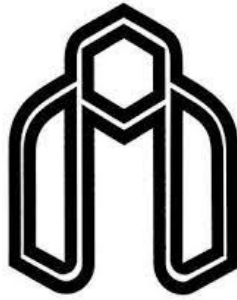


سورة الاخلاص



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مکانیک

گرایش مکاترونیک
پایان نامه کارشناسی ارشد

کنترل اندازه قطرات در یک کانال میکرو با تنظیم دبی پمپ سرنگ با
استفاده از الگوریتم کنترل مود لغزشی

دانشجو:

علی اصغر مهدیزاده سولا

اساتید راهنما:

دکتر مصطفی نظری

دکتر حبیب احمدی

استاد مشاور:

دکتر محسن نظری

پایان نامه جهت اخذ درجه ی کارشناسی ارشد

شهریور ۱۴۰۰

تقدیم به

- محضر ارزشمند پدر و مادر عزیزم به خاطر همه‌ی تلاشهای محبت آمیزی که در دوران مختلف زندگی‌ام انجام داده‌اند و با مهربانی چگونه زیستن را به من آموخته‌اند.
- به خواهر و شوهر خواهرمهربانم که در تمام طول تحصیل همراه و همگام من بوده‌اند.
- به استادان فرزانه و فرهیخته‌ای که در راه کسب علم و معرفت مرا یاری نمودند.
- به آنان که در راه کسب دانش راهنمایم بودند.
- به آنان که نفس خیرشان و دعای روح پرورشان بدرقه‌ی راهم بود.
- الهها به من کمک کن تا بتوانم ادای دین کنم و به خواسته‌ی آنان جامه‌ی عمل بپوشانم.
- پروردگارا حسن عاقبت، سلامت و سعادت را برای آنان مقدر نما.
- خدایا توفیق خدمتی سرشار از شور و نشاط و همراه و همسو با علم و دانش و پژوهش جهت رشد و شکوفایی ایران عزیزمان عنایت بفرما.

تقدیر و تشکر

اکنون که به یاری خداوند این دوره را به پایان رسانیده‌ام، بر خود واجب می‌دانم از اساتید راهنمای بزرگوارم جناب دکتر مصطفی نظری و جناب دکتر حبیب احمدی به پاس زحمات بی‌شائبه‌شان در طی انجام این تحقیق سپاسگزاری نمایم.

از جناب دکتر محسن نظری که استاد مشاور این پایان‌نامه بوده‌اند نیز قدردانی می‌نمایم. همچنین تشکر می‌نمایم از جناب دکتر ناصرالدین سپهری به پاس زحماتی که در طی این تحقیق برای بنده کشیده‌اند.

از سایر اساتید بزرگ که شاگردی محضرشان از بزرگترین افتخارات زندگی علمی‌ام می‌باشد، کمال تشکر را دارم.

تعهدنامه

اینجانب علی اصغر مهدیزاده سولا دانشجوی دوره کارشناسی ارشد مهندسی مکترونیک دانشکده مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه « کنترل اندازه قطرات در یک کانال میکرو با تنظیم دبی پمپ سرنگ با استفاده از الگوریتم کنترل مود لغزشی » تحت راهنمایی آقای دکتر مصطفی نظری متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققین دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در این پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود است و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی رساله تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود است. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در این پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

میکرو سیالات کاربردهای فراوانی در علوم جدید مانند پزشکی و مهندسی پزشکی دارد. ایجاد و هدایت قطرات در ابعاد کوچک، مزایای زیادی علاوه بر مهندسی در زمینه‌های پزشکی و درمانی را دارا می‌باشد. در تولید قطره، معمولاً از دو نوع سیستم جهت تزریق سیالات استفاده می‌شود؛ ۱- استفاده از تنظیم فشار در خطوط جریان سیالات؛ ۲- پمپ سرنگ. ایجاد دبی با استفاده از پمپ سرنگ یکی از رایج‌ترین روش‌ها در تولید میکرو قطرات می‌باشد. امروزه در این زمینه تحقیقات زیادی صورت گرفته است، اما تعداد محدودی از آن‌ها به کنترل سائز قطره و تغییر آن به صورت برخط پرداخته‌اند. در این تحقیق، برای ایجاد دبی و تغییر آن به صورت فعال، یک پمپ سرنگ طراحی شده است و در ساخت آن از یک موتور DC با دور و گشتاور مناسب و مازول L298N استفاده شده است. برای کنترل فعال این سیستم از یک برد آردوینو مگا ۲۵۶۰ به عنوان سیستم پردازنده و برای اندازه‌گیری قطر قطرات از یک میکروسکوپ دیجیتال سرعت بالا به همراه یک الگوریتم پردازش تصویر سریع بهره گرفته شده است. برای افزایش سرعت پاسخ سیستم کنترلی از الگوریتم پیش‌خور-پس‌خور استفاده شده است. برای این منظور، از یک مدل معکوس با استفاده از شبکه‌های فازی-عصبی استفاده شده است که ورودی آن قطر قطره، و خروجی آن دبی مورد نیاز برای رسیدن به آن قطر است. این مدل با استفاده از داده‌های تجربی و آموزش شبکه فازی-عصبی ایجاد شده است. سپس، برای غلبه بر نامعینی‌ها و استفاده از مزایای حلقه پس‌خور و برای غلبه بر اغتشاشات و نامعینی‌ها، الگوریتم‌های PID و مود لغزشی به دلیل مقاوم بودن در برابر نامعینی‌ها و اغتشاشات برای کنترل فعال قطر میکرو قطرات به کار گرفته شده‌اند. نتایج پیاده‌سازی الگوریتم‌های طراحی شده برای سه قطر قطره ۸۲، ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر، نشان‌دهنده موثر بودن روش‌های ارائه شده و عملکرد مناسب حلقه پس‌خور در تنظیم قطر قطرات است. برای ارزیابی عملکرد حلقه فیدبک در هر حالت، از نمودار هیستوگرام استفاده شده است. البته، در رفتار سیستم نوساناتی وجود دارد که می‌تواند به دلیل وجود ارتعاشات در موتور پمپ سرنگ و انعطاف‌پذیری اتصالات باشد.

عنوان	فهرست مطالب	صفحه
فصل اول		۱
<<مقدمه>>		۱
۱-۱- معرفی مسئله		۲
۱-۲- کاربردها		۴
۱-۳- روش‌های تولید قطره		۵
فصل دوم		۱۱
<<تجهیزات آزمایشگاهی>>		۱۱
۲-۱- آشنایی و مراحل ساخت کانال		۱۲
۲-۲- سیالات مورد استفاده برای تولید قطره		۱۴
۲-۳- بدست آوردن اندازه قطرات		۱۵
۲-۳-۱- برنامه مورد استفاده برای بدست آوردن اندازه قطرات		۱۶
۲-۴- تجهیزات مورد استفاده در آزمایشگاه		۱۸
۲-۵- میکروسکوپ دیجیتالی مروس		۱۸
۲-۶- پمپ سرنگی لامبدا		۲۰
۲-۷- پمپ سرنگی زیست‌رادی (شخصی‌سازی شده)		۲۰
۲-۸- موتور DC		۲۲
۲-۹- مازول L۲۹۸N		۲۵
۲-۱۰- معرفی برد آردوینو مگا ۲۵۶۰		۲۶
۲-۱۱- اندازه‌گیری سرعت موتور با انکودر		۲۷
۲-۱۲- شناسایی موتور DC و استخراج تابع تبدیل آن		۲۸
فصل سوم		۳۱
<<کنترل>>		۳۱

۳-۱- کنترل	۳۲
۳-۲- کنترل PID	۳۲
۳-۳- مدل سازی بین سرعت موتور و قطر قطره	۳۲
۳-۴- نتایج کنترلر PID	۳۴
۳-۵- کنترل مود لغزشی	۴۰
۳-۶- نتایج کنترل مود لغزشی	۴۴
فصل چهارم	۴۹
<<نتیجه گیری و پیشنهادات>>	۴۹
۴-۱- نتیجه گیری	۵۰
۴-۲- پیشنهادات	۵۱
منابع	۵۳

- شکل ۱-۱- نمایی از سیستمهای تولید قطره (الف): پمپ سرنگی ، (ب): پمپ فشار [۱۴]..... ۳
- شکل ۱-۲- انواع حالت های قطرات تشکیل شده با تکنیک تولید قطره منفعل [۵]..... ۶
- شکل ۱-۳- نمونه تولید قطره و اندازهگیری قطر قطره با پردازش تصویر [۴۰]..... ۸
- شکل ۱-۲- هندسه کانالهایی که بیشتر مورد استفاده قرار گرفته اند..... ۱۳
- شکل ۲-۲- ریز کانال دو فازی برای تولید قطره..... ۱۴
- شکل ۲-۳- نحوه برخورد دو فاز و تشکیل قطره [۵۰]..... ۱۴
- شکل ۲-۴- نمونه ای از قطره تولید شده و اندازه گیری قطر با برنامه پردازش تصویر..... ۱۶
- شکل ۲-۵- الگوریتم پردازش تصویر..... ۱۶
- شکل ۲-۶- نمایی از میکروسکوپ دیجیتال مروس..... ۱۹
- شکل ۲-۷- پمپ سرنگ برند لامبدا ساخت کشور سوئیس..... ۲۰
- شکل ۲-۸- تصویری از پمپ زیسترد شخصی سازی شده..... ۲۱
- شکل ۲-۹- تصویری از نمای داخلی پمپ زیسترد شخصی سازی شده..... ۲۱
- شکل ۲-۱۰- الگوریتم چپ گرد و راست گرد پمپ سرنگی در حالت دستی..... ۲۲
- شکل ۲-۱۱- نمونه ای از یک موتور DC انکودر دار..... ۲۴
- شکل ۲-۱۳- نمونه ای از موتور DC با قاب طراحی شده..... ۲۴
- شکل ۲-۱۲- نمونه ای از یک موتور پله ای..... ۲۴
- شکل ۲-۱۴- ماژول درایور موتور L۲۹۸N..... ۲۵
- شکل ۲-۱۵- پیکربندی برد آردوینو ATMEGA۲۵۶۰MEGA..... ۲۶
- شکل ۲-۱۶- محیط نرم افزار آردوینو و برنامه تعیین سرعت به وسیله انکودر..... ۲۷
- شکل ۲-۱۷- نمودار سرعت موتور اندازهگیری شده به ازای ورودی ولتاژ پلهای..... ۲۸
- شکل ۲-۱۸- تصویر محیط تخمین سیستم در نرم افزار متلب..... ۲۹
- شکل ۲-۱۹- نمودار سرعت موتور اندازهگیری شده به ازای ورودی ولتاژ پالسی..... ۲۹

- شکل ۳-۱- الگوریتم کنترل PID ۳۳
- شکل ۳-۲- نمای برنامه کنترل PID در متلب ۳۴
- شکل ۳-۳- نمودار قطر قطره ۸۲ میکرومتر در زمان با کنترل PID ۳۵
- شکل ۳-۴- نمودار فراوانی در قطر ۸۲ میکرومتر با کنترل PID ۳۵
- شکل ۳-۶- نمودار فراوانی در قطر ۹۰ میکرومتر با کنترل PID ۳۷
- شکل ۳-۵- نمودار قطر قطره ۹۰ میکرومتر در زمان با کنترل PID ۳۷
- شکل ۳-۸- نمودار فراوانی قطر ۱۰۰ میکرومتر با کنترل PID ۳۸
- شکل ۳-۷- نمودار قطر قطره ۱۰۰ میکرومتر در زمان با کنترل PID ۳۸
- شکل ۳-۹- نمودار قطر قطره ۸۰ و ۱۰۰ میکرومتر در زمان با کنترل PID ۳۹
- شکل ۳-۱۰- تصویر سطح لغزش در کنترلر مود لغزشی ۴۰
- شکل ۳-۱۱- الگوریتم کنترل مود لغزشی ۴۲
- شکل ۳-۱۲- نمایی از برنامه کنترل مود لغزشی در برنامه متلب ۴۳
- شکل ۳-۱۴- نمودار فراوانی قطر ۸۲ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی ۴۴
- شکل ۳-۱۳- نمودار قطر قطره ۸۲ میکرومتر در زمان با کنترلر مود لغزشی ۴۴
- شکل ۳-۱۵- نمودار قطر قطره ۹۰ میکرومتر در زمان با کنترلر مود لغزشی ۴۵
- شکل ۳-۱۶- نمودار فراوانی قطر ۹۰ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی ۴۵
- شکل ۳-۱۷- نمودار قطر قطره ۱۰۰ میکرومتر در زمان با کنترلر مود لغزشی ۴۶
- شکل ۳-۱۸- نمودار فراوانی قطر ۱۰۰ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی ۴۶
- شکل ۳-۱۹- نمودار تأثیر اغتشاش و پاسخ کنترلر در قطر قطره ۸۲ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی ۴۷

فصل اول

<<مقدمه>>

۱-۱- معرفی مسئله

در طول سال‌ها، دستگاه‌های ریزسیال برای سیستم‌های میکروالکترومکانیکی^۱، فناوری میکروشیمیایی و سیستم‌های تجزیه ریز^۲ به طور قابل توجه‌ای توسعه یافته‌اند. آن‌ها همچنین تا حد زیادی در برنامه‌های بیوتکنولوژی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱]. آن‌ها براساس مایعات غیرقابل مخلوط و قطرات معلق فاز گسسته در فاز پیوسته و به همراه نیروهای برشی کار می‌کنند [۲].

چندین هندسه مختلف برای کنترل اندازه قطره مورد بررسی قرار گرفته که شامل سیستم دو فاز مایع و یا یک فاز مایع یک فاز گاز می‌باشد [۳]. هندسه‌های متداول مورد استفاده برای تولید قطرات ریزسیال عبارت‌اند از: ۱- هندسه‌ی جریان متمرکز، ۲- هندسه‌ی T شکل، ۳- جریان همزمان. به عنوان مثال، براتچی^۳ از یک کانال جریان متمرکز میکروفلوئیدیک مبتنی بر پلی دی متیل سیلوکسان^۴ برای بررسی اندازه، شکاف و میزان تولید قطرات روغن در آب استفاده کرد [۴].

معمولاً برای ایجاد دبی موردنیاز از پمپ‌های سرنگی با دبی قابل کنترل استفاده می‌شود. با این حال، واحدهای کنترل‌کننده فشار نیز برای رانش جریان استفاده می‌گردد. همان‌طور که گفته شد جریان مورد بررسی در این کار، جریانی دوفازی متشکل از یک فاز پیوسته و یک فاز گسسته است. فاز گسسته به سیالی گفته می‌شود که از منبع خود گسسته می‌شود و معمولاً به شکل قطره درمی‌آید. فاز پیوسته نیز سیال دیگری است که فاز گسسته را در برمی‌گیرد و اتصال آن با منبعش قطع نمی‌شود [۵].

کنترل دقیق جریان در یک میکروکانال جهت تولید قطره نیاز به تجهیزات پیچیده‌ای دارد. بسیاری از تحقیقات انجام شده، بر روی توسعه میکروپمپ‌ها و میکروشیرها تمرکز کرده‌اند [۶]. اما چنین تجهیزاتی قابلیت

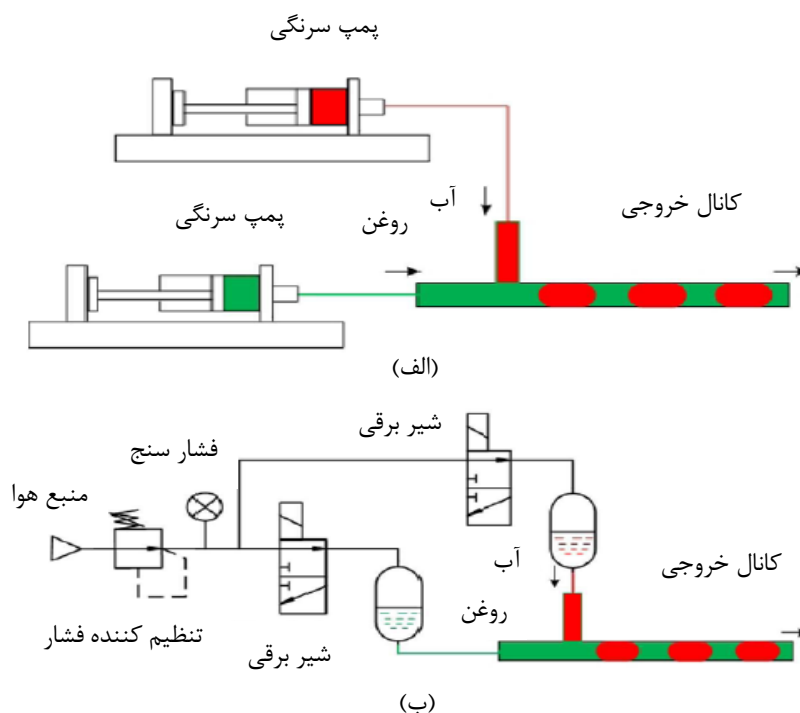
۱- MEMS

۲- μ TAS

۳-Baratchi

۴- PDMS

ایجاد دقت و صحت قابل اطمینانی را ندارند، به خصوص پمپ‌ها و شیرهای مکانیکی که دارای قطعات متحرک می‌باشند [۷]. در تولید قطره، معمولا از دو نوع سیستم جهت تزریق سیالات استفاده می‌شود؛ ۱- با استفاده از تنظیم فشار در خطوط جریان سیالات (شکل ۱-۱ (ب)) [۸] ۲- پمپ سرنگ (شکل ۱-۱ (الف)) [۹]. یکی از تفاوت بین پمپ فشار و پمپ سرنگی نوسانات و ارتعاشات وارده می‌باشد، پمپ فشار به دلیل نوسانات و ارتعاشات کمتر، دقت بیشتری در تولید قطره دارد، اما پمپ سرنگی به دلیل سادگی در عملکرد، هزینه کمتر تجهیزات و نگهداری آسان‌تر آن اغلب کاربرد آزمایشگاهی دارد. با این وجود، میزان جریان پایین توسط پمپ سرنگی آزمایشگاهی هنوز هم برای تولید قطره قابل اطمینان نیست [۱۰]، زیرا پمپ سرنگ با یک مکانیزم حلقه باز عمل می‌کند. علاوه بر این، عوامل مکانیکی شامل یک موتور پله‌ای و چرخ‌دنده‌ها باعث ارتعاش می‌شوند؛ به خصوص در سرعت کم موتور به دلیل تغییر چرخه‌ای و اصطکاک بین قطعات [۱۱، ۱۲]. در پژوهش‌های انجام شده بر روی کنترل قطر قطرات، نتایج برای تعداد زیادی از پارامترها قابل تکرار هستند و پتانسیل کنترل دقیق قطرات وجود دارد [۱۳].



