

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مکانیک

گرایش مکاترونیک  
پایان نامه کارشناسی ارشد

کنترل فعال تولید قطره در یک میکروکانال

دانشجو:

سینا متقی املشی

استاد راهنما:

دکتر مصطفی نظری

اساتید مشاور:

دکتر محسن نظری

دکتر ناصرالدین سپهری

پایان نامه جهت اخذ درجه‌ی کارشناسی ارشد

بهمن ۹۸

تقدیم به

پدرم، مادرم، برادرانم

و...

با تشکر و آرزوی توفیق روزافزون برای دکتر مصطفی نظری که با دلسوزی راهنمایی این‌جانب را به عهده گرفتند و همچنین دکتر محسن نظری که امکانات ارزشمندی را در آزمایشگاه آشکارسازی دانشگاه فراهم کردند و تشکر ویژه از دکتر ناصرالدین سپهری که بدون کمک‌های ارزشمند ایشان در زمینه‌ی دیجیتال تحقیق پیش رو در این مدت به نتیجه نمی‌رسید.

### تعهدنامه

اینجانب سینا متقی املشی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد مهندسی مکترونیک دانشکده مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه « کنترل فعال تولید قطره در یک میکروکانال » تحت راهنمایی آقای دکتر مصطفی نظری متعهد می‌شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش‌های 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 بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های 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 ۹۹/۳/۱  
امضای دانشجوی

#### مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم‌افزارها 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 نمی‌باشد.

## چکیده

امولسیون‌ها، کف‌ها، ذرات معلق در هوا و سایر پراکندگی‌ها نمونه‌هایی از سیالات چندفازی محسوب می‌شوند. این مواد کاربردهایی در زمینه‌های مختلف از جمله درمانی، غذایی، مواد نفتی و غیره دارند. کانال میکروسیال، مرزی را برای جریان میکرو فراهم می‌کند لذا هندسه‌ی این مرزها می‌توانند بر تشکیل قطره‌ها تأثیرگذار باشند. در سال‌های اخیر توسعه دستگاه‌های میکروسیالی مبتنی بر فناوری MEMS توجه دانشمندان و صنعتگران را به خود جذب کرده است. در میان کارهای انجام‌شده در زمینه تولید قطره، تنها تعداد محدودی از آن‌ها به کنترل سایز قطره به صورت آنلاین پرداخته‌اند از این رو در این تحقیق سعی بر آن شده است تا قطراتی با سایز مطلوب تولید شود. در کار پیش‌رو برای ساخت کانال از پلیمر حساس به نور SU-8 و پلیمر دوبخشی PDMS استفاده شد. آنچه در تحقیق ما لازم بود تنها یافتن قطر قطرات بود. برای این کار از یک برنامه پردازش تصویر استفاده شده است. درنهایت با ارتباط دوربین، پمپ‌ها و کامپیوتر شخصی نوبت به طراحی یک فلودیگرام کنترلی می‌رسد. برای کنترل این سیستم و رسیدن به سایز موردنظر از کنترل‌کننده PID استفاده شده است. رفتار سایز قطره‌ها برحسب نسبت دبی به شدت غیرخطی است که این موضوع چالش اصلی در کنترل تولید قطره‌هاست. غیرخطی بودن رفتار قطره‌ها می‌تواند متأثر از ارتعاشات پمپ‌ها نیز باشد. در این کار سعی شد تا روشی برای کنترل فرآیند تولید قطره و رسیدن به یک سایز تعیین‌شده ارائه شود؛ با یک کنترل‌گر ساده اما بسیار کارآمد PID این کار را انجام شد که البته با استفاده از سخت‌افزار پیشرفته‌تر (پمپ با ارتعاشات کمتر) مطمئناً می‌توان نتایج مناسب‌تری به دست آورد.

