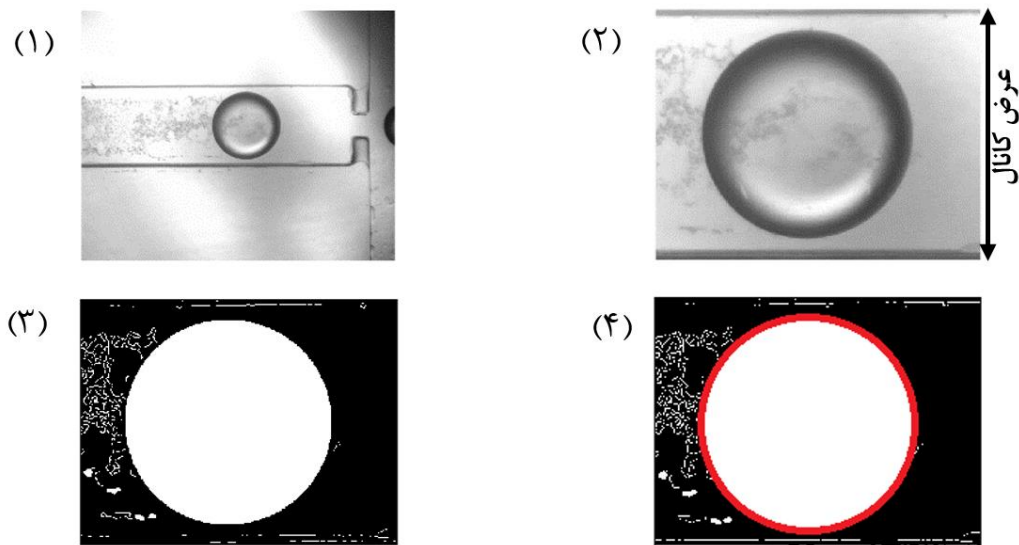
ذرات به طور معمول در آزمایش‌های دینامیک سیالات برای جریان‌های پایا و گذرا استفاده می‌شود. در یکی از این آزمایش‌ها نور لیزر به جریان ذرات تابانده می‌شود. در این قسمت ذرات حاوی فلورسنت بوده و نور تابانیده شده را انعکاس می‌دهند. بدین ترتیب دو تصویر متوالی توسط یک میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت ثبت می‌شود تا بتوان 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 دنبال کردن 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^۱ را معرفی کردند. معمولاً برای حصول نتیجه در این روش زمان زیادی صرف می‌شود که در موضوع پیش‌رو غیر قابل استفاده است [۳۴].

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.

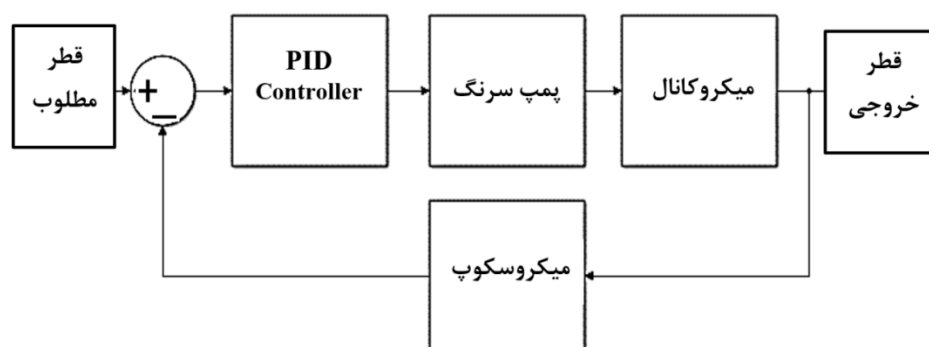
با برقراری جریان دو فاز در میکروکانال و تنظیم دبی و نسبت دبی‌ها، میکروقطرات آب در روغن تولید شدند. همچنین در این مرحله، از فرآیند تولید قطرات با استفاده از میکروسکوپ دیجیتال و با سرعت ۱۵۰ فریم بر ثانیه تصویربرداری شد و تصاویر دریافتی با تراکم پیکسلی 1280×1024 ثبت شدند. در شکل ۴ مجموعه سیستم مورد استفاده نشان داده شده‌است.