شکل ۱-۱- نمایشی از سیستم‌های تولید قطره (الف): پمپ سرنگی ، (ب): پمپ فشار [۱۴]

با توجه به اهمیت تولید میکروقطرات با ابعاد دقیق و مقاوم در برابر اغتشاشات وارده، در این تحقیق، برای کنترل قطر قطرات در یک میکروکانال، از کنترل فیدبک استفاده شده است. یک کانال جریان متمرکز شونده با استفاده از روش فوتولیتوگرافی ساخته شده است. برای ایجاد دبی‌ها از پمپ سرنگ استفاده می‌شود. اندازه‌گیری قطر قطرات با استفاده از یک دوربین پرسرعت به همراه یک الگوریتم پردازش تصویر انجام می‌شود.

۲-۱- کاربردها

همانطور که در قسمت تعریف مسئله بیان شد، میکرو قطره‌ها کاربردهای فراوانی در عرصه‌های مختلف و مهم تکنولوژی مانند مهندسی پزشکی، داروسازی، دارورسانی، پزشکی و مهندسی شیمی دارند [۱۵، ۱۶]. به طور کلی، جریان چند فاز، به ویژه جریان دو فاز، بیشترین کاربرد را در زمینه تولید قطره دارد. به عنوان مثال، جریان دو فاز مایع-مایع در واکنش‌های شیمیایی و همچنین فناوری امولسیون کاربردهای بی‌شماری دارد [۲]. یکی از کاربردهای مهم دستگاه‌های ریزسیال در تولید امولسیون‌ها و ذرات مونودایپرس است که اندازه و ترکیب دقیقی دارند [۱۷، ۱۸]. امولسیون‌ها، کف‌ها نمونه‌هایی از مایعات چند فاز هستند. همچنین این مواد کاربردهایی در محصولات مراقبتی، درمانی، غذاها، محصولات نفتی، شناورسازی معدنی و غیره دارند [۳].

میکروسیال‌ها مبتنی بر قطره، کاربردهای گسترده‌ای دارند، که به مزایای آن‌ها مربوط می‌شود: ۱- حجم کمی از مایعات مصرف می‌شود، ۲- تولید انبوه قطرات تکی به صورت چکه‌ای را آسان می‌کند و کنترل مستقل هر قطره را ایجاد می‌کند [۱۹].

یکی از کاربردهای میکروسیال‌ها در علم مواد نیز می‌باشد، به عنوان مثال، میکروکپسول [۲۰، ۲۱] و میکروفیبرهای قابل استفاده برای داروها [۲۲]، مواد آرایشی و غذایی و موارد دیگر شامل برنامه‌های آزمایشگاهی

روی تراشه است که از قطرات به عنوان میکرو راکتور برای انجام واکنش‌های شیمیایی و بیوشیمیایی استفاده می‌شود. علاوه بر این، برخی از برنامه‌ها به جای استفاده از قطرات یکنواخت، تولید کنترل شده قطرات با حجم‌های مختلف را ترجیح می‌دهند، مانند قطره چند حجمی-واکنش زنجیره‌ای پلیمر دیجیتال^۱ برای تشخیص دقیق و کمی اهداف ژنتیکی [۲۳].

از میکروسیال‌ها برای استفاده کمتر از نمونه‌ها و همچنین برای تشخیص، جداسازی و سنتز مواد با حساسیت بالا، یا استفاده از حالت‌های مختلف جریان که در داخل میکروکانال‌ها ایجاد می‌شود، استفاده می‌کنند [۲۴].

۳-۱- روش‌های تولید قطره

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 از یک فشار هیدرودینامیکی ناشی از جریان بیاید که هیچ ورودی خارجی دیگری ندارد و با عنوان تولید منفعل قطره^۲ شناخته می‌شود؛ ولی اگر یک انرژی خارجی به صورت موضعی در جهت تولید قطره وارد شود به آن تولید فعال قطره^۳ گفته می‌شود [۲۵].

تولید قطرات از اهمیت بالایی برای کاربردهای مختلف میکروسیال برخوردار است. در روش غیرفعال، از جریان دو فاز میکروسیال استفاده می‌شود که توسط پمپ‌های سرنگ، که میزان جریان ثابتی را برای فاز گسسته و فاز پیوسته تأمین می‌کنند و یا از منبع فشار که فشار ثابتی برای هر دو فاز گسسته و پیوسته تولید می‌کنند، استفاده می‌شود که بدون ورود انرژی اضافی کار می‌کنند [۲۶]. در طول تشکیل قطرات، انرژی وارد

۱- PCR

۲- Passive

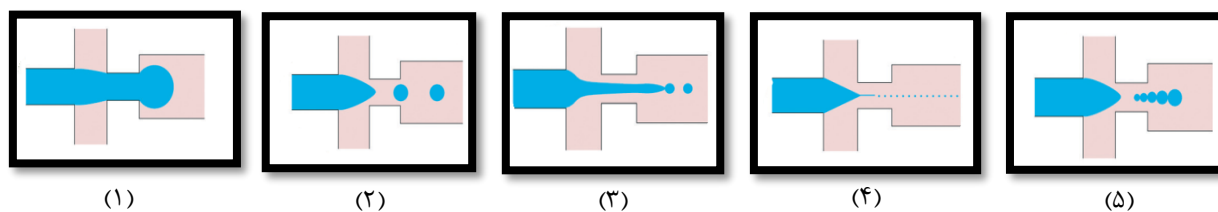
۳- Active

شده از پمپ‌های سرنگ یا کنترل‌کننده‌های فشار تا حدی به انرژی سطح تبدیل می‌شود و در نتیجه قطرات گسسته از هم تشکیل می‌شود [۲۷].

تولید قطرات با کمک انرژی اضافی ورودی دارای مزایای متعددی نسبت به تولید قطره منفعل است، به‌عنوان مثال، ۱- تولید قطره فعال قابلیت بالاتری در کنترل اندازه قطره و میزان تولید قطره را دارد و در بعضی موارد امکان تولید قطره مورد نظر با حجم و فرکانس موردنیاز را نیز دارا می‌باشد؛ با این وجود کنترل قطر و فرکانس در روش منفعل بسیار مشکل است، زیرا این دو با یکدیگر ارتباط دارند، ۲- زمان پاسخگویی سیستم و زمان موردنیاز برای تولید قطره، در تولید فعال بسیار کوتاه‌تر است و همچنین زمان پاسخ می‌تواند تا چند میلی‌ثانیه در حالت فعال در مقایسه با چند ثانیه یا حتی چند دقیقه در روش غیرفعال کاهش یابد [۱۹].

تولید قابل‌اطمینان قطرات با کنترل دقیق اندازه و توزیع آنها از اهمیت حیاتی برای پاسخگویی به نیازهای موجود در کاربردهای مختلف برخوردار است. برای این منظور، داشتن درک عمیق و سیستمی از تشکیل قطرات میکروسیال، از جمله تکنیک‌های منفعل و فعال بسیار مهم است.

در دستگاه‌های میکروسیال منفعل، وارد کردن یک مایع غیر قابل اختلاط (مایع پراکنده) به دیگری (مایع مداوم) به طور معمول منجر به تشکیل قطرات در یکی از پنج حالت می‌شود (شکل ۱-۲)، که توضیح هر یک از حالات در ادامه آمده است:



شکل ۱-۲- انواع حالت های قطرات تشکیل شده با تکنیک تولید قطره منفعل [۵]

۱- در حالت Squeezing (فشرده‌گی) [۲۸]، قطرات در ابعاد بزرگ می‌باشند و از حالت قطره خارج می‌شود.

۲- در حالت Drapping (چکه‌ای) [۲۸]، قطرات با ابعاد و فرکانس مناسب تشکیل می‌شوند و بهترین حالت در تشکیل قطره می‌باشد.

۳- در حالت Jetting (جتی) [۲۰]، قطرات در ابعاد کوچک و با فرکانس بیشتر تشکیل می‌شوند.

۴- در حالت Tip-streaming [۲۹]، قطرات در ابعاد بسیار کوچک و فرکانس بسیار بالا تشکیل می‌شوند که اندازه‌گیری قطرات در این حالت بسیار مشکل می‌باشد.

۵- در حالت Tip-Streaming-Breaking [۳۰]، قطرات به صورت پیوسته و چسبیده به هم تشکیل می‌شوند.

کیم^۱ یک روش امولسیون‌سازی را با استفاده از میدان الکتریکی برای تولید قطره‌ها به کار گرفت [۳۱]. مالوگی^۲ روش الکترووتینگ^۳ را برای دو سیال مخلوط نشدنی برای تولید قطره استفاده کرد [۳۲]. روش‌های دیگری هم وجود دارد مانند ایجاد گرما با استفاده از میکروهیتر و میکرو سنسور [۳۳]، استفاده از یک لیزر پالسی و خاصیت کاویتاسیون [۳۴]، روش‌های مکانیکی مانند ایجاد آشفتگی [۳۵]، و استفاده از خواص پیزوالکتریک و بریدن جریان [۳۶]. بعد از روش الکتریکی می‌توان گفت که مهم‌ترین روش، روش مغناطیسی با استفاده از سیالات مغناطیسی است [۳۷]. تمامی این روش‌ها، روش تولید قطره به صورت فعال می‌باشند. مسئله مهم 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 [۳۸]، که این سنسورها برای قطرات در ابعاد میکرو می‌باشد [۳۷].

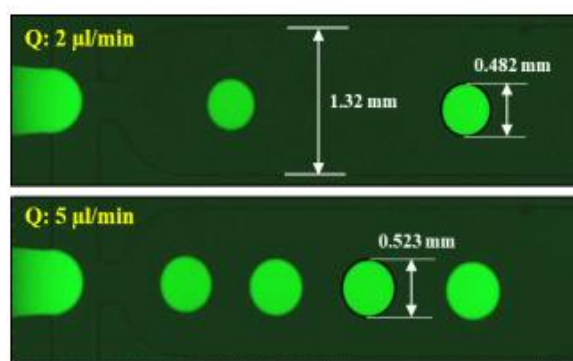
۱- Kim

۲- Mallogi

۳- Electrowetting

۴- GMR

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 الگوریتم پردازش تصویر می‌توان همانند شکل ۱-۳ قطر قطرات، سرعت آن‌ها و اطلاعات دیگر را بدست آورد [۳۹، ۴۰].



شکل ۱-۳- نمونه تولید قطره و اندازه‌گیری قطر قطره با پردازش تصویر [۴۰]

تاکنون تقریباً تمامی تحقیقات انجام‌شده بر روی قطرات تنها برای تشخیص آن بوده و کمتر به تنظیم و طراحی یک سیستم کنترلی برای تولید قطره در اندازه‌های دلخواه و با سرعت دلخواه پرداخته‌اند [۱۳]. در [۴۱] به طراحی، ساخت و تست یک میکرو سیستم هیبرید پرداخته شده است. در این تحقیق از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر برای کنترل دما استفاده شده است. پژوهش انجام شده در [۴۲]، از یک کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر برای کنترل قطر قطره استفاده کرده است. ضرایب این کنترل‌کننده بر اساس تابع تبدیل مرتبه یک استخراج شده است که با استفاده از تست های حلقه باز بدست آمده است. برای اندازه‌گیری قطر قطره نیز از یک دوربین دیجیتالی و برای تنظیم دبی جریان‌ها از پمپ سرنگ

استفاده کرده‌اند. در [۴۳] 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 قطر برای تنظیم آن استفاده نشده است. در [۴۴] با استفاده از سیستم اعمال فشار، یک کنترل‌کننده مقاوم برای کنترل جریان طراحی شده است. در [۴۵، ۴۶] از سیستم‌های مبتنی بر فشار جهت تولید قطر و از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر استفاده شده است. در [۴۶] نیز از کنترل‌کننده تناسبی-انتگرال‌گیر-مشتق‌گیر جهت تنظیم قطر قطر استفاده شده است. ضرایب کنترل‌کننده بر مبنای تابع تبدیل استخراج شده از سیستم تنظیم شده است و برای اندازه‌گیری قطر قطر 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 [۲۷] ارائه شده است.

لازم به ذکر است که طراحی یک سیستم کنترلی که بتواند با دقت بالا، اندازه موردنظر ما را بدهد، از چالش‌های فراوانی برخوردار است و کاربردی‌شدن 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.

در این تحقیق با استفاده از پمپ سرنگ ساخته شده قطره‌هایی در کانال میکرو تولید می‌شوند؛ سپس قطرات تولید شده در کانال، به وسیله‌ی میکروسکوپ دیجیتال مشاهده شده و بعد از آن توسط برنامه پردازش تصویر قطر قطرات اندازه‌گیری می‌شود. برای تولید قطرات با قطر دلخواه و همچنین کنترل قطر قطرات در قطر مطلوب، نیاز به یک کنترلر مناسب می‌باشد؛ که در این تحقیق ابتدا با استفاده از کنترلر PID و بعد از آن به وسیله‌ی کنترلر مود لغزشی با استفاده از الگوریتم پیش‌خور-پس‌خور برای کنترل قطر قطرات استفاده شده است.

فصل دوم

<< تجهیزات آزمایشگاهی >>

۱-۲- آشنایی و مراحل ساخت کانال

در سال‌های اخیر توسعه دستگاه‌های میکروسیالی مبتنی بر فناوری میکروالکترومکانیکی توجه دانشمندان و صنعتگران زیادی را به خود جلب کرده است. پیشرفت‌های اخیر در ساخت میکروکانال‌ها بیشتر مبتنی بر نیمه‌هادی‌های مرسوم بوده و فناوری‌ها بیشتر در زمینه‌ی مدارهای یکپارچه پیشرفت داشته است. استفاده از این مواد و فناوری‌ها برای دستگاه‌های میکروسیالی نه تنها هزینه‌ی زیادی دارد، بلکه دارای محدودیت‌های فراوانی نیز است [۴۷]. از این رو اخیراً راه‌های دیگری با استفاده از پلیمرهای ارگانیک ارائه شده است. رنالد^۱ [۴۸] و همکارانش از پلیمر حساس به نور SU-۸ برای ساخت کانال استفاده کردند. یک پلیمر دیگر نیز یعنی پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان^۲ توجهات بسیار زیادی را به خود در زمینه میکروسیالات جلب کرده است. فناوری قالب‌بندی میکروی 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 [۴۹].

انتخاب پی‌دی‌ام‌اس برای این کار ماده‌ی دوبخشی داو و کورنینگ سیلگارد ۱۸۴^۳ 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 جدا شدن حباب‌ها، قالب درون ظرفی تمیز قرار گرفته و مخلوط پی‌دی‌ام‌اس روی آن ریخته می‌شود و برای سفت شدن به مدت ۲۴ ساعت در آون در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد قرار می‌گیرد. در نهایت چیپ از قالب

۱-Renald

۲-PDMS

۳-Dow and Corning Sylgard 184

جدا شده و برش داده می‌شود. برای چسباندن پی‌دی‌ام‌اس روی شیشه، چپ به مدت ۱۰ دقیقه در معرض

اکسیژن پلاسما قرار داده و در سریع‌ترین زمان ممکن روی شیشه چسبیده می‌شود [۴۹، ۵۰].

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 [۵۱] و جریان‌متمرکز

هستند [۵۲]. کانال‌های جریان متمرکز با عنوان جریان متقاطع نیز شناخته می‌شوند که دو نوع صفحه‌ای و

محوری دارند [۵۳] که در شکل ۱-۲ (الف) مشاهده می‌شود. هندسه جریان متقابل به هندسه‌ای گفته می‌شود

که دو فاز در زاویه‌ی $0 < \theta \leq 180^\circ$ به هم دیگر می‌رسند. در میکروسیالات ساختمان جریان متقابل معمولاً

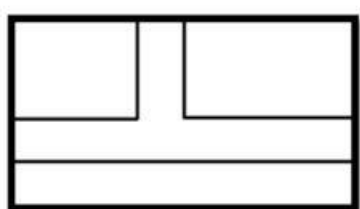
به صورت هندسه T شکل به کار گرفته می‌شود ($\theta = 90^\circ$) [۵۴] که در شکل ۱-۲ (ب) مشاهده می‌شود.

هندسه T شکل اولین بار توسط تورسن^۱ و همکارانش برای تولید قطره‌ی آب در محیط روغن در فشار

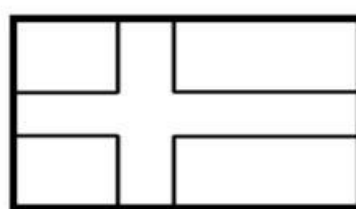
کنترل‌شده و جریان آرام، معرفی شد. در این هندسه دو سیال مخلوط نشدنی به صورت هیدرودینامیکی در یک

نقطه به هم فشار وارد می‌کنند و سپس قطره‌ها در اثر کشیده و بریده شدن جریان در اثر انقباض تشکیل

می‌شوند.