**کلمات کلیدی:** میکروکانال - میکروسیالات - سایز قطره - تولید قطره - میکرو قطره - پمپ

سرنگی - پردازش تصویر

## فهرست مطالب

صفحه

عنوان

### فصل اول

#### «مقدمه»

- ۱-۱- معرفی مسئله، کاربردها و اهمیت آن ..... ۲
- ۱-۲- کاربردها ..... ۳

### فصل دوم

#### «تولید قطره»

- ۲-۱- تولید قطره ..... ۶
- ۲-۲- تولید منفعل قطره ..... ۶
- ۲-۳- تولید فعال قطره ..... ۷

### فصل سوم

#### «تئوری مسئله»

- ۳-۱- فازها و جریان‌ها ..... ۱۸
- ۳-۲- اعداد بی بعد ..... ۲۱
- ۳-۳- انواع میکروکانال ..... ۲۶
- ۳-۳-۱- جریان متقابل ..... ۲۷
- ۳-۳-۲- هم‌جریان ..... ۲۹
- ۳-۳-۳- جریان متمرکز ..... ۲۹

### فصل چهارم

#### «ستاپ آزمایشگاهی»

- ۴-۱- مقدمه ..... ۳۴
- ۴-۲- مراحل ساخت کانال ..... ۳۵

- ۳-۴- سیالات استفاده شده ..... ۳۸
- ۴-۴- به دست آوردن سایز قطره‌ها ..... ۳۹
- ۴-۴-۱- مقدمه ..... ۳۹
- ۴-۴-۲- برنامه پردازش تصویر ..... ۴۱
- ۴-۴-۳- مشخصات رایانه، دوربین، پمپ ..... ۴۶
- ۴-۵- دبی پمپ‌ها ..... ۴۷
- ۴-۶- کنترل سیستم ..... ۴۸

## **فصل پنجم**

### **«نتایج آزمایش»**

- ۵-۱- نتایج آزمایش ..... ۵۲

## **فصل ششم**

### **«نتیجه گیری»**

- ۶-۱- نتیجه گیری ..... ۵۸
- ۶-۲- پیشنهادات ..... ۵۸
- منابع** ..... ۶۱



## فهرست جداول

صفحه

عنوان

جدول ۳-۱- اعداد بی بعد موثر در ایجاد جریان های مختلف در میکروکانال ..... ۲۵

## فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱- قطرات حاوی یک سلول تکی و غربال‌شده [۱۷].....	۴
شکل ۱-۲- تولید قطره با استفاده از جریان DC با تماس مستقیم [۲۶].....	۸
شکل ۲-۲- تولید قطره با استفاده از جریان DC بدون تماس مستقیم [۲۷].....	۸
شکل ۳-۲- استفاده از حس‌گرهای خازنی برای تشخیص قطره‌ها [۲۸].....	۹
شکل ۴-۲- استفاده از الکترودها و ظرفیت خازنی برای تشخیص قطره‌ها.....	۱۰
شکل ۵-۲- استفاده از حسگر گرما و میکروهیتر [۳۱].....	۱۱
شکل ۶-۲- گرم کردن کل سیستم برای شکل‌گیری قطره‌ها [۱۸].....	۱۲
شکل ۷-۲- استفاده از لیزر [۳۳].....	۱۳
شکل ۸-۲- استفاده از لیزر پالسی برای تولید قطره [۷].....	۱۳
شکل ۹-۲- استفاده از آهنربای دائمی برای تولید قطره [۱۸].....	۱۴
شکل ۱۰-۲- استفاده از آهنربای الکتریکی برای تولید قطره [۱۸].....	۱۵
شکل ۱-۳- انواع جریان قطره‌ها.....	۱۹
شکل ۲-۳- انواع هندسه‌های کانال [۴۱].....	۲۷
شکل ۳-۳- هندسه کانال‌هایی که بیشتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند.....	۳۱
شکل ۱-۴- مراحل ساخت میکروکانال [۷۳].....	۳۶
شکل ۲-۴- نمایی از کانال ساخته‌شده.....	۳۷
شکل ۳-۴- نمایش مراحل تشکیل قطره.....	۳۸
شکل ۴-۴- مراحل انجام پردازش تصویر و استخراج خصوصیات [۱۷].....	۴۰
شکل ۵-۴- مراحل انجام پردازش تصویر.....	۴۲
شکل ۶-۴- جزییات برنامه پردازش تصویر.....	۴۲
شکل ۷-۴- نمودار هیستوگرام برای نسبت دبی ۲/۸۶ برای تعداد ۲۵ قطره.....	۴۴
شکل ۸-۴- نمودار هیستوگرام برای نسبت دبی ۳/۳۳ برای تعداد ۲۵ قطره.....	۴۵