۴-۲- برنامه پردازش تصویر

روش‌های تحلیل کمی جریان همانند سرعت‌سنجی تصویری



شکل ۵. مراحل انجام پردازش تصویر: (۱) دریافت تصویر (۲) برش تصویر (۳) دوگانه کردن 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 کنترل کننده تناسبی-انتگرال-مشتق گیر. قطر خروجی از کانال با استفاده از تصویربرداری آنلاین میکروسکوپ پرسرعت و برنامه پردازش تصویر اندازه گیری می شود. سپس قطر خروجی با مقدار مطلوب مقایسه شده و خطا وارد کنترلر تناسبی-انتگرال-مشتق گیر می شود. کنترل کننده برای کاهش خطا، فرمان مناسب را برای تنظیم دبی به پمپ سرنگی ارسال می کند.

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.

اندازه گیری قطر قطرات از یک برنامه پردازش تصویر استفاده شده که در شکل ۵، مراحل آن نمایش داده شده است. در این برنامه چهار مرحله شامل دریافت تصویر، برش تصویر، دوگانه کردن تصویر و تشخیص قطره انجام می شود و سپس قطر قطره برحسب تعداد پیکسل شناسایی می گردد. در نهایت با یک تناسب نسبت به عرض کانال، قطر برحسب میکرومتر به دست می آید.

برنامه پردازش تصویر، قطر قطرات اندازه گیری شده را برای مقایسه با مقدار مطلوب بازخورد می دهد و فرمان کنترلی به پمپ

بنابراین به منظور دستیابی به سرعت پردازش بیشتر و برطرف نمودن دیگر کاستی های کار اخیر، چونگ و همکارانش [۱۰] نرم افزاری را با نام اندازه گیری خودکار قطره^۱ برای اندازه گیری پارامترهای مورد نیاز قطره معرفی کردند. روش ای دی ام از روش دی ام وی دقیق تر است چرا که در این روش، یک قطره تنها زمانی شمرده می شود که از نوک جریان جدا و در ناحیه ی مورد نظر ظاهر می شود. این روش برای جلوگیری از شمرده شدن چندباره قطره ها مناسب است. برای

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 بیان شده به مقدار مطلوب خود برسد.

۳- نتایج

به منظور بررسی عملکرد میکروکانال در تولید قطرات آب، ابتدا مقدار دبی جریان گسسته در مقدار $145/2$ متر مکعب در دقیقه تنظیم شد. سپس دبی فاز روغن به شکلی تنظیم شد که نسبت دبی فاز روغن به فاز آب برابر $4/3$ 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 100 و 140 میکرومتر به عنوان قطرهای مطلوب در نظر گرفته شده‌اند. دبی جریان گسسته (آب دو بار تقطیرشده) توسط پمپ سرنگی بر روی مقدار

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 میکروکانال، خروجی سیستم می‌باشد. این عملیات با استفاده از نرم‌افزار متلب انجام می‌شود.

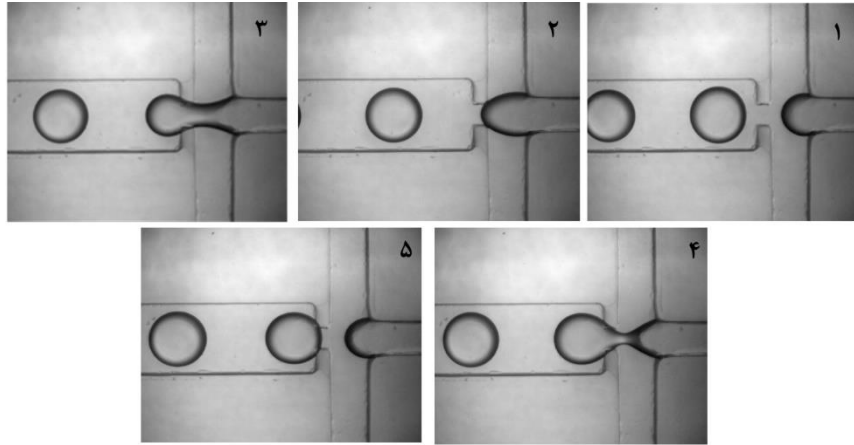
در نهایت پس از ایجاد ارتباط بین دوربین، پمپ‌ها و کامپیوتر، یک الگوریتم کنترلی طراحی شد. در این الگوریتم به منظور کنترل سیستم و رسیدن به قطر قطرات مورد نظر، از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر استفاده شده‌است. علت استفاده از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر، سادگی در پیاده‌سازی و همچنین 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