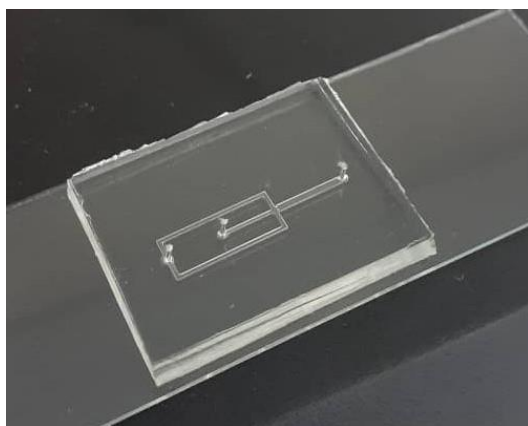
هندسه T شکل
(ب)



جریان متقاطع یا متمرکز صفحه‌ای
(الف)

شکل ۱-۲ - هندسه کانال‌هایی که بیشتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند

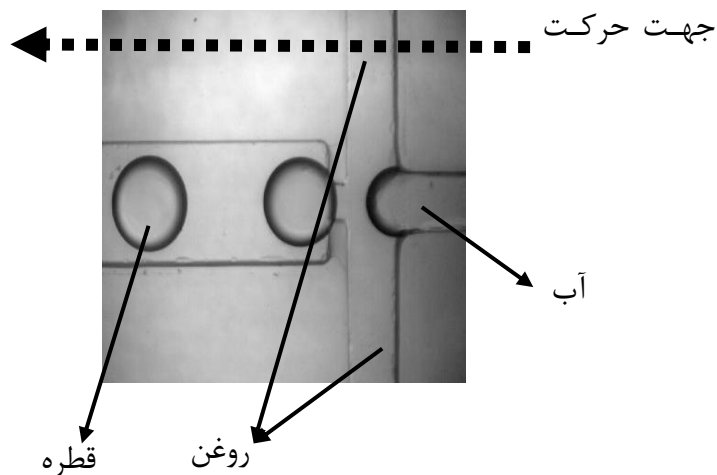
در این تحقیق برای تولید قطره از یک کانال میکرو با هندسه‌ی جریان متمرکز استفاده شده است. نمایی از کانال جریان متمرکز ساخته شده در شکل ۲-۲ نمایش داده شده است.



شکل ۲-۲- ریزکانال دو فازی برای تولید قطره

۲-۲- سیالات مورد استفاده برای تولید قطره

در تست های انجام شده، روغن پارافین با ویسکوزیته ۱۵ سانتی استوک و چگالی ۰,۸۵ گرم بر میلی لیتر به عنوان فاز پیوسته و همچنین آب دو بار تقطیر شده نیز به عنوان فاز گسسته مورد استفاده قرار گرفته است. همه خصوصیات سیالات در دمای اتاق می توانند ثابت فرض شوند. در شکل ۲-۳ مراحل تشکیل قطره نمایش داده شده است.



شکل ۲-۳- نحوه برخورد دو فاز و تشکیل قطره [۵۰]

۳-۲- بدست آوردن اندازه قطرات

باسو^۱ یک الگوریتم پردازش فیلم به نام ظاهرسنجی و سرعتسنجی قطرات^۲ معرفی کرده است که ابزاری خودکار است که می‌تواند ظاهرشناسی و سرعت هر قطره را در چندین فریم ردیابی کند. دی‌ام‌وی یک تاریخچه زمانی از اندازه، مسیر، سرعت، تغییر شکل هر قطره ایجاد می‌کند. آمار پیکسل و سایر پارامترها از طریق تجزیه و تحلیل ویدئو فریم به فریم به دست می‌آید [۵۵]. روش آن‌ها شامل ۸ مرحله است: ۱-تشکیل تصویر زمینه ۲- حذف تصویر زمینه ۳- پیدا کردن لبه‌ها ۴- حذف اجزای کوچک و مرزهای تصویر ۵- کامل کردن شکل قطره و پرکردن آن‌ها ۶- حذف اجزایی که قطره نیستند ۷- ارتباط بین فریم‌ها ۸- آنالیز شکل قطره و استخراج خصوصیات

روش دی‌ام‌وی توسط باسو یک روش عمومی حاضر برای این موضوع است که در نرم‌افزار متلب نوشته شده است. البته برای بازدهی بالا بهینه نشده است. به‌غیر از نرم‌افزار متلب، کتابخانه بینایی منبع باز رایانه^۳ نیز کتابخانه دیگری برای کار پردازش تصویر است که در برنامه‌ی C نوشته شده و کارایی آن با پردازنده‌های چندهسته‌ای بهبود داده شده است. روش دیگری نیز برای تشخیص قطرات و اندازه‌گیری آن‌ها وجود دارد که نام این روش، اندازه‌گیری خودکار قطره^۴ می‌باشد. روش ای‌دی‌ام به‌خاطر منظور کردن قانون تمایز حساس‌تر، از روش دی‌ام‌وی دقیق‌تر است. در روش ای‌دی‌ام به این شکل می‌باشد، که 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 [۵۶].

۱- Amar S. Basu

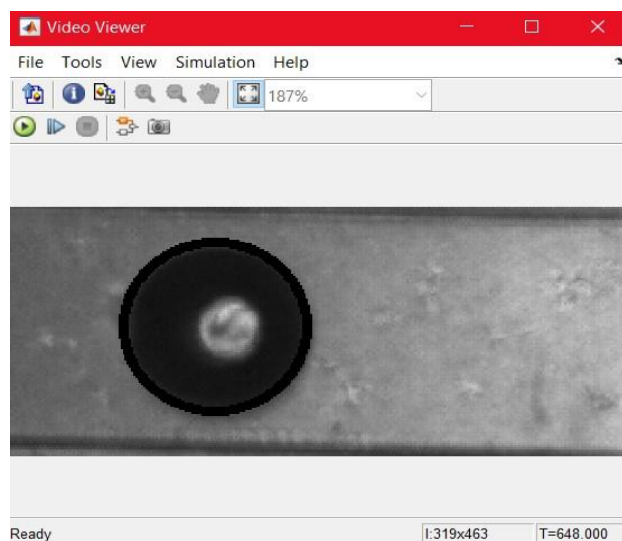
۲- DMV

۳- OpenCV

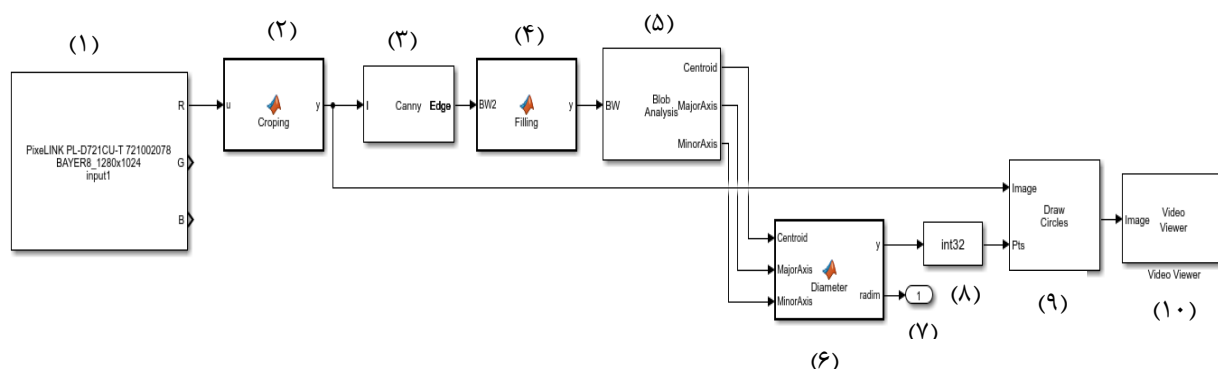
۴- ADM

۱-۳-۲- برنامه مورد استفاده برای بدست آوردن اندازه قطرات

این تحقیق به دنبال بدست آوردن اندازه قطرات می باشد. تصویر اولیه از میکروسکوپ دریافت می شود، بعد از آن قسمتی از کانال خروجی برش داده می شود 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 باینری می شود (سفید و سیاه) و با استفاده از روش یافتن لبه، لبه های قطره مشخص می گردد و با استفاده از یک فیلتر مناسب اجزای نامفهوم تصویر حذف می شوند و در آخر قطر پیکسلی پیدا شده، و با یک تناسب، به قطر برحسب میکرومتر تبدیل می شود. تصویر نهایی بدست آمده در شکل ۲-۴ مشخص می باشد.



شکل ۲-۴- نمونه ای از قطره تولید شده و اندازه گیری قطر با برنامه پردازش



شکل ۲-۵- الگوریتم پردازش تصویر

- مراحل برنامه پردازش تصویر در شکل ۲-۵ آمده است و توضیح هر یک از مراحل در ادامه آمده است.
- (۱) با نصب درایور PixelLINK که درایور میکروسکوپ دیجیتال است، دوربین آماده‌ی بهره‌برداری می‌شود. بدین منظور با استفاده از بلوک Video device خروجی میکروسکوپ به سیمولینک متصل می‌گردد.
- (۲) در این مرحله به این دلیل که تصویر ورودی از دوربین، تمام صفحه را نمایش می‌دهد، کانال خروجی برش داده می‌شود تا فقط قطرات عبوری از کانال خروجی در نظر گرفته شود و پردازش آسان‌تر شود.
- (۳) در این مرحله تصویر برش خورده توسط مرحله قبل با استفاده از فیلتر Canny لبه‌یابی می‌شوند و لبه‌های قطره برجسته‌تر می‌شود و همچنین در این مرحله با استفاده از یک فیلتر با حد $\sqrt{9}$ پاک سازی می‌شود و در حد امکان تصویر را از نویزها پاک سازی می‌کند.
- (۴) در این مرحله لبه‌ها برجسته و خود قطرات باینری می‌شوند به سفید و سیاه یعنی لبه‌های برجسته سیاه و باقی سفید می‌شوند.
- (۵) در این مرحله قطرات شناسایی می‌شوند به نحوی که حتی اگر دو قطره در تصویر باشد هر دو را تشخیص داده و با استفاده از لبه‌های خارجی برجسته قطره‌ها را شناسایی می‌کند و برای اینکه اجزای دیگر را قطره تشخیص ندهد و همچنین قطر داخلی قطره‌ها در نظر گرفته نشود، یک حد پایین تعیین کردیم که فقط لبه‌های بیرونی را تشخیص بدهد.
- (۶) در این مرحله با اطلاعات دریافتی از مرحله قبل قطر قطره تشخیص داده می‌شود. و براساس تعداد پیکسل تصویر و تعداد پیکسل قطره با نسبت یکدیگر اندازه قطر قطره برحسب میکرومتر بدست می‌آید.
- (۷) در این مرحله قطر قطره به عنوان خروجی ریزسیستم^۱ به محیط اصلی برنامه به عنوان ورودی وارد

۱- Subsystem

می‌شود.

۸) در این مرحله فرمت خروجی باید تبدیل به یک فرمت مناسب شود.

۹) در این مرحله لبه‌های تشخیص داده شده از مراحل قبل و قطر اندازه‌گیری شده، تبدیل می‌شوند و

دایره اندازه شده روی قطره‌ی تشخیص داده شده، رسم می‌شود.

۱۰) در این مرحله تصویر و دایره رسم شده نمایش داده می‌شود.

۴-۲- تجهیزات مورد استفاده در آزمایشگاه

برای ایجاد دبی‌های هر فاز از دو پمپ سرنگی متفاوت استفاده شده است. ۱- پمپ LAMBDA-VIT- برای FIT-HP-syringe-pump-manual برای فاز گسسته و ۲- پمپ مکشی و تزریقی زیست‌رمد مدل ۱-۹۴-ISP برای فاز پیوسته استفاده می‌شود (به صورت کلی این پمپ شخصی‌سازی شده و فقط پوشش خارجی پمپ سرنگی زیست‌رمد می‌باشد) که دارای قابلیت کنترل دینامیکی است و می‌تواند با تغییرات سایز قطرات در لحظه تغییر کند.

برنامه‌ی پردازش تصویر که به‌عنوان حس‌گر، سایز قطرات را برای مقایسه با مقدار مطلوب بازخورد می‌دهد و فرمان کنترلی که به پمپ سرنگی فرستاده می‌شود با استفاده از نرم‌افزار متلب انجام می‌شود. این برنامه بر روی کامپیوتر با پردازنده Core i۵ بر روی ویندوز ۱۰ اجرا می‌شود. تصاویر از میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت مروس با سرعت ۱۵۰ فریم در ثانیه دریافت می‌شوند. تصاویر دریافتی دارای رزولوشن بسیار بالای ۱۰۲۴×۱۲۸۰ هستند.

۵-۲- میکروسکوپ دیجیتال مروس

میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت مروس^۱ به طور خاص برای ریزسیالات طراحی شده است و برای

۱- Meros

مشاهده قطرات با سرعت ایده آل است. زمان نوردهی کوتاه، تصویربرداری با وضوح بالا، آزمایش‌های میکروسیالی را بسیار ساده می‌کند. این میکروسکوپ قابلیت عکس برداری به صورت فریم به فریم را نیز دارد و می‌توان آن را از طریق نرم افزار مرکز کنترل جریان^۱ کنترل کرد. نمایی از این میکروسکوپ دیجیتال در شکل ۶-۲ قابل مشاهده می‌باشد.



شکل ۶-۲- نمایی از میکروسکوپ دیجیتال مروس

^۱ - Flow Control Centre

۶-۲- پمپ سرنگی لامبدا

پمپ سرنگی لامبدا^۱ یک پمپ با دقت بالا و ساخت کشور سوئیس می باشد. این پمپ از یک موتور بدون جاروبک^۲ با طول عمر بالا استفاده می کند و سرعت این پمپ با یک ضریب بین اعداد ۰ تا ۹۹۹ تنظیم می شود و همچنین این پمپ قابل برنامه ریزی برای حالت اتوماتیک می باشد. تصویری از پمپ لامبدا که در شکل ۲-۷ مشخص می باشد.



شکل ۲-۷- پمپ سرنگ برند لامبدا ساخت کشور سوئیس

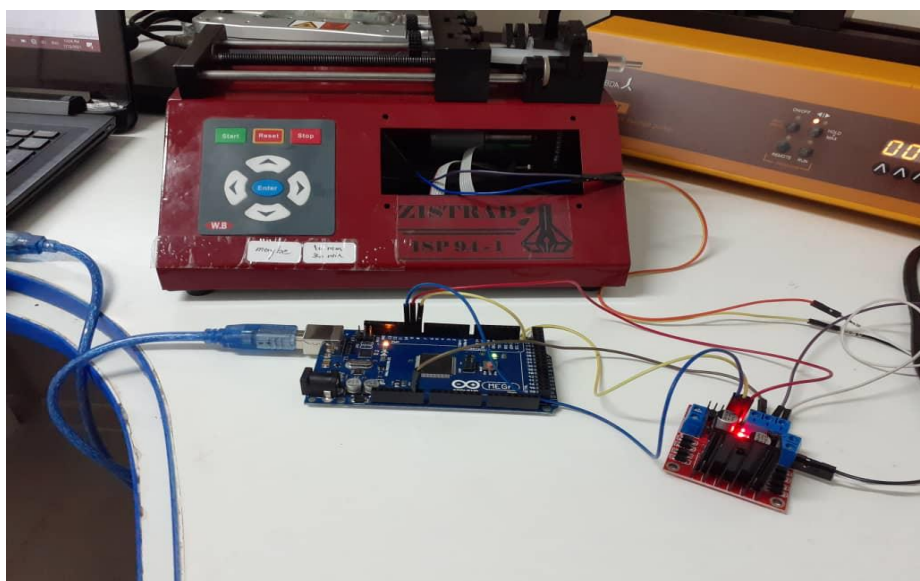
۷-۲- پمپ سرنگی زیسترا (شخصی سازی شده)

پمپ سرنگی زیسترا یک پمپ با دقت مناسب و ساخت کشور ایران می باشد. این پمپ از یک موتور پله ای بهره می برد که می توان با تنظیم اندازه حرکت به زمان سرعت، پمپ را تنظیم کرد. در این پروژه به دلیل

۱- Lambda

۲- Brushless

نیاز به بازخورد سرعت و تغییر سرعت موتور بدون توقف و راه اندازی مجدد به منظور تنظیم قطره، به صورت کلی سیستم این پمپ تغییر کرده و با استفاده از یک موتور DC انکودر دار و درایور موتور L2۹۸N و با استفاده از آردوینو مگا ۲۵۶۰ و لینک آن به صورت مستقیم با نرم افزار متلب، این سیستم بازسازی شده است. حتی برای کنترل دستی پمپ نیز به صورت مستقیم و برخط از نرم افزار متلب استفاده شده است (شکل ۲-۸ و شکل ۲-۹).



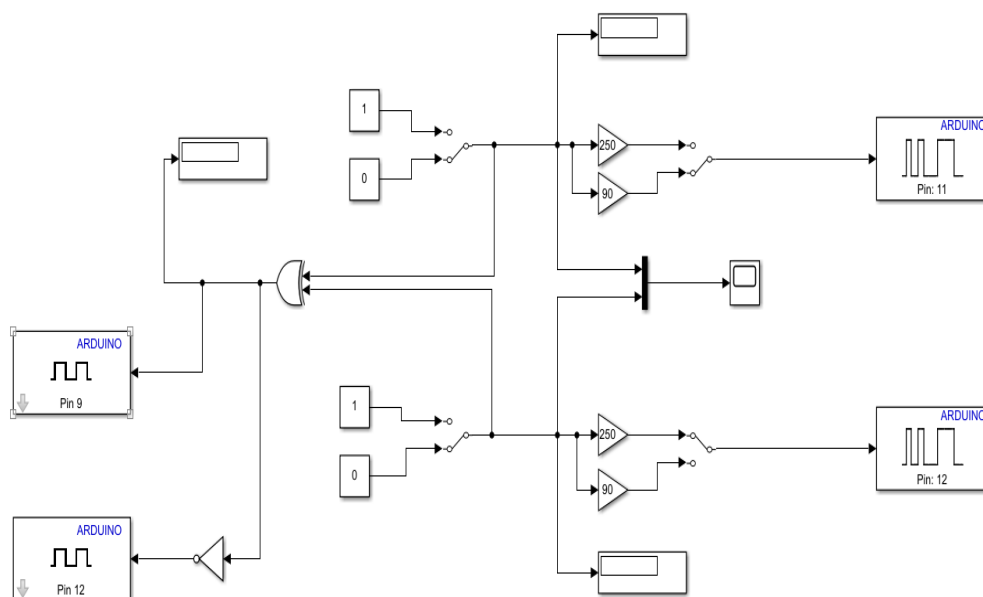
شکل ۲-۸- تصویری از پمپ زیستراذ شخصی سازی شده



شکل ۲-۹- تصویری از نمای داخلی پمپ زیستراذ شخصی سازی شده

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، موتور طبق سیستم کنترلی طراحی شده تنظیم شده و تغییر می کند.