- شکل ۴-۹- نمودار هیستوگرام برای نسبت دبی ۴/۳ برای تعداد ۲۴ قطره ..... ۴۵
- شکل ۴-۱۰- تجهیزات مورد استفاده در آزمایش ..... ۴۷
- شکل ۴-۱۱- الگوریتم کنترل ..... ۴۸
- شکل ۴-۱۲- جزییات ستاپ آزمایشگاهی ..... ۴۹
- شکل ۴-۱۳- نمایی از برنامه کنترل سیستم مورد نظر ..... ۴۹
- شکل ۵-۱- الف) قطر قطرهای تشکیل شده بر حسب گام زمانی ب) نسبت دبیهای اعمال شده ..... ۵۳
- شکل ۵-۲- الف) نمودار قطر بر حسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۰۰، ب) نمودار نسبت دبی بر حسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۵/۶۷) ..... ۵۴
- شکل ۵-۳- الف) نمودار قطر بر حسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۴۰، ب) نمودار نسبت دبی بر حسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۳/۷۵) ..... ۵۴
- شکل ۵-۴- الف) نمودار قطر بر حسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۵۰، ب) نمودار نسبت دبی بر حسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۱/۰۲) ..... ۵۵
- شکل ۵-۵- الف) نمودار قطر بر حسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۶۰، ب) نمودار نسبت دبی بر حسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۰/۷۸) ..... ۵۵
- شکل ۵-۶- نمودار تأثیر اغتشاش و پاسخ کنترلر ..... ۵۶



# فصل اول

«مقدمه»

## ۱-۱- معرفی مسئله، کاربردها و اهمیت آن

امولسیون‌ها، کف‌ها، ذرات معلق در هوا و سایر پراکندگی‌ها نمونه‌هایی از سیالات چند فازی محسوب می‌شوند. این مواد کاربردهایی در زمینه‌های مختلف از جمله درمانی، غذایی، مواد نفتی و غیره دارند. در بسیاری از این کاربردها، تولید این مواد کنترل نشده هستند درحالی‌که روش‌های زیادی برای کنترل سایز و توزیع حجم قطره‌ها در زمینه‌ی امولسیون‌سازی وجود دارد. تازه‌ترین کارها در جهت امولسیون‌سازی با ارائه روش‌هایی در جهت کنترل دقیق سایز قطرات در مقیاس میکرومتر همراه است که کنترل دقیق ترکیبات شیمیایی و محیط‌های انتقال حرارت را ممکن می‌سازد و همچنین یک قطره می‌تواند به صورت تکی و جداگانه<sup>۱</sup> به عنوان یک محتوای شیمیایی ایزوله مورد استفاده قرار بگیرد. یکی از امتیازات بزرگ دستگاه‌های میکروسیالی<sup>۲</sup>، توانایی کنترل شکل‌گیری قطره‌ها در مقیاس‌های بسیار وسیع است. از این رو قطرات میکروسیالی با استفاده از کانال‌ها ولوله‌ها که آن‌ها نیز در مقیاس میکرومتر می‌باشند، به دست می‌آیند<sup>[۱]</sup>. فرصت‌های فراوانی در پلتفرم‌های بیولوژیکی و شیمیایی وجود دارد که از توانایی یکپارچه‌سازی و کنترل هزاران کانال به صورت هم‌زمان استفاده می‌کند که پتانسیل اجرای سریع آزمایش‌های زیادی را با مقدارهای نانولیترا یا حتی پیکولیترا از واکنش‌گر ممکن می‌سازد<sup>[۲]</sup>. باید دقت کرد که یک قطره‌ی کروی به شعاع ۱۰ میکرون حجمی معادل ۴ پیکولیترا و یک قطره با قطر ۱۰۰ میکرون دارای حجم ۴ نانولیترا است. همچنین یک آزمایش با دقت بسیار بالا می‌تواند با استفاده از دستگاه میکروسیال برای موارد حس کردن<sup>۳</sup>، تشخیص<sup>۴</sup> و جداسازی<sup>۱</sup> [۳] انجام

---

1- Monodisperse

2- Microfluidic device

3- Sensing

4- Detection

گیرد.