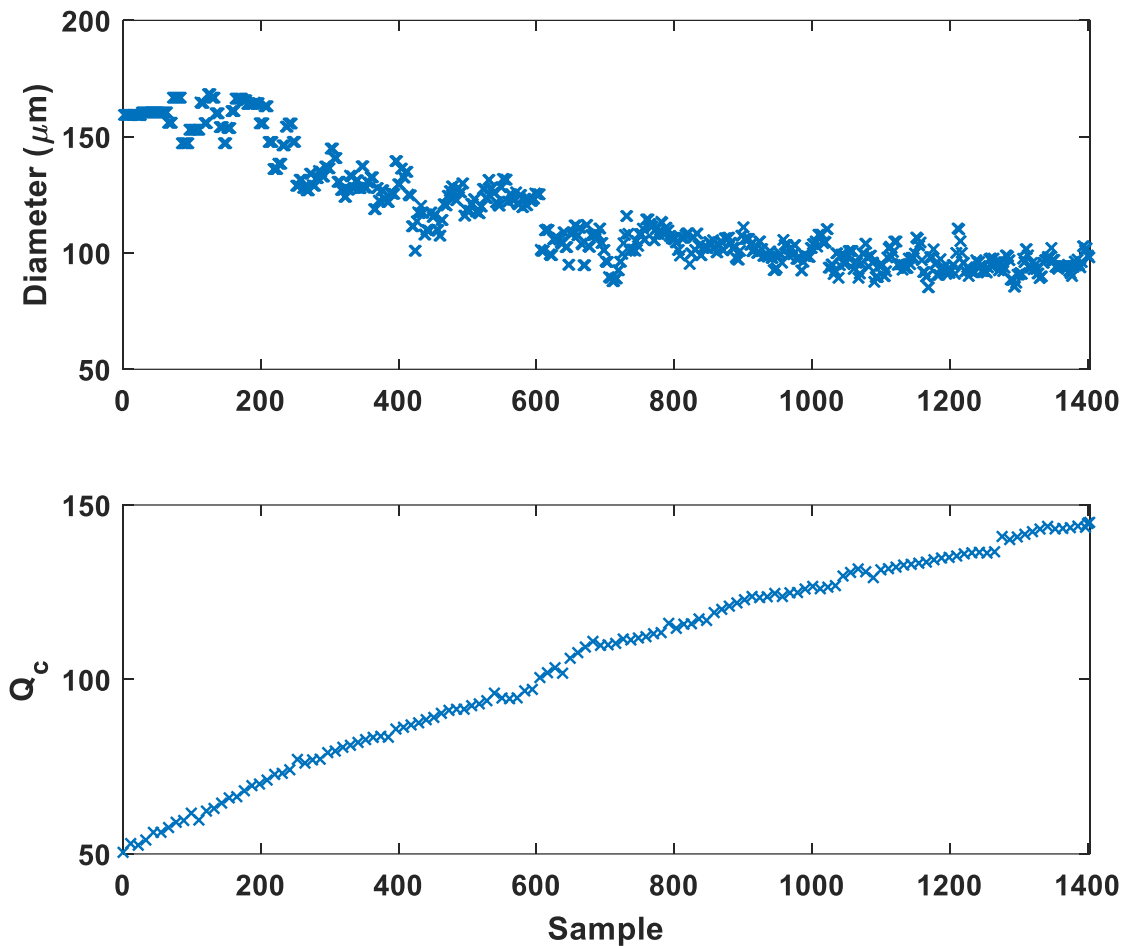
به منظور تعیین عدم قطعیت در فرایند تولید میکروقطره‌های پلیمری، تجهیزات مختلف تاثیرگذار بر ابعاد نهایی قطرات تولیدی