برنامه که در شکل ۲-۱۰ آمده است برای حالت دستی برای جاگذاری سرنگ ها می باشد که با استفاده از سوئیچ دستی می توان به صورت برخط سرعت را کم و زیاد کرد و همچنین برنامه زیر برای دو حالت چپ گرد و راست گرد می باشد.



شکل ۲-۱۰- الگوریتم چپ گرد و راست گرد پمپ سرنگی در حالت

۸-۲- موتور DC

موتور DC یا موتور جریان مستقیم را می توان متداول ترین محرک برای تولید یک حرکت پیوسته دانست که حرکت خطی یا چرخشی آن به سادگی کنترل می شود و به همین دلیل برای استفاده در کاربردهای کنترل

سرعت، کنترل نوع سروو (Servo) و موقعیت انتخابی بسیار ایده‌آل محسوب می‌شود. یک موتور DC از دو قسمت تشکیل شده است، قسمت اول که استاتور نام دارد و بخش ثابت موتور DC در نظر گرفته می‌شود و قسمت دوم که روتور نام دارد و قسمت گردان موتور است.

موتورهای دارای جاروبک^۱، با استفاده از عبور جریان الکتریکی از کموتاتور و جاروبک‌های کربنی، میدان مغناطیسی را در روتور سیم‌پیچی شده تولید می‌کنند و به همین دلیل به آن‌ها موتورهای جاروبک دار یا دارای جاروبک گفته می‌شود. میدان مغناطیسی استاتور را می‌توان یا با استفاده از مغناطیس‌های دائم^۲ و یا با استفاده از سیم‌پیچی میدان استاتور تولید کرد. معمولاً موتورهای DC جاروبک دار ارزان‌قیمت و کوچک هستند و کنترل آن‌ها بسیار آسان است.

موتور DC انکودر دار نیز از همین دسته از موتورهای DC می‌باشد که به وسیله یک انکودر با دوران شفت موتور ایجاد پالس می‌کند و بستگی به نوع انکودر، تعداد پالس‌ها متفاوت می‌باشد. در این تحقیق برای ساخت پمپ سرنگی از یک موتور DC انکودر دار ۴۰۰ پالسی (۲۵GA-۳۷۰) استفاده شده است که به ازای هر (۰/۹) درجه یک پالس می‌دهد که دارای دقت بالا می‌باشد. در شکل ۲-۱۱ یک نمونه از این موتورها قابل مشاهده می‌باشد.

۱- Brushed Motor

۲- Permanent Magnets



شکل ۲-۱۱- نمونه ای از یک موتور DC انکودر دار

به دلیل تفاوت ظاهری که بین موتور DC و موتور پله‌ای وجود دارد، برای جاگزینی کردن موتور DC با موتور پله‌ای، به دلیل اینکه پایه و جایگاه طراحی شده در پمپ سرنگی، مربوط به موتور پله‌ای می‌باشد (شکل ۲-۱۲)، نیاز به یک قاب مناسب جهت نصب موتور DC می‌باشد؛ به همین دلیل یک قاب مناسب در نرم افزار کتیا^۱ با ابعاد مناسب و اندازه‌گیری‌های دقیق طراحی گردید و سپس به وسیله‌ی برش لیزر، برش داده شد که در شکل ۲-۱۳ نشان داده شده است.



شکل ۲-۱۳- نمونه ای از موتور DC با قاب طراحی شده



شکل ۲-۱۲- نمونه ای از یک موتور پله ای

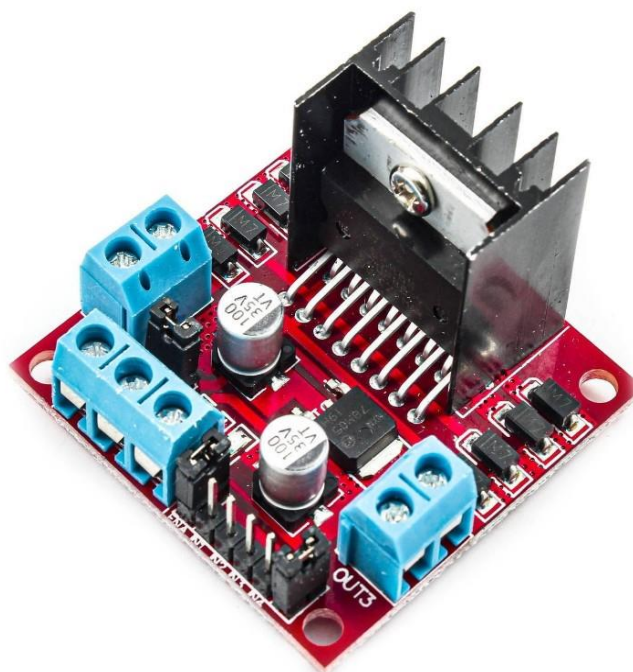
۱-CATIA

در این تحقیق به دلیل دقت در انتقال حرکت از موتور به بال اسکرو از یک تسمه تایم ۶.۴ MXL ۶۵ B استفاده شده است که از دو سمت به دو پولی ۱۶ دندانه متصل می باشد.

۹-۲- مازول L۲۹۸N

وقتی بحث کنترل دور و جهت موتورهای الکتریکی می شود، جریان مصرفی موتور بسیار مورد اهمیت واقع می شود. از این رو برای مدیریت موتورها نمی توان مستقیماً از آی سی ها و برنامه های میکروکنترلی استفاده کرد. درواقع به یک واسطه قدرتمند با دامنه تحمل جریان زیاد نیاز است.

ماژول درایو موتور L۲۹۸N یک مازول بسیار کاربردی برای مدیریت همزمان ۲ موتور می باشد. همانطور که در شکل ۲-۱۴ مشاهده می کنید، این مازول به همراه رادیاتور مخصوص آی سی ارائه می شود تا بتواند حرارت ناشی از جریان دهی را کاهش دهد. برای هر کانال مدیریت موتورها، توانایی جریان دهی تا ۲ آمپر وجود دارد.

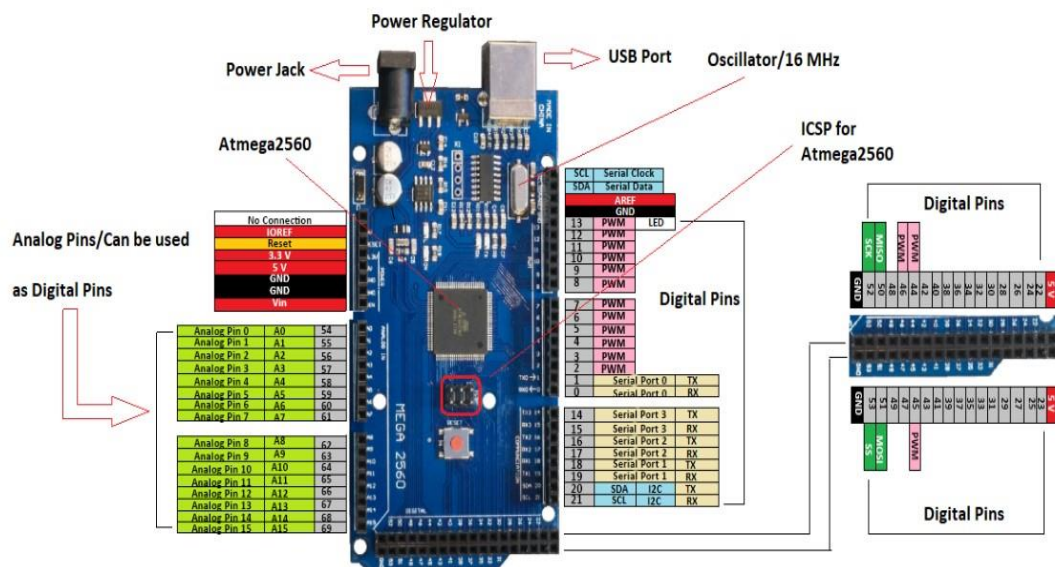


شکل ۲-۱۴- مازول درایور موتور L۲۹۸N

۱۰-۲- معرفی برد آردوینو مگا ۲۵۶۰

برد آردوینو ۲۵۶۰ Mega یک برد میکروکنترلر بر پایه ATmega ۲۵۶۰ می‌باشد. این برد مجموعاً ۵۴ پین ورودی/خروجی دیجیتال (که ۱۵ تای آن می‌تواند به عنوان خروجی PWM استفاده گردد)، ۱۶ ورودی آنالوگ، ۴ پورت UART (پورت‌های سریال سخت افزاری)، یک نوسان‌ساز کریستال ۱۶ مگاهرتز، یک پورت USB، یک پاورجک، یک ICSP Header و یک دکمه ریست دارد. برد ۲۵۶۰ Mega شامل کلیه امکانات مورد نیاز جهت به کارگیری میکروکنترلر موجود بر روی برد می‌باشد. برای شروع، تنها با یک کابل USB، به سادگی برد را می‌توان به کامپیوتر وصل کرد، و یا آن را با یک آداپتور AC-to-DC و یا باتری راه اندازی نمود.

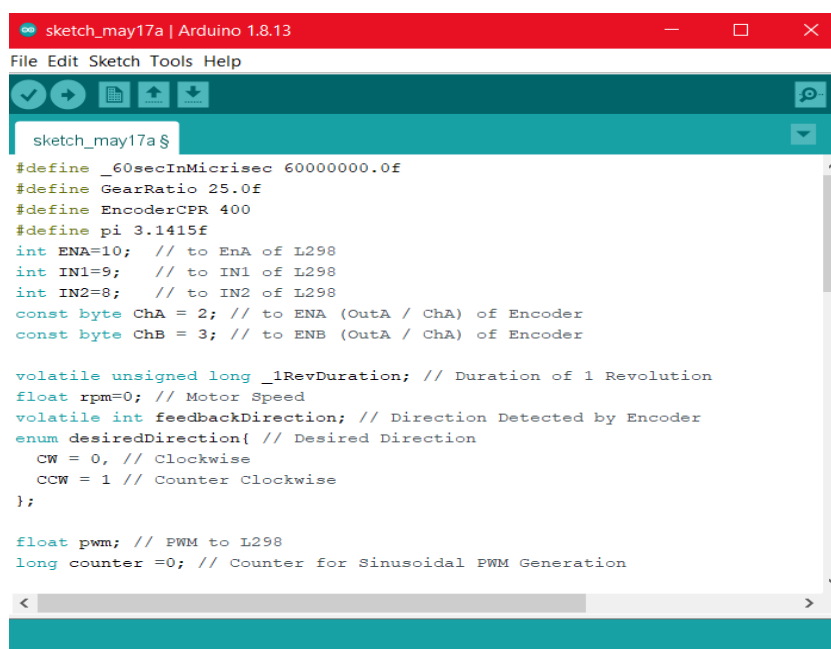
برد ۲۵۶۰ Mega با اکثر محافظ‌هایی که برای آردوینو مدل Duemilanove یا Diecimila طراحی شده‌اند، همخوانی دارد. برد ۲۵۶۰ Mega جایگزین Arduino Mega می‌باشد. برد ۲۵۶۰ Mega با بردهای پیشین متفاوت است؛ زیرا در آن از تراشه FTDI USB-to-serial استفاده نشده است و به جای آن از یک مبدل USB-to-serial برنامه‌ریزی شده، استفاده گردیده است (شکل ۲-۱۵).



شکل ۲-۱۵- پیکربندی برد آردوینو ۲۵۶۰ MEGA ATMEGA

۱۱-۲- اندازه‌گیری سرعت موتور با انکودر

انکودر استفاده شده در موتور موردنظر، یک انکودر افزایشی ۴۰۰ پالسی می‌باشد که به این معنی می‌باشد که به ازای یک دور یا همان ۳۶۰ درجه ۴۰۰ پالس تولید می‌کند و می‌توان با خواندن این پالس‌ها سرعت شفت موتور را محاسبه کرد. در این قسمت با استفاده از نرم افزار آردوینو و برنامه نوشته شده، سرعت مربوط به موتور اندازه‌گیری شده است (شکل ۲-۱۶).



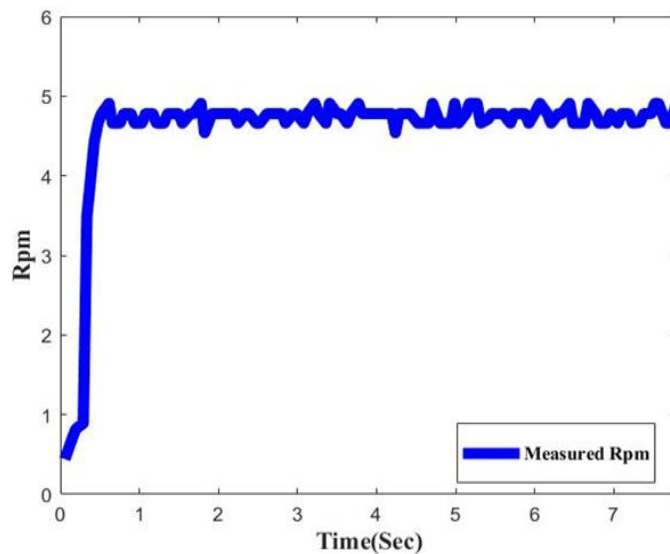
```
sketch_may17a | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
sketch_may17a $
#define _60secInMicriSec 60000000.0f
#define GearRatio 25.0f
#define EncoderCPR 400
#define pi 3.1415f
int ENA=10; // to EnA of L298
int IN1=9; // to IN1 of L298
int IN2=8; // to IN2 of L298
const byte ChA = 2; // to ENA (OutA / ChA) of Encoder
const byte ChB = 3; // to ENB (OutA / ChA) of Encoder

volatile unsigned long _1RevDuration; // Duration of 1 Revolution
float rpm=0; // Motor Speed
volatile int feedbackDirection; // Direction Detected by Encoder
enum desiredDirection{ // Desired Direction
    CW = 0, // Clockwise
    CCW = 1 // Counter Clockwise
};

float pwm; // PWM to L298
long counter =0; // Counter for Sinusoidal PWM Generation
```

شکل ۲-۱۶- محیط نرم افزار آردوینو و برنامه تعیین سرعت به وسیله انکودر

به ازای ورودی ولتاژ به شکل یک تابع پله سرعت موتور اندازه‌گیری شده است که در شکل ۲-۱۷ قابل مشاهده می‌باشد.

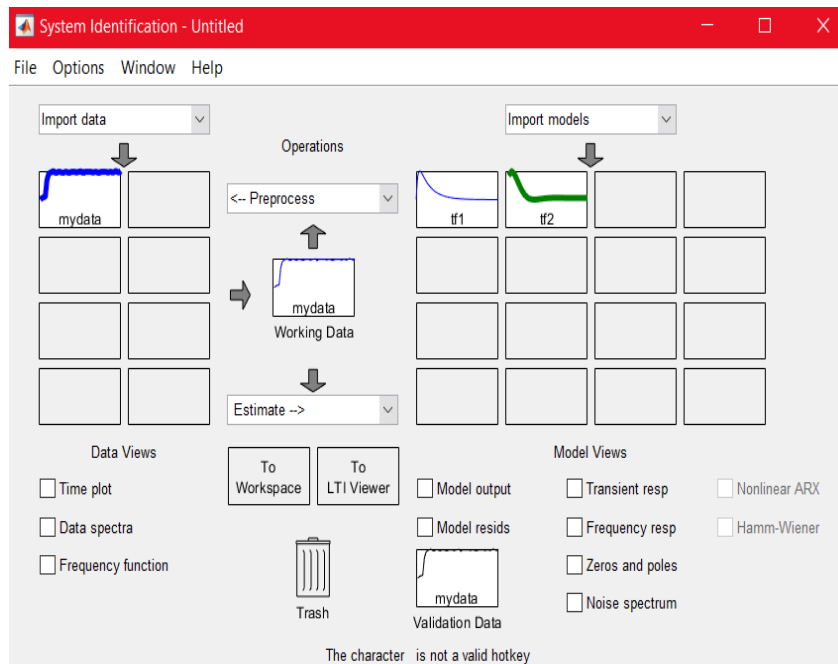


شکل ۲-۱۷- نمودار سرعت موتور اندازه‌گیری شده به ازای ورودی ولتاژ پله‌ای

۲-۱۲- شناسایی موتور DC و استخراج تابع تبدیل آن

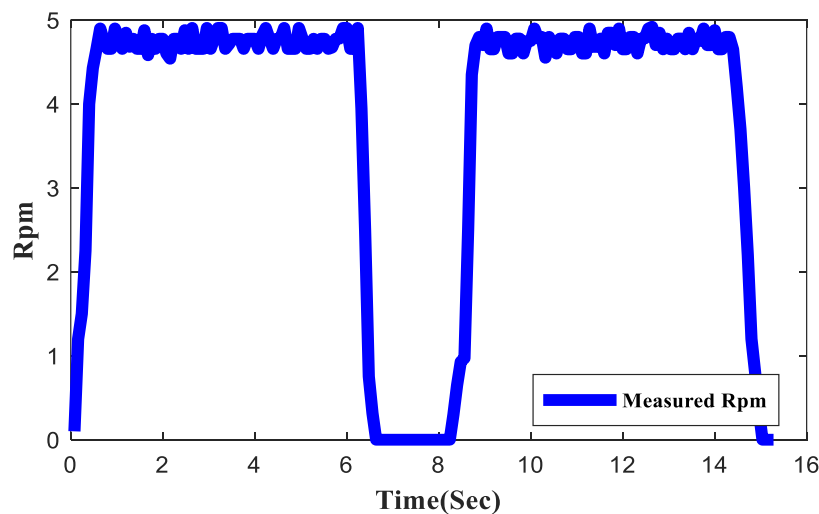
برای بدست آوردن تابع تبدیل موتور، ورودی ولتاژ به شکل تابع پله در بازه زمانی هشت ثانیه اعمال شده است و خروجی آن، که دور موتور است، ثبت شده است. سپس با استفاده از جعبه‌ابزار شناسایی سیستم در نرم‌افزار متلب، مدل موتور استخراج شده است (شکل ۲-۱۸)، تابع تبدیل استخراج شده برای موتور یک تابع تبدیل که دارای دو قطب و بدون صفر استخراج شده است و معادله مشخصه موتور مرتبه دو می‌باشد، در این شناسایی سیستم درصد تطابق یا تخمین ۸۴٫۶۲ درصد می‌باشد، تابع تبدیل استخراج شده برای موتور به شکل زیر می‌باشد.

$$\text{تابع تبدیل موتور} = \frac{1}{s^2 + 3952s + 16700} \quad (۲-۱)$$



شکل ۲-۱۸- تصویر محیط تخمین سیستم در نرم افزار متلب

حال برای اعتبارسنجی شناسایی سیستم انجام شده، ورودی ولتاژ به صورت پالس وارد شده و سرعت موتور ثبت شده است که در شکل ۲-۱۹ قابل مشاهده می باشد، در این تست درصد تطابق یا تخمین ۸۱,۲۳ درصد می باشد همانطور که مشاهده می شود درصد تطابق سیستم به ازای ورودی ولتاژ به صورت تابع پله بیشتر می باشد و عملیات شناسایی به درستی انجام شده است.



شکل ۲-۱۹- نمودار سرعت موتور اندازه گیری شده به ازای ورودی ولتاژ پالسی

فصل سوم

<<کنترل>>

۱-۳- کنترل

برای تنظیم قطر قطره به اندازه دلخواه به صورت خودکار، نیاز به یک سیستم کنترلی می باشد. سیستم کنترل فیدبک دارای مزایایی از قبیل غلبه بر نامعینی ها و اغتشاشات وارده و همچنین قابلیت تنظیم دلخواه و دقیق قطر قطره است. برای کنترل سیستم پمپ سرنگ، انواع الگوریتم های کنترلی وجود دارد که توسط محققان طراحی و تست شده اند. در ادامه دو روش کنترلی PID و کنترل مود لغزشی در یک حلقه پس خور-پیش خور مورد بررسی قرار می گیرد.

۲-۳- کنترل PID

کنترلر PID یک کنترلر ساده ولی کارآمد می باشد. معادله کنترلر PID به شکل زیر می باشد.

$$output(t) = k_p(e(t) + \frac{1}{k_i} \int_0^t e(\Gamma) d\Gamma + k_d \frac{de}{dt}) \quad (۱-۳)$$

در کنترلر PID ابتدا ضرایب k_p ، k_i و k_d تنظیم می شوند و سپس این کنترلر بر اساس این ضرایب عمل می کند. ضرایب تنظیم شده برای کنترلر در این تحقیق برابر با $k_d = 0.02$ ، $k_p = 0.0003$ و $k_i = 0$ می باشد که البته این ضرایب با تست های متعدد و به صورت سعی و خطا به دست آمده است.

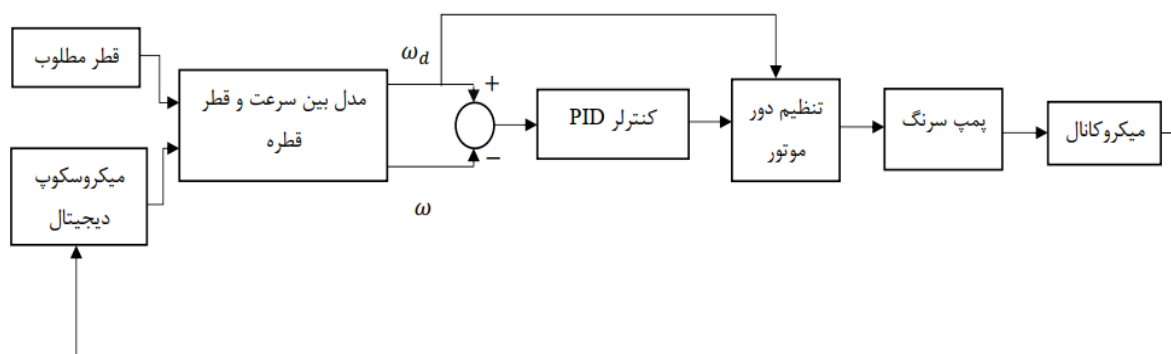
۳-۳- مدل سازی بین سرعت موتور و قطر قطره

برای مدل سازی بین سرعت موتور و قطر مطلوب، چندین آزمایش حلقه باز انجام شد تا بتوان مدل بین این دو پارامتر را پیدا کرد. این مدل سازی ارتباط سریع تری بین سرعت لحظه ای موتور و قطر قطره ایجاد می کند و پس از انتخاب قطر مورد نظر، سرعت مناسب با توجه به مدل پیدا شده، ایجاد می شود. همچنین، قطر اندازه گیری شده توسط میکروسکوپ دیجیتال و برنامه پردازش تصویر نیز دارای یک سرعت موتور متناظر، مطابق این مدل می باشد؛ که اختلاف بین این دو سرعت به عنوان ورودی کنترلر PID در نظر گرفته می شود. اگر قرار باشد کنترل کننده حلقه باز اعمال شود، مدل پیدا شده می تواند به تنهایی این کار انجام بدهد، به این

صورت که اندازه قطره مورد نظر به این مدل داده می‌شود و این مدل سرعت موتور مورد نیاز را برمی‌گرداند. با این حال، کنترل کننده حلقه باز قادر به حذف اثر اغتشاشات نیست. بنابراین، در این پژوهش، کنترل کننده حلقه بسته در نظر گرفته شده است، که حلقه بازخورد فرمان پیشخور را برای دستیابی به اندازه قطره مورد نظر حتی در صورت وجود اغتشاش تنظیم می‌کند.

برای ایجاد رابطه بین سرعت موتور پمپ سرنگ و اندازه قطرات از دو مدل استفاده شده است: ۱- مدل خطی، ۲- مدل شبکه فازی-عصبی^۱. سرعت موتور به عنوان ورودی و قطر مطلوب به عنوان خروجی این مدل‌ها می‌باشند. از نظر دقت، مدل ANFIS استفاده شده به دلیل تعلیم شبکه عصبی با قوانین فازی دقت بیشتری دارد و قابلیت یادگیری برای تقریب زدن توابع غیرخطی را دارد. نحوه عملکرد آن در این سیستم به این صورت می‌باشد که اندازه قطره مورد نظر به مدل معکوس ANFIS داده می‌شود و سرعت موتور مورد نیاز را برمی‌گرداند [۵۷]؛ برای تعلیم این شبکه فازی-عصبی، ۳۰ نمونه در نظر گرفته شده که ۲۰ درصد آن برای تست و ۸۰ درصد آن برای تعلیم شبکه استفاده شده است.

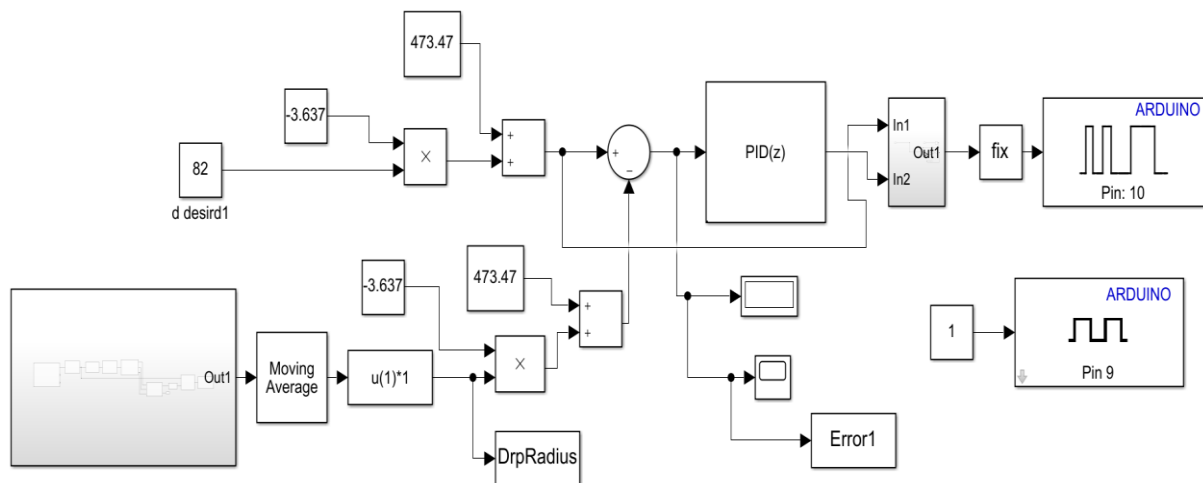
الگوریتم کنترل کننده طراحی شده برای سیستم پمپ سرنگ در شکل ۳-۱ نمایش داده شده است :



شکل ۳-۱- الگوریتم کنترل PID

۱-ANFIS

برنامه کنترلی نوشته شده برای کنترلر PID در محیط نرم افزار متلب در شکل ۳-۲ قابل مشاهده می باشد.

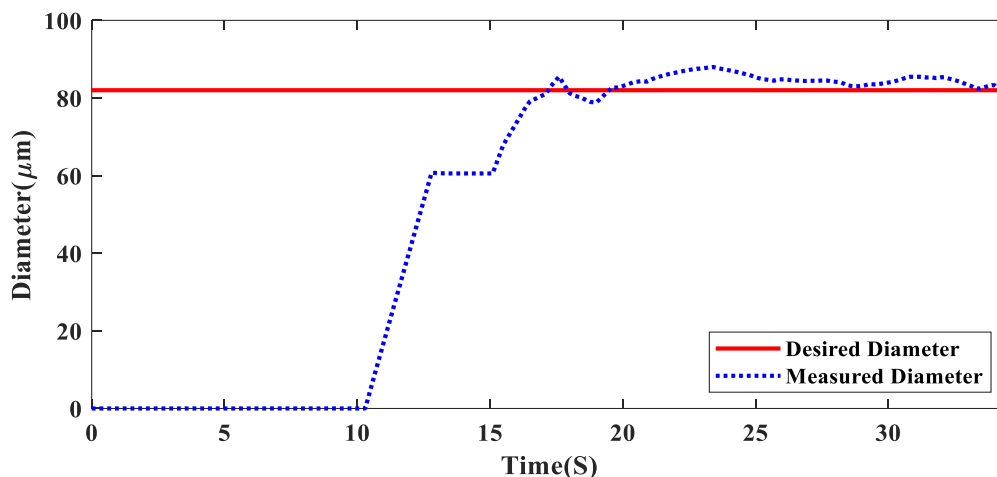


شکل ۳-۲- نمای برنامه کنترلر PID در متلب

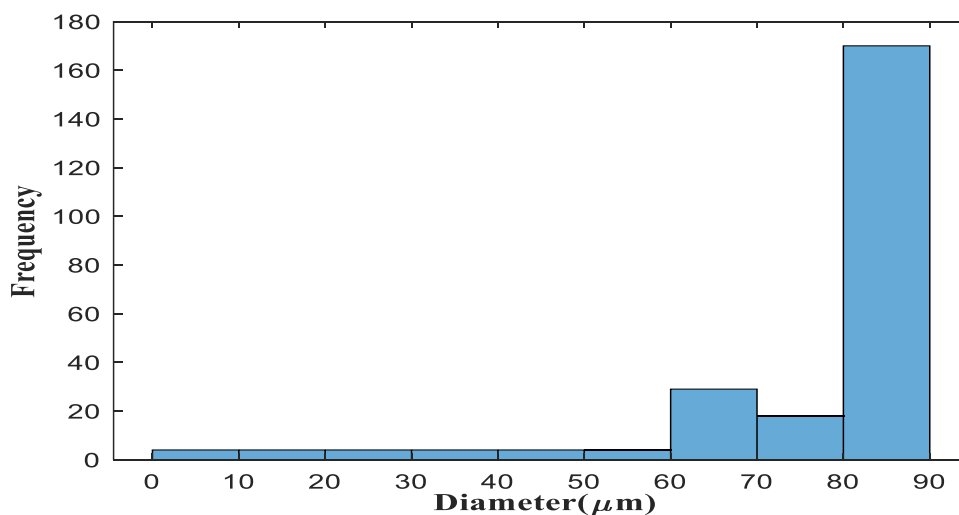
۳-۴- نتایج کنترلر PID

در تمامی آزمایش ها عدد روی نمایشگر پمپ لامبدا (دبی فاز گسسته) بر روی عدد ۸ (یک ضربی برای سرعت مانند PWM می باشد) تنظیم شده است، که به این معنی می باشد که دبی فاز گسسته همواره ثابت و ۱۱۶,۲ میلی متر مکعب بر دقیقه می باشد و سرعت موتور فاز پیوسته همواره در حال تغییر و کنترل می باشد. در ابتدای تمامی آزمایش های انجام شده به طور تقریبی به اندازه ی ۱۰ ثانیه تأخیر وجود دارد؛ که دلیل تأخیر به وجود آمده در اندازه گیری، نرسیدن سیالات دو فاز به یکدیگر می باشد.

عملکرد سیستم کنترلی حلقه بسته برای تنظیم قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر در شکل ۳-۳ نشان داده شده است. همچنین نمودار هیستوگرام و نمودار خطا در ادامه آمده است.



شکل ۳-۳- نمودار قطر قطره ۸۲ میکرومتر در زمان با کنترل PID



شکل ۳-۴- نمودار فراوانی در قطر ۸۲ میکرومتر با کنترل PID

با توجه به اینکه در قطر ۸۲ میکرومتر سرعت موتور پمپ ساخته شده بالا می‌باشد و ارتعاشات و نوسانات ناشی از موتور زیاد می‌باشد، میزان خطا به نسبت تست‌های دیگر بیشتر است. همچنین تعداد نمونه گرفته شده در نمودار فراوانی به نسبت تست‌های دیگر کمتر می‌باشد؛ البته لازم به ذکر است که در همین تست نیز

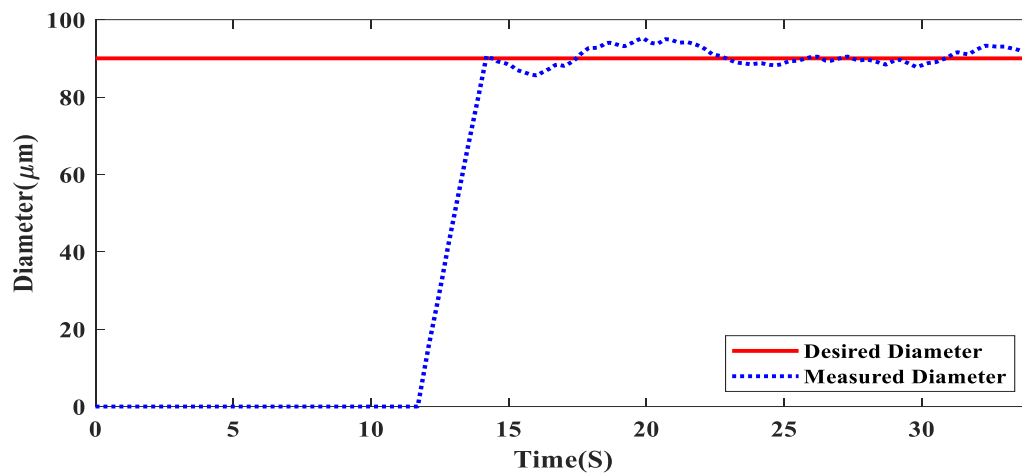
کنترلر PID و برنامه پردازش تصویر به خوبی عمل کرده‌اند. میزان نوسانات حول این مقدار با محاسبه میانگین جذر مربعات خطا^۱ سنجیده شده است. این مقدار از رابطه‌ی (۲-۳) بدست می‌آید.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (y_d - y_i)^2}{n}} \quad (2-3)$$

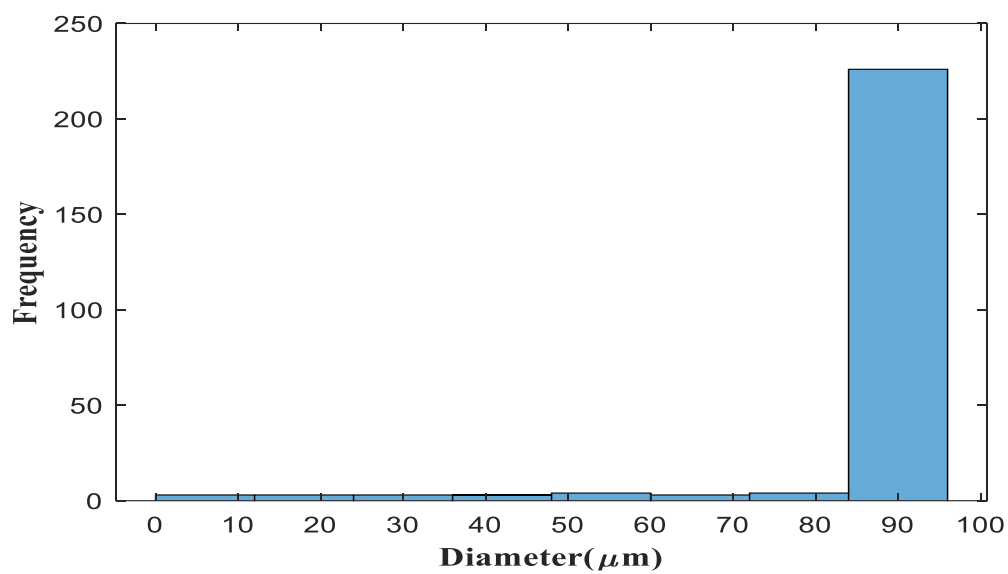
در رابطه‌ی (۲-۳)، y_i مقدار خروجی در هر لحظه، y_d قطر مطلوب و n نیز تعداد نمونه‌های انتخاب شده است. برای قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۳/۰۱ بدست آمده است.

در کل کنترلر PID به دلیل ساده بودن و سرعت بالا، عملکرد مناسبی در برابر نوسانات و ارتعاشات ناشی از موتور و سایر عوامل از خود نشان داده است که در تست‌های بعد در قطرهای ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر، به دلیل کمتر بودن سرعت موتور و ارتعاشات و نوسانات، عملکرد مناسبی را از خود نشان می‌دهد. در ادامه عملکرد این کنترل کننده در قطرهای ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر مشاهده می‌شود.