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	$\pm 0/1$ میلی‌متر بر دقیقه	۰/۱ %
۲	پمپ سرنگی فاز گسسته	۸۰ میلی‌متر بر دقیقه	$\pm 0/08$ میلی‌متر بر دقیقه	۰/۱ %
۳	ترازو	۵۱۰ گرم	۰/۰۰۲ گرم	۰/۰۰۰۳۹ %
۴	دستگاه گرم‌کننده صفحه	۱۸۰ درجه سانتی‌گراد	$\pm 0/5$ درجه سانتی‌گراد	۰/۲۷ %
۵	دستگاه لایه‌نشانی دورانی	۴۰۰۰ دور بر دقیقه	± 10 دور بر دقیقه	۰/۲۵ %

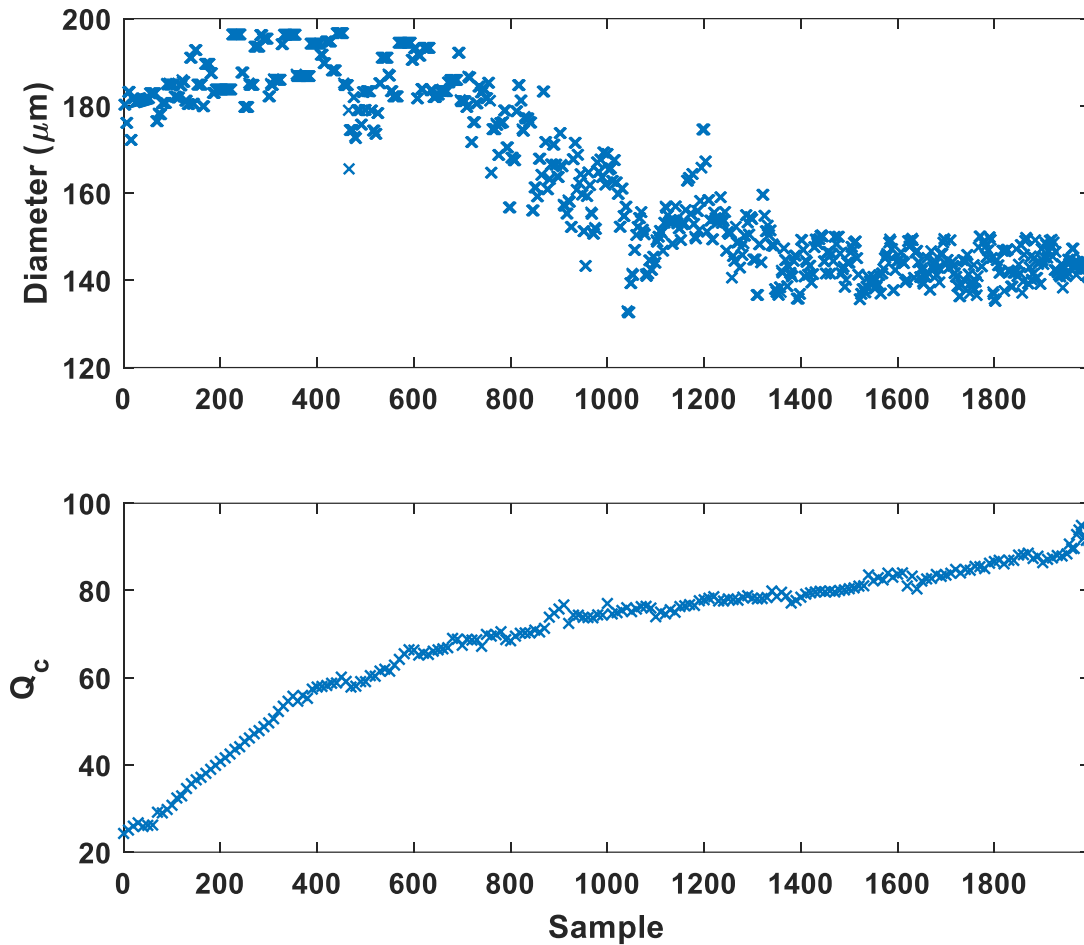


شکل ۷. مراحل تشکیل قطره به ازای نسبت دبی ثابت دو جریان
 Fig. 7. The steps toward the creation of droplets for a constant flow rate ratio