۱- RMSE

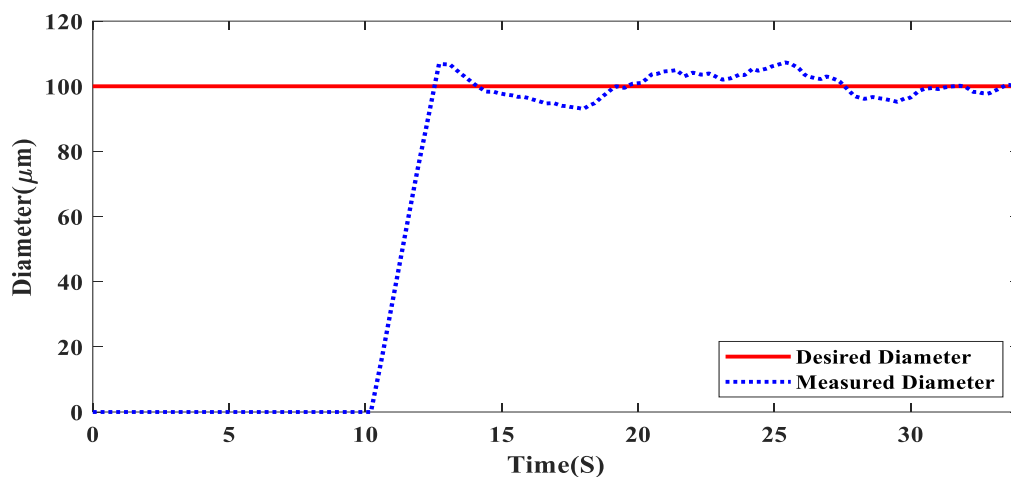


شکل ۳-۵- نمودار قطر قطره ۹۰ میکرومتر در زمان با کنترلر PID

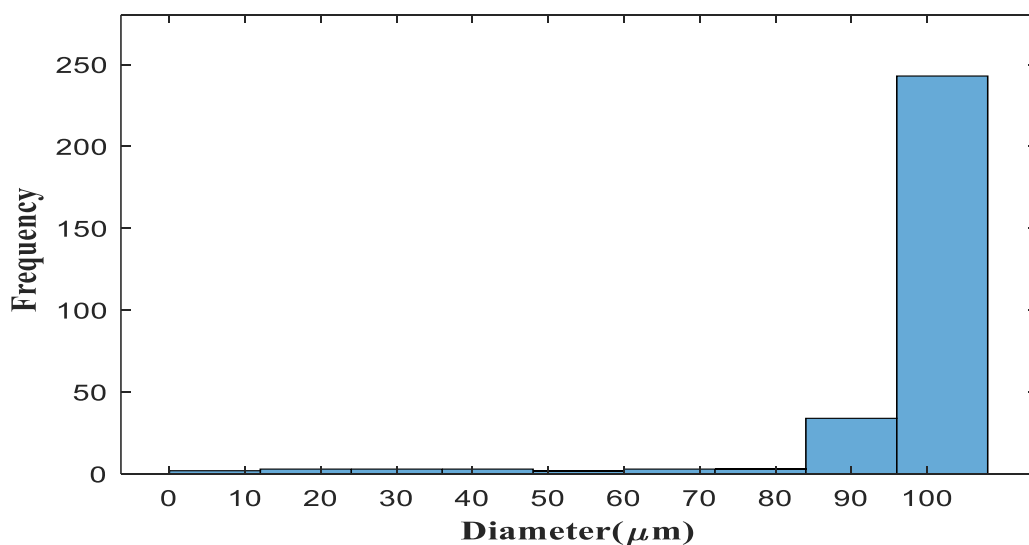


شکل ۳-۶- نمودار فراوانی در قطر ۹۰ میکرومتر با کنترلر PID

برای قطر مطلوب ۹۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۲/۴۹ بدست آمده است.



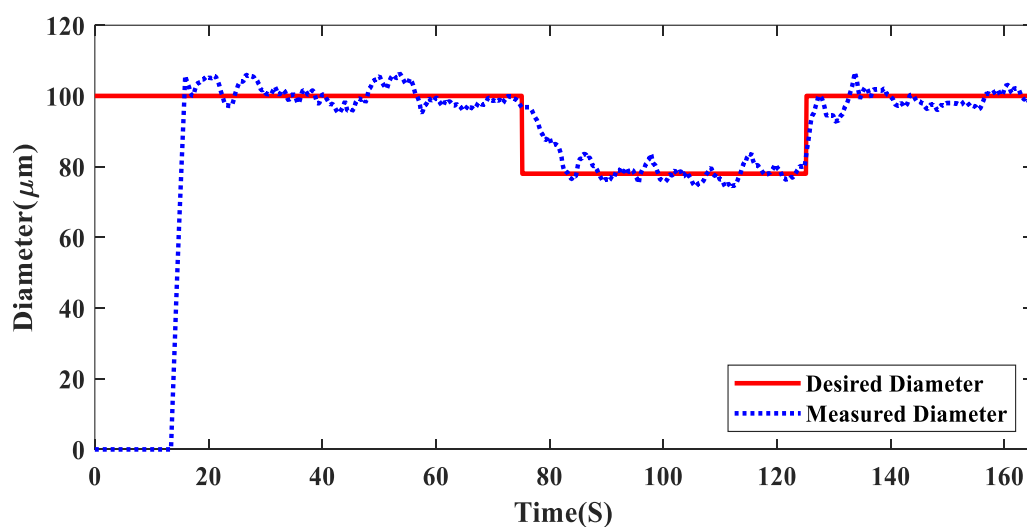
شکل ۳-۷- نمودار قطر قطره ۱۰۰ میکرومتر در زمان با کنترلر PID



شکل ۳-۸- نمودار فراوانی قطر ۱۰۰ میکرومتر با کنترلر PID

برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با $2/93$ بدست آمده است. همان‌طور که مشاهده شد در قطرهای ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر نتایج مطلوبی بدست آمده است و همچنین رسیدن به نتیجه مطلوب نیز بسیار کم و مناسب می‌باشد و این نشان می‌دهد که پمپ ساخته شده و همچنین کنترل‌کننده PID به‌خوبی کار می‌کنند و با توجه به نمودار هیستوگرام می‌توان مشاهده کرد که بیشترین قطره‌های تولید شده در قطر مطلوب و یا در نزدیکی قطر مطلوب می‌باشند.

همچنین برای بررسی عملکرد سیستم یک تست دیگر انجام شده است به این صورت که ابتدا سیستم به قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر برسد و بعد از آن به قطر ۸۰ میکرومتر برود و در انتها دوباره به قطر ۱۰۰ میکرومتر بازگردد، در این تست چالش اصلی سرعت تغییر قطر به قطر دیگر می باشد که نتیجه تست گرفته شده مطلوب می باشد، نتیجه این تست در شکل ۳-۹ قابل مشاهده می باشد.



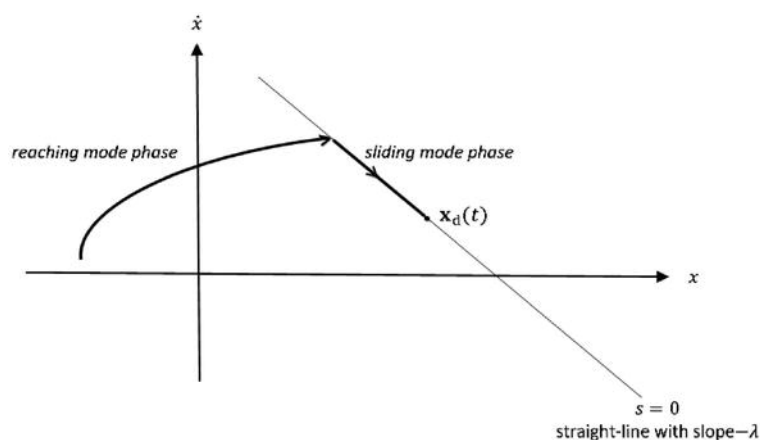
شکل ۳-۹- نمودار قطر قطره ۸۰ و ۱۰۰ میکرومتر در زمان با کنترلر PID

در ادامه به بررسی کنترلر مود لغزشی و همچنین عملکرد این کنترلر در تنظیم قطر قطره در کنترلر حلقه بسته پرداخته می شود.

۵-۳- کنترل مود لغزشی

کنترل مود لغزشی یک کنترلر توانمند و دقیق در زمینه کنترل و ردیابی می‌باشد. از این کنترلر در کنترل سیستم‌های دقیق مانند کنترل بازوی رباتیک و... استفاده می‌کنند. کنترل مود لغزشی دو مزیت اصلی دارد. اولین مزیت این است که می‌توان با انتخاب تابع لغزشی مناسب، به رفتار دینامیکی مطلوب سیستم دست یافت. مزیت دوم این است که پاسخ حلقه بسته سیستم هیچ حساسیتی نسبت به نامعینی‌ها (پارامترهای مدل، اغتشاش‌ها و غیرخطی بودن) ندارد.

به طور خلاصه می‌توان گفت که در کنترل مود لغزشی حالت‌های سیستم به یک سطح، به نام سطح لغزش در فضای حالت برده می‌شوند. وقتی حالت‌ها به سطح لغزش رسیدند، کنترل مود لغزشی حالت‌ها را در نزدیکی و همسایگی سطح لغزش نگه می‌دارد؛ بنابراین، این رویکرد، یک روش کنترلی با دو بخش است. در بخش اول یک سطح لغزش طراحی می‌شود که حرکت لغزشی مشخصات طراحی را برآورده کند. در بخش دوم، قانون کنترلی انتخاب می‌شود که با آن، حالت سیستم را جذب کند. در نتیجه، از دیدگاه عملی، با استفاده از کنترل مود لغزشی می‌توانیم فرایندهای غیرخطی را در حضور اغتشاشات و نامعینی‌های مدل کنترل کنیم. در این کنترلر یک سطح لغزش مانند شکل ۳-۱۰ در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۳-۱۰- تصویر سطح لغزش در کنترلر مود لغزشی

سطح لغزش به گونه ای می باشد که ترم کنترل شده به طور مثال x در زمان محدود کوچکی به این سطح رسیده و سپس در امتداد آن به طور نمایی با یک ثابت زمانی برابر $1/\lambda$ به سمت x_d (همان مقدار مطلوب می باشد) می لغزد، و این حالت کاملاً رفتار مناسبی برای ردیابی می باشد.

معادلات این کنترلر به شکل زیر می باشد [۵۸]:

$$s(x, t) = \left(\frac{d}{dt} + \lambda \right)^{n-1} \tilde{x} \quad (۳-۳)$$

$$\hat{u} = -\hat{f} + \ddot{x}_d - \lambda \tilde{x} \quad (۴-۳)$$

$$u = b^{-1} \left[\hat{u} - k \operatorname{sgn} \left(\frac{s}{\phi} \right) \right] \quad (۵-۳)$$

که در آن $s(x, t)$ سطح لغزش و n مرتبه سیستم می باشد، در این تحقیق سیستم از مرتبه دوم

می باشد، $\ddot{x}_d$ حالت مطلوب سیستم می باشد که سیستم به سمت آن می لغزد، $\tilde{x}$ خطای ردیابی سیستم

می باشد، $\hat{f}$ تخمین دینامیک مدل می باشد. معادلات استفاده شده در کنترلر مد لغزشی طراحی شده و

معادله موتور استخراج شده به صورت زیر است:

$$\begin{aligned} x_1 &= \dot{x} \\ \dot{x}_1 &= \ddot{x} \end{aligned} \quad (۶-۳)$$

$$\begin{aligned} \ddot{x} &= -3952\dot{x} - 167000 \\ s &= \dot{\tilde{x}} + \lambda \tilde{x} \end{aligned} \quad (۷-۳)$$

$$\hat{f} = (-3952\dot{x} - 167000) \quad (۸-۳)$$

$$u = -\hat{f} + \ddot{x}_d - \lambda \tilde{x} - k \operatorname{sgn} \left(\frac{s}{\phi} \right) \quad (۹-۳)$$

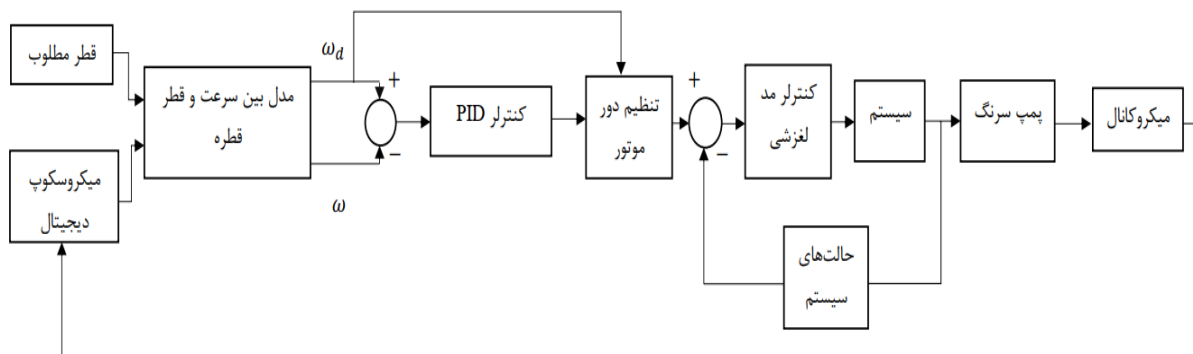
سپس با استفاده از معادلات کنترلر مود لغزشی، کنترلر مدنظر طراحی شده است. ضرایب به دست آمده

برای k, λ و ϕ بعد از تست های متعدد 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، می‌باشند، تا بتوانند پاسخ مطلوب را در کمترین زمان بدهند.

$$u = 3952\dot{x} + 16700 + \ddot{x}_d - 200\tilde{x} - 5\operatorname{sgn}\left(\frac{s}{0.5}\right) \quad (۱۰-۳)$$

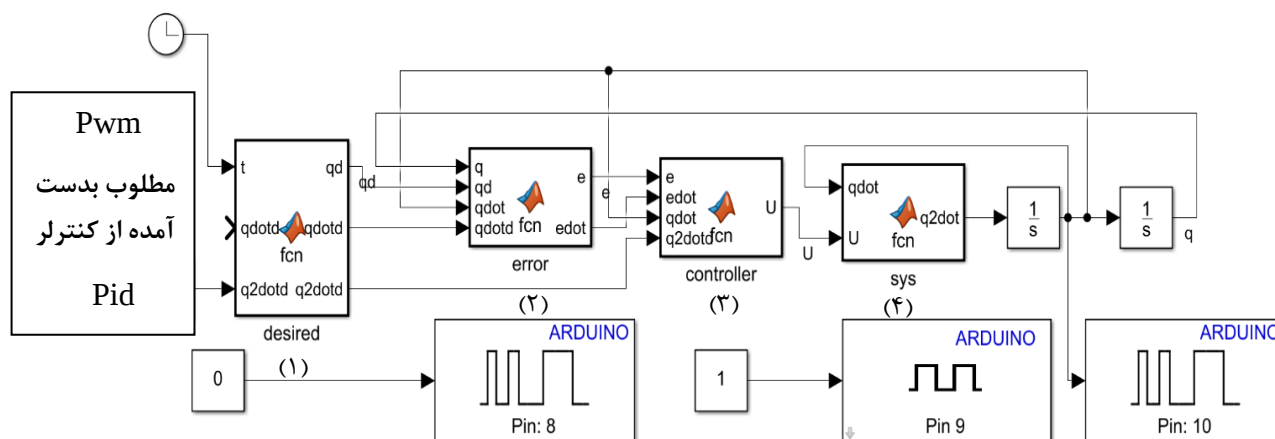
در شکل ۱۱-۳ الگوریتم کامل کنترلر مود لغزشی که به همراه کنترلر PID آمده است مشاهده می‌شود.



شکل ۱۱-۳- الگوریتم کنترل مود لغزشی

در این الگوریتم کنترلر PID در کنار کنترلر مود لغزشی به صورت الگوریتم پیش‌خور-پس‌خور استفاده شده و برای غلبه بر نامعینی‌ها از مزایای حلقه پس‌خور استفاده شده است. الگوریتم‌های PID و مود لغزشی به دلیل مقاوم بودن در برابر نامعینی‌ها و اغتشاشات برای کنترل فعال قطر ریزقترات به کار گرفته شده‌اند.

شکل ۳-۱۲ قابل مشاهده است که مراحل آن در زیر آورده شده است:



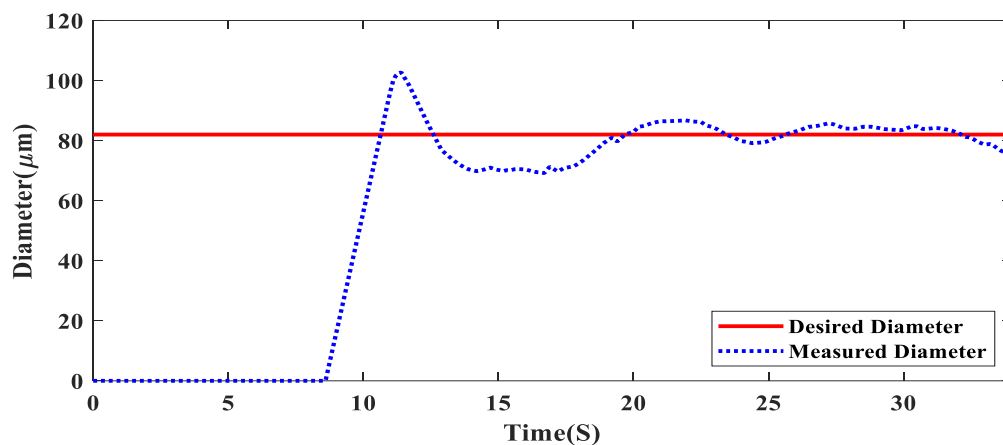
شکل ۳-۱۲- نمایی از برنامه کنترل مود لغزشی در برنامه متلب

۲) در این قسمت خطا و مشتق خطا (تغییرات خطا نسبت به زمان) که براساس مقادیر مطلوب و مقادیر بازگردانده شده از سیستم محاسبه می‌شود، قرار دارد که برای انجام محاسبات و کنترل سیستم به قسمت بعد وارد می‌شود.

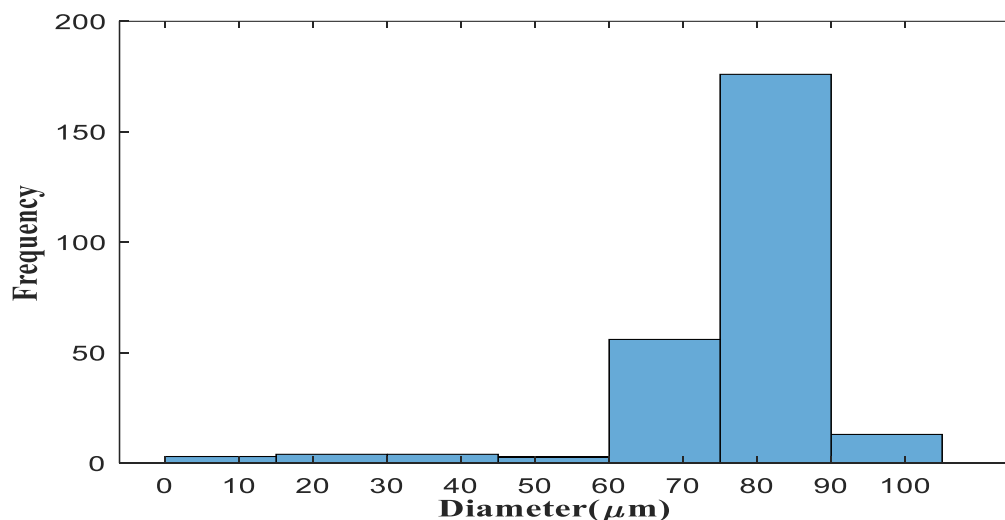
۴) این قسمت خود سیستم می‌باشد که کنترلر به آن اعمال می‌شود و حالت‌های سیستم که به صورت پس‌خورد بر گردانده می‌شوند تا حالت سیستم مدنظر که قرار است کنترل شود، به مقدار مطلوب برسد.

۳-۶- نتایج کنترل مود لغزشی

در ادامه عملکرد کنترلر مود لغزشی در تنظیم قطر قطرات در قطرهای مطلوب ۸۲، ۹۰، و ۱۰۰ میکرومتر مشاهده می‌شود.



شکل ۳-۱۳- نمودار قطر قطره ۸۲ میکرومتر در زمان با کنترلر مود لغزشی

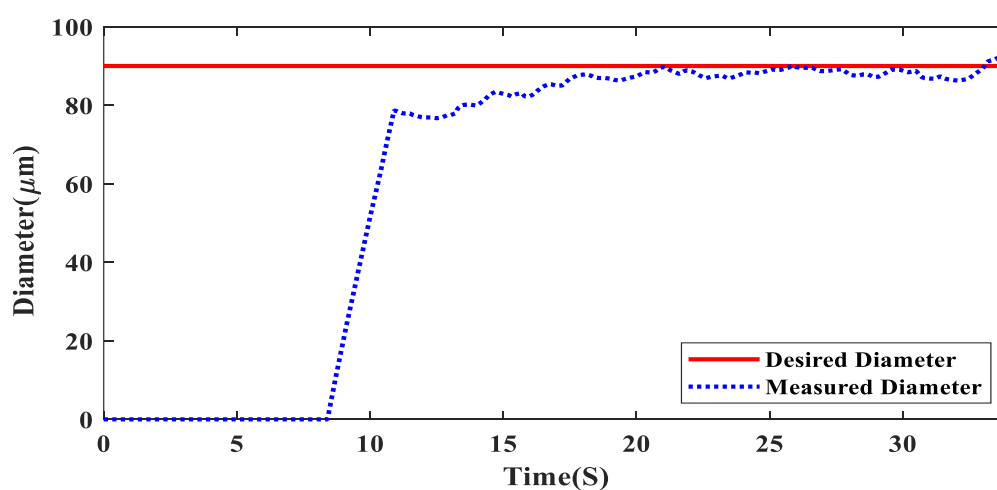


شکل ۳-۱۴- نمودار فراوانی قطر ۸۲ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی

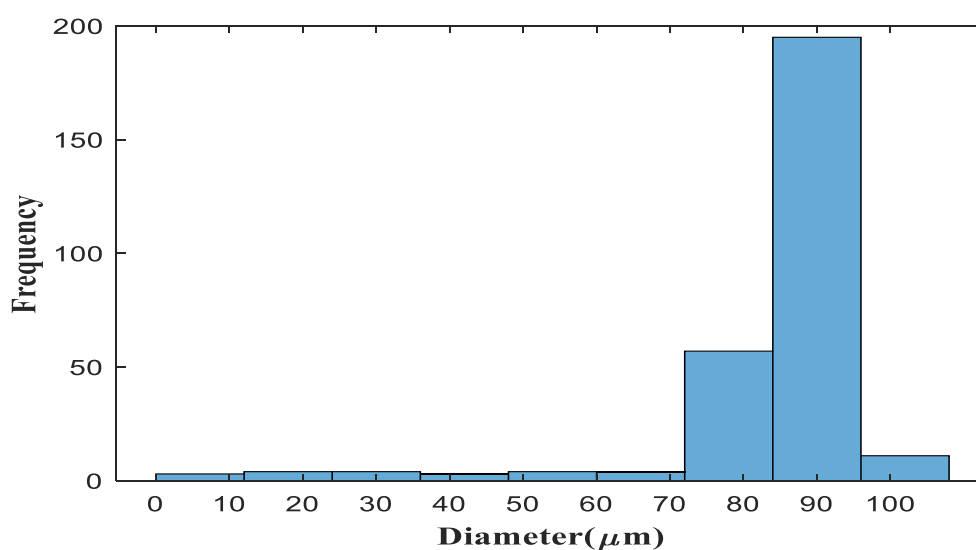
برای قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با $4/0.3$ بدست آمده است. همان‌طور که مشاهده شد، نتیجه بدست آمده در قطر ۸۲ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی به دلیل ارتعاشات و نوسانات زیاد حاصل از سرعت زیاد موتور، تحت تأثیر قرار گرفته است و به دلیل غیرخطی بودن رفتار سیالات نتیجه بدست آمده دارای خطا می‌باشد.

در حالت کلی به دلیل آهسته بودن کنترلر مود لغزشی نسبت به کنترلر PID نتایج بدست آمده مقداری آهسته به حالت مطلوب نزدیک می‌شوند. کنترلر PID با سرعت بالایی که دارد در این سیستم عملکرد مطلوب‌تری نسبت به کنترلر مود لغزشی دارد.

در حالت کلی عملکرد کنترلر مود لغزشی نیز نتایج مطلوبی می‌دهد و در قطرهای ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر عملکرد قابل قبولی دارد که در ادامه مشاهده می‌شود.

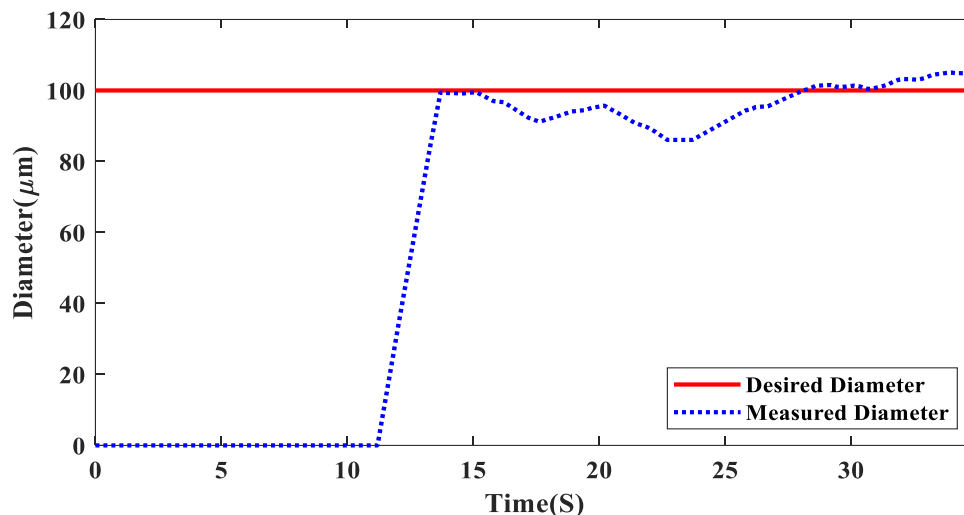


شکل ۳-۱۵- نمودار قطر قطره ۹۰ میکرومتر در زمان با کنترلر مود لغزشی

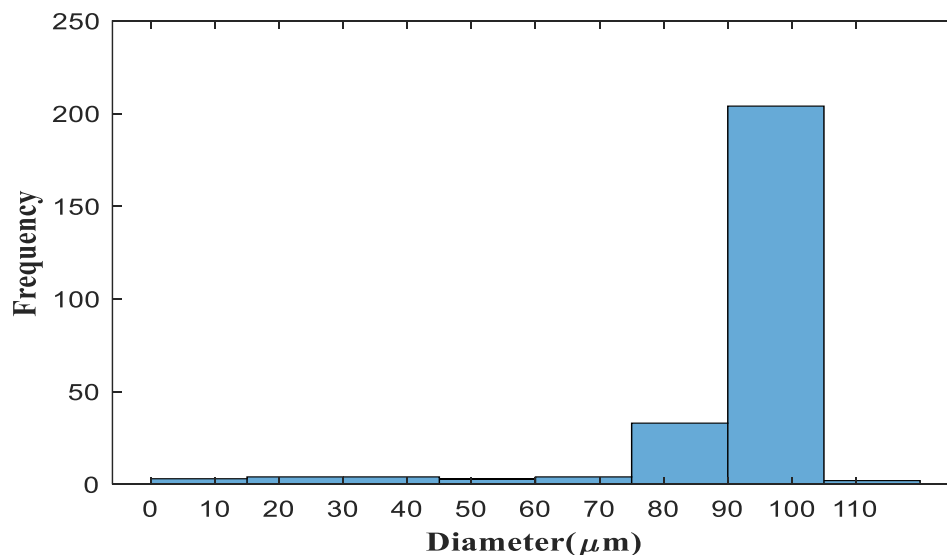


شکل ۳-۱۶- نمودار فراوانی قطر ۹۰ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی

برای قطر مطلوب ۹۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۲/۷ بدست آمده است.



شکل ۳-۱۷- نمودار قطر قطره ۱۰۰ میکرومتر در زمان با کنترلر مود لغزشی



شکل ۳-۱۸- نمودار فراوانی قطر ۱۰۰ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی

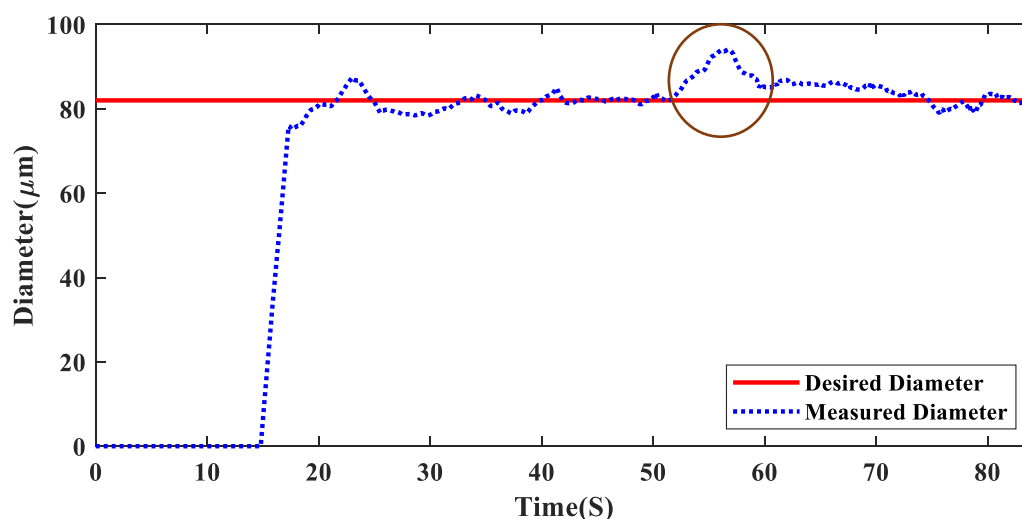
برای قطر مطلوب ۱۰۰ میکرومتر، مقدار میانگین جذر مربعات خطا برابر با ۳/۶۵ بدست آمده است.

همان‌طور که انتظار می‌رفت کنترلر مود لغزشی عملکرد مناسبی را در قطرهای ۹۰ و ۱۰۰ میکرومتر دارد ولی با لختی بیشتری نسبت به کنترلر PID به نتیجه مطلوب می‌رسد، اما در کل هر دو کنترلر عملکرد قابل قبولی

را ارائه کردند. همچنین با توجه به نمودارهای هیستوگرام (فراوانی) می‌توان دید که بیشتر قطره‌های تولید شده، قطره‌هایی با قطر مطلوب می‌باشند.

کنترلر مود لغزشی یک کنترلر دقیق و قوی می‌باشد و عملکرد خوبی در سیستم‌های غیرخطی دارد، این کنترلر عمل ردیابی را به خوبی انجام می‌دهد. همچنین چند تست با موتور سرعت بالا با همین کنترلرهای طراحی شده، انجام شد که در کنترلر PID به دلیل تغییر سریع سرعت موتور، موتور حالت ضربه را دارد که این اصلاً مناسب نیست و بار دیگر همین تست با کنترلر مود لغزشی تست شد که مشاهده شد این کنترلر سرعت را به نرمی و با سرعت مطلوب تغییر می‌دهد و موتور دچار هیچ گونه ضربه‌ای نمی‌شود.

برای بررسی بهتر عملکرد کنترلر یک تست با وجود اغتشاش انجام شده است به این صورت که در ابتدا قطرات به قطر مطلوب ۸۲ میکرومتر رسیدند و بعد از آن دبی فاز گسسته ۵۰ درصد افزایش یافته است که به عنوان اغتشاش ورودی می‌باشد که از مقدار ۱۱۶،۱۶ به ۱۷۴،۲۴ میلی‌متر مکعب افزایش یافته است، با افزایش دبی فاز گسسته (آب دوبار تقطیر) قطر قطرات به سرعت افزایش یافته و بعد از انجام کنترل و حذف اثر اغتشاش دوباره به قطر مطلوب خود بازگشته است، چالش اصلی این تست از بین بردن اثر اغتشاش می‌باشد، که همانطور که مشاهده می‌شود کنترلر طراحی شده به خوبی از عهده‌ی این کار بر آمده است، نتیجه این تست در شکل ۳-۱۹ قابل مشاهده می‌باشد.



شکل ۳-۱۹- نمودار تأثیر اغتشاش و پاسخ کنترلر در قطر قطره ۸۲ میکرومتر با کنترلر مود لغزشی

فصل چهارم

<<نتیجه‌گیری و پیشنهادات>>

۴-۱- نتیجه گیری

در این پژوهش تلاش شده است که یک سیستم کنترلی مناسب برای تولید قطرات با اندازه‌های مطلوب و همچنین اندازه‌گیری سریع قطر قطره‌ها ارائه شود. به دلیل نیاز به کنترل سرعت و تغییر آن به صورت برخط و همچنین نیاز به تغییر سریع سرعت، از یک موتور DC برای ساخت پمپ سرنگی استفاده شده است. بعد از تست‌های انجام شده یک موتور DC مناسب پیدا شد و همچنین با وصل کردن آردوینو به نرم‌افزار متلب و انجام تست‌ها، قطرات در کانال میکرو تولید شد. بعد از آن با اعمال الگوریتم‌های کنترلی PID و مود لغزشی با استفاده از الگوریتم پیش‌خور-پس‌خور تلاش شد که قطرات در اندازه مطلوب تولید و در همان اندازه حفظ شوند، همچنین با استفاده از میکروسکوپ دیجیتال و برنامه پردازش تصویر قطر قطره‌های تولید شده بدست آمده است. همان‌طور که در فصل قبل مشاهده شد نتایج مطلوب و مناسبی بدست آمده است که این نشان می‌دهد، این سیستم به خوبی عمل می‌کند. نتایج بدست آمده در این پژوهش نسبت به پژوهش متقی و همکاران [۵۰]، دارای خطای کمتری می‌باشد؛ در قسمت پردازش تصویر، سرعت پردازش افزایش یافته و تعداد قطرات بیشتری را تشخیص و اندازه‌گیری می‌کند، با ساخت پمپ سرنگی سرعت رسیدن به قطر مطلوب به قدر زیادی افزایش یافته و سیستم دارای لختی کمتری می‌باشد. به دلیل مدل بدست آمده بین سرعت موتور و قطر قطره در قسمت کنترل و همچنین به دلیل وجود کنترلرهای مناسب در این قسمت، سرعت و دقت کنترل قطر قطرات نیز در این پژوهش افزایش یافته 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 ۳۴ ثانیه بین ۱۵۰ تا ۲۵۰ قطره می‌باشد این در حالی است که در پژوهش متقی و همکاران، 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.

در حالت کلی به دلیل رفتار غیرخطی زیاد سیالات به‌ویژه سیالات دوفازی و همچنین ارتعاشات و اغتشاشات وارده از طرف پمپ‌ها (موتورهای استفاده شده در پمپ‌ها) باعث می‌شود کار تولید قطره با اندازه مطلوب و کنترل اندازه آن دشوار شود که با وجود این‌ها نتایج مناسبی به دست آمده است.

۲-۴- پیشنهادات

برای بهبود نتایج به‌دست‌آمده می‌توان تجهیزات استفاده شده را ارتقا داد برای بهبود عملکرد پمپ سرنگی ساخته شده می‌توان از موتورهای DC Brushless (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 DC معمولی تولید می‌کنند و همچنین، برای ایزوله سازی بهتر پمپ سرنگ می‌توان از جاذب‌های ارتعاشی استفاده کرد.