شکل ۸. نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، و نمودار دبی فاز پیوسته (روغن) برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا $RMSE = 5.27$)

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

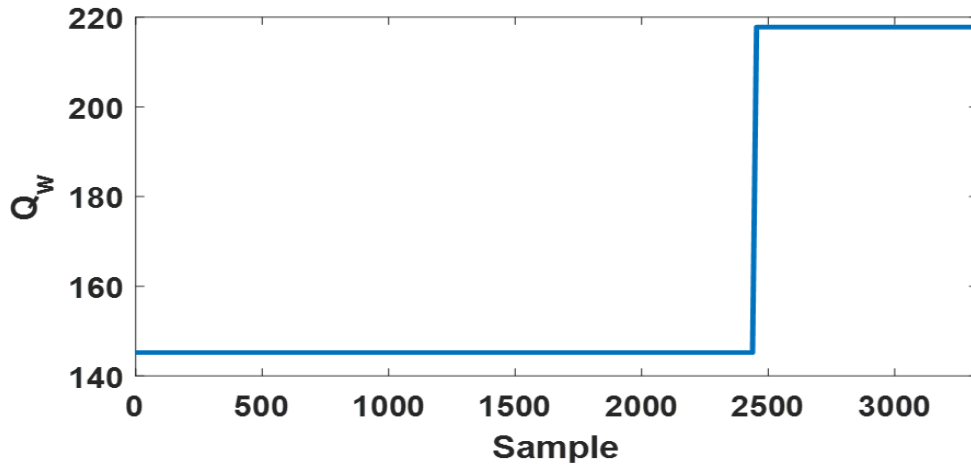
Fig. 9. Diagram for the desired diameter of 140 μm versus time-step, and diagram of the continuous flow (oil) versus time-step (control command) (RSME=3.4)

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (y_d - y_i)^2}{n}} \quad (1)$$

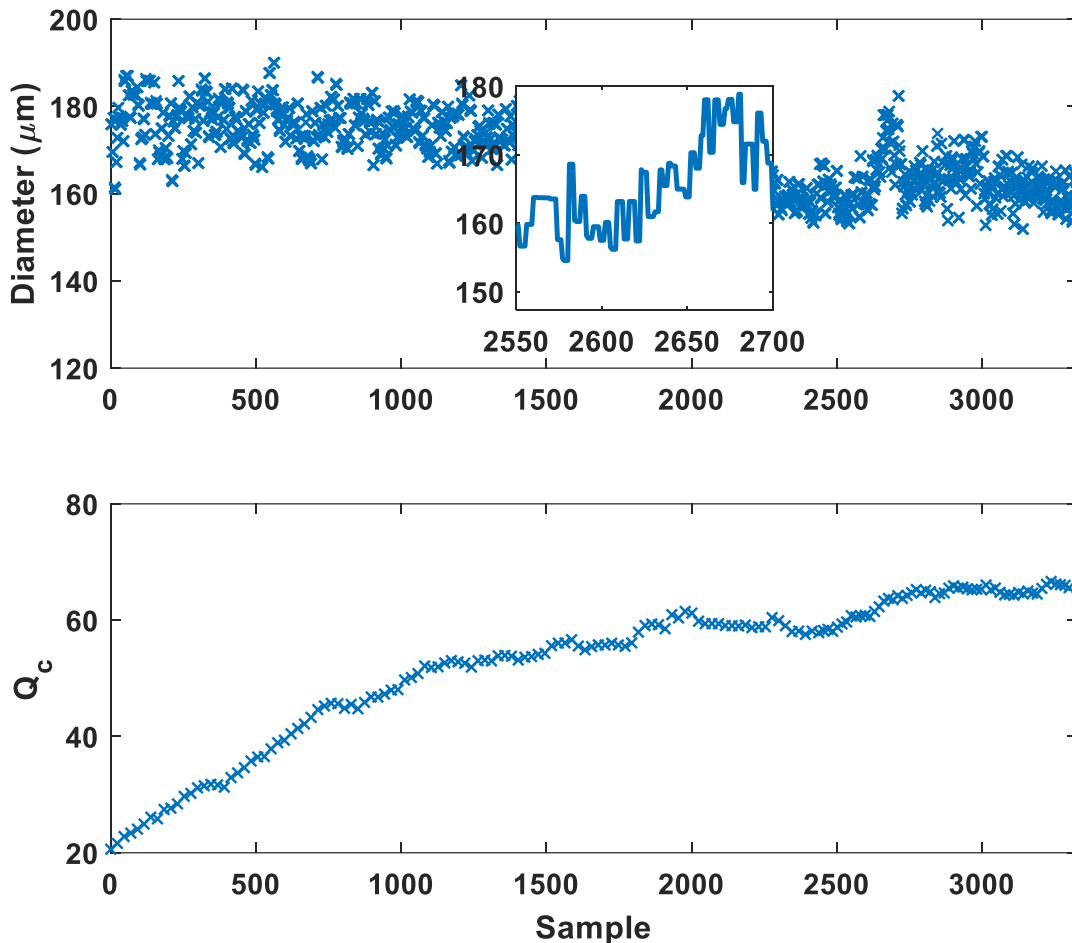
در معادله ۱، y_i مقدار خروجی در هر لحظه، y_d قطر مطلوب و n نیز تعداد نمونه‌های انتخاب شده است. برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۵/۲۷ بدست آمد. رفتار سیستم با در نظر گرفتن قطر مطلوب ۱۴۰ میکرومتر، در شکل ۹ نشان داده شده است. در این حالت نیز، مشابه با شکل ۸، کنترل کننده توانسته است با تغییرات مناسب دبی، قطر مطلوب را در کانال ایجاد نماید. در این حالت، میزان میانگین جذر مربعات خطا