اما در حالت کلی، برای بهبود نتایج تولید قطره می‌توان از پمپ‌های فشار به عنوان جایگزین برای پمپ‌های سرنگ استفاده کرد، به دلیل اینکه پمپ فشار پاسخ سریع‌تری با استفاده از ایجاد فشار در لوله‌های جریان، به سیستم می‌دهد و همچنین به دلیل ایجاد نوسان و ارتعاشات کم، جریان ثابت باقی می‌ماند. همچنین برای تولید قطره می‌توان از روش‌های تولید قطره فعال استفاده کرد. استفاده از انرژی الکتریکی، مغناطیسی، مکانیکی، گرمایی و روش‌های دیگر برای بهبود نتایج و تسریع در رسیدن به نتایج مطلوب می‌تواند چاره‌ساز باشد.

با طراحی یک سنسور جهت اندازه‌گیری قطر قطره می‌توان از این سنسور به عنوان یک جایگزین برای دوربین استفاده نمود. این سنسور با لایه‌نشانی الکترودهایی 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.

منابع

- [١] H. Ringkai, K. F. Tamrin, N. A. Sheikh, and S. Mohamaddan, “Evolution of water-in-oil droplets in t-junction microchannel by micro-piv,” *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 11, 2021, doi: 10.3390/app11115289.
- [٢] T. Fu, Y. Ma, D. Funfschilling, and H. Z. Li, “Bubble formation and breakup mechanism in a microfluidic flow-focusing device,” *Chem. Eng. Sci.*, vol. 64, no. 10, pp. 2392–2400, 2009, doi: 10.1016/j.ces.2009.02.022.
- [٣] T. Ward, M. Faivre, M. Abkarian, and H. A. Stone, “Microfluidic flow focusing: Drop size and scaling in pressure versus flow-rate-driven pumping,” *Electrophoresis*, vol. 26, no. 19, pp. 3716–3724, 2005, doi: 10.1002/elps.200500173.
- [٤] P. Thurgood, S. Baratchi, A. Arash, E. Pirogova, A. R. Jex, and K. Khoshmanesh, “Asynchronous generation of oil droplets using a microfluidic flow focusing system,” *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, 2019, doi: 10.1038/s41598-019-47078-8.
- [Δ] P. Zhu and L. Wang, “Passive and active droplet generation with microfluidics: a review,” *Lab Chip*, vol. 17, no. 1, pp. 34–75, 2017, doi: 10.1039/C6LC01018K.
- [٤] M. J. Simon, V. M. Bright, R. Radebaugh, and Y. C. Lee, “An analytical model for a piezoelectric axially driven membrane microcompressor for optimum scaled down design,” *J. Mech. Des. Trans. ASME*, vol. 134, no. 1, pp. 1–12, 2012, doi: 10.1115/1.4005329.
- [٧] J. K. Luo *et al.*, “Moving-part-free microfluidic systems for lab-on-a-chip,” *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 19, no. 5, 2009, doi: 10.1088/0960-1317/19/5/054001.
- [Λ] K. W. Oh, K. Lee, B. Ahn, and E. P. Furlani, “Design of pressure-driven microfluidic networks using electric circuit analogy,” *Lab on a Chip*. 2012, doi: 10.1039/c2lc20799k.

- [٩] Z. Li, S. Y. Mak, A. Sauret, and H. C. Shum, “Syringe-pump-induced fluctuation in all-aqueous microfluidic system implications for flow rate accuracy,” *Lab Chip*, 2014, doi: 10.1039/c3lc51176f.
- [١٠] S. Y. Teh, R. Lin, L. H. Hung, and A. P. Lee, “Droplet microfluidics,” *Lab on a Chip*. 2008, doi: 10.1039/b715524g.
- [١١] W. Zeng, I. Jacobi, D. J. Beck, S. Li, and H. A. Stone, “Characterization of syringe-pump-driven induced pressure fluctuations in elastic microchannels,” *Lab Chip*, 2015, doi: 10.1039/c4lc01347f.
- [١٢] A. M. Gañán-Calvo and J. M. Gordillo, “Perfectly monodisperse microbubbling by capillary flow focusing,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 87, no. 27 I, pp. 2745011–2745014, 2001, doi: 10.1103/physrevlett.87.274501.
- [١٣] H. Fu, W. Zeng, S. Li, and S. Yuan, “Electrical-detection droplet microfluidic closed-loop control system for precise droplet production,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 267, pp. 142–149, 2017, doi: 10.1016/j.sna.2017.09.043.
- [١٤] W. Zeng, I. Jacobi, S. Li, and H. A. Stone, “Variation in polydispersity in pump- and pressure-driven micro-droplet generators,” *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 25, no. 11, 2015, doi: 10.1088/0960-1317/25/11/115015.
- [١٥] N. T. Nguyen, G. Zhu, Y. C. Chua, V. N. Phan, and S. H. Tan, “Magnetowetting and sliding motion of a sessile ferrofluid droplet in the presence of a permanent magnet,” *Langmuir*, 2010, doi: 10.1021/la101474e.
- [١٦] D. Braun and A. Libchaber, “Trapping of DNA by Thermophoretic Depletion and Convection,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 89, no. 18, 2002, doi: 10.1103/PhysRevLett.89.188103.
- [١٧] H. N. Joensson and H. Andersson Svahn, “Droplet microfluidics-A tool for single-cell

- analysis,” *Angewandte Chemie - International Edition*, vol. 51, no. 49. pp. 12176–12192, 2012, doi: 10.1002/anie.201200460.
- [١٨] C. Li, M. Boban, and A. Tuteja, “Open-channel, water-in-oil emulsification in paper-based microfluidic devices,” *Lab Chip*, vol. 17, no. 8, pp. 1436–1441, 2017, doi: 10.1039/C7LC00114B.
- [١٩] C. N. Baroud, F. Gallaire, and R. Dangla, “Dynamics of microfluidic droplets,” *Lab on a Chip*, vol. 10, no. 16. pp. 2032–2045, 2010, doi: 10.1039/c001191f.
- [٢٠] T. Kong, J. Wu, M. To, K. Wai Kwok Yeung, H. Cheung Shum, and L. Wang, “Droplet based microfluidic fabrication of designer microparticles for encapsulation applications,” *Biomicrofluidics*, vol. 6, no. 3, 2012, doi: 10.1063/1.4738586.
- [٢١] S. S. Datta *et al.*, “25th anniversary article: Double emulsion templated solid microcapsules: Mechanics and controlled release,” *Advanced Materials*, vol. 26, no. 14. pp. 2205–2218, 2014, doi: 10.1002/adma.201305119.
- [٢٢] A. S. Utada, A. Fernandez-Nieves, H. A. Stone, and D. A. Weitz, “Dripping to jetting transitions in coflowing liquid streams,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 99, no. 9, 2007, doi: 10.1103/PhysRevLett.99.094502.
- [٢٣] Y. Zeng, M. Shin, and T. Wang, “Programmable active droplet generation enabled by integrated pneumatic micropumps,” *Lab Chip*, vol. 13, no. 2, pp. 267–273, 2013, doi: 10.1039/c2lc40906b.
- [٢٤] F. Mehmood, Z. Haider, and B. Yin, “A Pump Based Microfluidic Image Processing System for Droplet Detection and Counting,” in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 2018, vol. 381, no. 1, doi: 10.1088/1757-899X/381/1/012191.
- [٢٥] Z. Z. Chong, S. H. Tan, A. M. Gañán-Calvo, S. B. Tor, N. H. Loh, and N. T. Nguyen,

- “Active droplet generation in microfluidics,” *Lab on a Chip*. 2016, doi: 10.1039/c5lc01012h.
- [୨୫] F. Dutka, A. S. Opalski, and P. Garstecki, “Nano-liter droplet libraries from a pipette: Step emulsificator that stabilizes droplet volume against variation in flow rate,” *Lab Chip*, vol. 16, no. 11, pp. 2044–2049, 2016, doi: 10.1039/c6lc00265j.
- [୨୬] R. Seemann, M. Brinkmann, T. Pfohl, and S. Herminghaus, “Droplet based microfluidics,” *Reports Prog. Phys.*, vol. 75, no. 1, 2012, doi: 10.1088/0034-4885/75/1/016601.
- [୨୭] P. Garstecki, H. A. Stone, and G. M. Whitesides, “Mechanism for flow-rate controlled breakup in confined geometries: A route to monodisperse emulsions,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 94, no. 16, 2005, doi: 10.1103/PhysRevLett.94.164501.
- [୨୮] R. Suryo and O. A. Basaran, “Tip streaming from a liquid drop forming from a tube in a co-flowing outer fluid,” *Phys. Fluids*, vol. 18, no. 8, 2006, doi: 10.1063/1.2335621.
- [୨୯] P. Zhu, X. Tang, and L. Wang, “Droplet generation in co-flow microfluidic channels with vibration,” *Microfluid. Nanofluidics*, vol. 20, no. 3, pp. 1–10, 2016, doi: 10.1007/s10404-016-1717-2.
- [୩୦] H. Kim, D. Luo, D. Link, D. A. Weitz, M. Marquez, and Z. Cheng, “Controlled production of emulsion drops using an electric field in a flow-focusing microfluidic device,” *Appl. Phys. Lett.*, 2007, doi: 10.1063/1.2790785.
- [୩୧] F. Malloggi, H. Gu, A. G. Banpurkar, S. A. Vanapalli, and F. Mugele, “Electrowetting - A versatile tool for controlling microdrop generation,” 2008, doi: 10.1140/epje/i2007-10252-x.
- [୩୨] N. T. Nguyen *et al.*, “Thermally mediated droplet formation in microchannels,” *Appl. Phys. Lett.*, 2007, doi: 10.1063/1.2773948.

- [٣٤] S. Y. Park, T. H. Wu, Y. Chen, M. A. Teitell, and P. Y. Chiou, “High-speed droplet generation on demand driven by pulse laser-induced cavitation,” 2011, doi: 10.1039/c0lc00555j.
- [٣٥] H. Willaime, V. Barbier, L. Kloul, S. Maine, and P. Tabeling, “Arnold tongues in a microfluidic drop emitter,” *Phys. Rev. Lett.*, 2006, doi: 10.1103/PhysRevLett.96.054501.
- [٣٦] A. Bransky, N. Korin, M. Khoury, and S. Levenberg, “A microfluidic droplet generator based on a piezoelectric actuator,” *Lab Chip*, 2009, doi: 10.1039/b814810d.
- [٣٧] N. Pamme, “Magnetism and microfluidics,” *Lab on a Chip*. 2006, doi: 10.1039/b513005k.
- [٣٨] J. C. Rife, M. M. Miller, P. E. Sheehan, C. R. Tamanaha, M. Tondra, and L. J. Whitman, “Design and performance of GMR sensors for the detection of magnetic microbeads in biosensors,” *Sensors Actuators, A Phys.*, 2003, doi: 10.1016/S0924-4247(03)00380-7.
- [٣٩] C. Elbuken, T. Glawdel, D. Chan, and C. L. Ren, “Detection of microdroplet size and speed using capacitive sensors,” *Sensors Actuators, A Phys.*, 2011, doi: 10.1016/j.sna.2011.07.007.
- [٤٠] H. Kim, D. Cheon, J. Lim, and K. Nam, “Robust Flow Control of a Syringe Pump Based on Dual-Loop Disturbance Observers,” *IEEE Access*, vol. 7, pp. 135427–135438, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2942062.
- [٤١] J. B. Christen and A. G. Andreou, “Design, fabrication, and testing of a hybrid CMOS/PDMS microsystem for cell culture and incubation,” *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 1, no. 1, pp. 3–18, 2007, doi: 10.1109/TBCAS.2007.893189.
- [٤٢] E. Miller, M. Rotea, and J. P. Rothstein, “Microfluidic device incorporating closed

- loop feedback control for uniform and tunable production of micro-droplets,” *Lab Chip*, vol. 10, no. 10, pp. 1293–1301, 2010, doi: 10.1039/b925497h.
- [۴۳] Y. J. Heo, J. Kang, and W. K. Chung, “Robust control for valveless flow switching in microfluidic networks,” in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2015, vol. 2015–December, pp. 1982–1987, doi: 10.1109/IROS.2015.7353638.
- [۴۴] Y. J. Heo, J. Kang, M. J. Kim, and W. K. Chung, “Tuning-free controller to accurately regulate flow rates in a microfluidic network,” *Sci. Rep.*, vol. 6, 2016, doi: 10.1038/srep23273.
- [۴۵] H. Fu, W. Zeng, S. Li, and S. Yuan, “Electrical-detection droplet microfluidic closed-loop control system for precise droplet production,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 267, pp. 142–149, 2017, doi: 10.1016/j.sna.2017.09.043.
- [۴۶] Y. T. Kim, B. Kuczenski, P. R. Leduc, and W. C. Messner, “Modulation of fluidic resistance and capacitance for long-term, high-speed feedback control of a microfluidic interface,” *Lab Chip*, vol. 9, no. 17, pp. 2603–2609, 2009, doi: 10.1039/b822423d.
- [۴۷] B. H. Jo, L. M. Van Lerberghe, K. M. Motsegood, and D. J. Beebe, “Three-dimensional micro-channel fabrication in polydimethylsiloxane (PDMS) elastomer,” *J. Microelectromechanical Syst.*, vol. 9, no. 1, pp. 76–81, 2000, doi: 10.1109/84.825780.
- [۴۸] P. Renaud, H. van Lintel, M. Heuschkel, and L. Guérin, “Photo-Polymer Microchannel Technologies and Applications,” in *Micro Total Analysis Systems '98*, 1998, pp. 17–22.
- [۴۹] J. Friend and L. Yeo, “Fabrication of microfluidic devices using polydimethylsiloxane,” *Biomicrofluidics*, vol. 4, no. 2, 2010, doi: 10.1063/1.3259624.
- [۵۰] S. Motaghi, M. Nazari, N. Sepehri, and A. Mahdavi, “Control of Droplet Size in a Two-Phase Microchannel using PID Controller: A Novel Experimental Study,” 2020,

doi: 10.1007/s10544-020-00513-4.

- [٥١] T. Thorsen, R. W. Roberts, F. H. Arnold, and S. R. Quake, “Dynamic pattern formation in a vesicle-generating microfluidic device,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 86, no. 18, pp. 4163–4166, 2001, doi: 10.1103/PhysRevLett.86.4163.
- [٥٢] S. L. Anna, N. Bontoux, and H. A. Stone, “Formation of dispersions using ‘flow focusing’ in microchannels,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 82, no. 3, pp. 364–366, 2003, doi: 10.1063/1.1537519.
- [٥٣] M. A. Herrada and A. M. Gañán-Calvo, “Swirl flow focusing: A novel procedure for the massive production of monodisperse microbubbles,” *Phys. Fluids*, vol. 21, no. 4, 2009, doi: 10.1063/1.3123533.
- [٥٤] S. L. Anna, “Droplets and Bubbles in Microfluidic Devices,” *Annu. Rev. Fluid Mech.*, vol. 48, pp. 285–309, 2016, doi: 10.1146/annurev-fluid-122414-034425.
- [٥٥] A. S. Basu, “Droplet morphometry and velocimetry (DMV): A video processing software for time-resolved, label-free tracking of droplet parameters,” *Lab Chip*, vol. 13, no. 10, pp. 1892–1901, 2013, doi: 10.1039/c3lc50074h.
- [٥٦] Z. Z. Chong *et al.*, “Automated droplet measurement (ADM): an enhanced video processing software for rapid droplet measurements,” *Microfluid. Nanofluidics*, vol. 20, no. 4, 2016, doi: 10.1007/s10404-016-1722-5.
- [٥٧] S. Mottaghi, M. Nazari, S. M. Fattahi, M. Nazari, and S. Babamohammadi, “Droplet size prediction in a microfluidic flow focusing device using an adaptive network based fuzzy inference system,” *Biomed. Microdevices*, vol. 22, no. 3, 2020, doi: 10.1007/s10544-020-00513-4.
- [٥٨] J. J. E. Slotine, J. J. E. Slotine, and W. Li, *Applied Nonlinear Control*. Prentice Hall, 1991.

Abstract

Microfluids have many applications in modern sciences such as medicine and medical engineering. Creating and directing droplets in small dimensions has many advantages in addition to engineering in the field of medicine and treatment. In the production of drops, two types of systems are usually used to inject fluids; 1- Using pressure regulation in fluid flow lines; 2- Syringe pump. Flow generation using a syringe pump is one of the most common systems in the production of microparticles. There has been a lot of research in this area today, but a limited number of them have controlled droplet size and changed it online. In this research, to create the flow and change it actively, a syringe pump has been designed and in its construction, a DC motor with suitable speed and torque and L298N module has been used. For active control of this system, an Arduino Mega 2560 board is used as a processor system, and for measuring the droplet diameter, a high-speed digital microscope with a fast image processing algorithm is used. Feedforward-feedback algorithm has been used to increase the response speed of the control system. For this purpose, an inverse model using fuzzy-neural networks is used, the input of which is the diameter of the drop and the output of which is the flow required to reach that diameter. This model has been created using experimental data and fuzzy-neural network training. Then, to overcome the uncertainties and use the benefits of the feedback loop to overcome the perturbations and uncertainties, PID algorithms and sliding modes due to their resistance to uncertainties and perturbations are used to actively control the diameter of the micro-droplets. The results of implementing algorithms designed for three droplet diameters of 82, 90 and 100 μm , show the effectiveness of the proposed methods and the proper performance of the feedback loop in adjusting the droplet diameter. Histogram diagrams have been used to evaluate the performance of the feedback loop in each case. Of course, there are fluctuations in system behavior that can be due to vibrations in the syringe pump motor, flexibility of connections.



University of Shahrood

Faculty of Mechanical Engineering

Master of Mechatronics

**Droplet size control in a microchannel by adjusting the
flow rate of the syringe pump using sliding mode control**

By:

AliAsghar Mahdizadeh Soula

Supervisors:

Dr.Mostafa Nazari

Dr.Habib Ahmadi

Advisor:

Dr.Mohsen Nazari

September 2021