۱۴۵/۲ میلی‌متر مکعب بر دقیقه تنظیم شد. همانطور که در شکل ۸ نشان داده شده است، کنترل کننده با افزایش دبی فاز پیوسته، قطر قطرات را تا مقدار مناسب کاهش داده است. 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 اعمال شده 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^۱ سنجیده شده است. این مقدار از معادله ۱ محاسبه می‌شود.

¹ RMSE



شکل ۱۰. افزایش پله‌ای دبی فاز گسسته (آب) به عنوان اغتشاش وارد 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) $(RMSE) = 0.48$

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.

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 ثابت شدن 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 تجربی بودن کار حاضر و همچنین دقت مناسب در تولید قطره، از این پژوهش می‌توان برای اعتبارسنجی کارهایی که صرفاً 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 میکروفلوئیدیک جهت تولید قطرات با قطر دقیق با استفاده از یک سیستم حلقه‌بسته طراحی و به صورت تجربی ارزیابی شده‌است. برای تولید قطرات از میکروکانال 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 گرفته شد. 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 در نظر گرفته شد. در هر دو حالت کنترل‌کننده توانست قطر قطره تولیدشده در داخل میکروکانال را به مقدار مورد نظر برساند.

برای بررسی رفتار سیستم حلقه بسته در برابر اغتشاشات، دبی فاز گسسته که ثابت انتخاب شده بود تغییر داده شد (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

106(34) (2009) 14195-14200.

- [3] J. Clausell-Tormos, D. Lieber, J.-C. Baret, A. El-Harrak, O.J. Miller, L. Frenz, J. Blouwolf, 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 fluorinated-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.


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 منظور بررسی عملکرد کنترل‌کننده طراحی‌شده در برابر اغتشاشات، دبی فاز گسسته به صورت پله‌ای افزایش داده شد. 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 خواهد شد. برای کنترل تولید قطره به ارائه الگوریتم‌های مقاوم‌تر کنترلی و الگوریتم‌های غیرخطی خودتنظیم پرداخته خواهد شد. در ادامه، به طراحی یک سنسور جهت اندازه‌گیری قطر قطره به عنوان یک جایگزین برای دوربین هستیم. این سنسور با لایه‌نشانی الکترونی از طلا در کف کانال ایجاد می‌شوند و عملکرد آن‌ها مشابه خازن خواهد بود 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*,

- [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
- [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).

- 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.
- 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*,

<p>چگونه به این مقاله ارجاع دهیم</p> <p><i>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.</i></p> <p>DOI: 10.22060/mej.2020.18250.6783</p>	
--	---