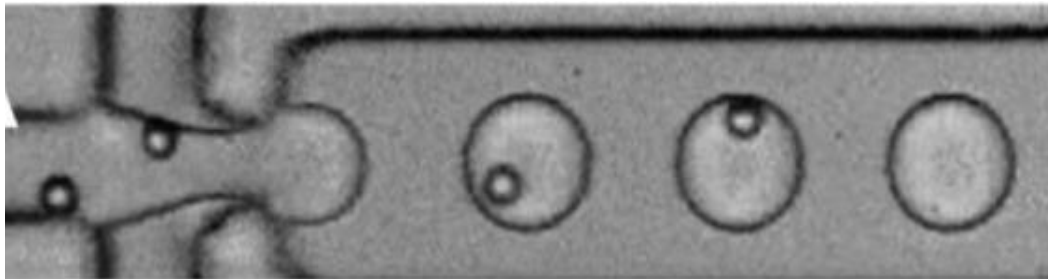
میکروسیالات مبتنی بر قطره به‌عنوان ابزاری کارآمد و پرقدرت درزمینه‌های فراوان ظاهر شدند که دارای ویژگی‌های زیر می‌باشند: حجم کوچک واکنش‌گر موردنیاز، تولید انبوه قطرات جدا از هم، کنترل جداگانه قطرات و نسبت سطح به حجم بسیار بزرگ که باعث تسهیل انجام واکنش‌ها می‌شود [۴]. عموماً کاربرد میکروسیالات دارای دو بخش مجزا ولی مکمل است. یکی درجهت شناخت مواد و استفاده از قطرات میکرو برای دستیابی به دانش مواد مثل پیوند میکروکپسول‌ها، میکروذرات و میکروفیبرها در جهت کاربرد در داروسازی، ساخت مواد آرایشی و غذاها. بخش دیگر در جهت استفاده به‌عنوان آزمایشگاه با نام «آزمایشگاهی بر روی یک چیپ<sup>۲</sup>» که در آن قطره‌ها به‌عنوان یک میکرو واکنش‌گر، یک واکنش شیمیایی یا بیولوژیکی را اجرا می‌کنند. در اغلب این کاربردها به قطره‌های یکنواخت و یکسان نیاز است تا نتایج به‌دست‌آمده مقدار ثابت قابل‌اطمینان، کنترل‌شده و قابل پیش‌بینی داشته باشند و همچنین رنج وسیعی از حجم قطرات، معمولاً از فمتولیتتر تا نانولیتتر بیشتر ترجیح داده می‌شود. برخی کاربردها حتی به حجم‌های کوچک‌تری نیاز دارند مثلاً قطر چندصد نانومتر برای تولید قطرات نانو و یا ذرات نانو [۵]. علاوه بر این به‌جای استفاده از قطرات یکنواخت، در برخی از کاربردها به قطرات متوالی کنترل‌شده با سایزهای مختلف نیاز است [۶].

## ۲-۱- کاربردها

دستگاه‌های دیجیتالی میکروسیالی برای کاربردهای آزمایشگاهی بسیار موردتوجه قرار گرفته‌اند. با ایزوله‌کردن قطرات آبی حامل محتوای بیولوژیکی و بیوشیمیایی در یک محیط روغنی، ارتباط متقابل بین قطرات از بین می‌رود و واکنش‌گرها می‌توانند بدون گسستگی و تماس با یکدیگر منتقل شوند [۷]. کاربردهای فراوانی تاکنون برای این دستگاه‌ها ارائه شده است که در ادامه به تعدادی از

آن‌ها اشاره می‌شود:

جداسازی (غربالگری) های شیمیایی و بیوشیمیایی که در جهت غربال کردن جداگانه سلول‌ها در قالب یک کپسول قطره‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد. (شکل ۱-۱) [۸][۹]، در آزمایش‌های آنزیمی مثل تشخیص کمی پروتئین در یک سلول با استفاده از قطره میکروسیال [۱۰]، کنترل جذب پروتئین با استفاده از سیستم قطره‌ای میکروسیال [۱۱]، پلیمرسازی با استفاده از میکروسیالات [۱۲]، واکنش‌های زنجیره‌ای پلیمریزه کردن (PCR) با استفاده از دستگاه‌های دیجیتالی میکروسیالی [۱۳]، تبلور پروتئین‌ها در یک جداسازی کاملاً میکروسیالی [۱۴]، پیوندهای نانوذرات با تولید متناوب قطرات میکروسیال [۱۵] و سنجش شرایط واکنش محلول حاوی میکروقطره‌ها [۱۶].



شکل ۱-۱- قطرات حاوی یک سلول تکی و غربال شده [۱۷]

در دستگاه‌های دیجیتالی میکروسیالی توانایی تولید قطره با سرعت بالا و کنترل دقیق حجم آن نقش مهمی را در تحقق توان بالا و تحلیل‌های کمی ایفا می‌کند.



# فصل دوم

«تولید قطره»

## ۲-۱- 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<sup>۱</sup> شناخته می‌شود ولی اگر یک انرژی خارجی به صورت موضعی در جهت تولید قطره وارد شود به آن تولید فعال قطره<sup>۲</sup> گفته می‌شود [۱۸].

## ۲-۲- تولید منفعل قطره

تولید قطرات برای کاربردهای مختلف میکروسیالات از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در روش منفعل، جریان هر دو فاز یا با استفاده از پمپ‌های سرنگی کنترل می‌شود که دبی‌های هر یک از دو فاز را فراهم می‌کنند و یا با تنظیم‌کننده‌های فشار و منابع فشار که بدون ورودی خارجی دیگری فشارهای موردنیاز در هر فاز را تأمین می‌کنند [۱۹] [۲۰]. در حین تشکیل قطره انرژی‌ای که از سمت پمپ‌های سرنگی و یا منبع فشار آمده است تا اندازه‌ای به انرژی سطحی تبدیل می‌شود و در نتیجه باعث ناپایداری سطح بین دو مایع می‌شود که نهایتاً باعث گسستگی قطره از فاز پیوسته می‌شود [۲۱]. یک مشکل اساسی در تولید منفعل قطره وجود دارد آن هم پاسخ‌گند سیستم در مرتبه‌های ثانیه یا حتی دقیقه است [۲۲]. این تأخیر طولانی در پاسخ در نتیجه‌ی مقاومت نسبتاً بالای سیال در لوله‌ی

---

1- Passive  
2- Active

باریک و ظرفیت فشرده شدن مایعات و یا مواد سازنده‌ی کانال به وجود می‌آید [۲۳][۲۴]. تنها راه به دست آمدن سایز دقیق قطره با یک دبی یا فشار از پیش تنظیم شده، تنظیم خصوصیات سیال و هندسه‌ی کانال است [۲۵].

### ۲-۳- تولید فعال قطره

در زمینه شکل‌گیری فعال قطره‌ها روش‌های خلاقانه زیادی تاکنون ابداع شده است که در ادامه به تعدادی از آن‌ها اشاره خواهد شد. همان‌طور که گفته شد تولید فعال قطره با به کارگیری عاملی غیر از تغییر فشار هیدرودینامیکی جریان‌ها به عنوان یک عامل خارجی به کار گرفته می‌شود. روش‌های الکتریکی را که در آن‌ها از انرژی الکتریکی برای تولید قطره استفاده شده است می‌توان بر اساس نوع جریان الکتریکی یعنی مستقیم<sup>۱</sup> یا متناوب<sup>۲</sup> بودن آن دسته‌بندی کرد. آب به عنوان یک سیال نیمه‌رسانا استفاده گسترده‌ای در روش الکتریکی دارد. در دسته جریان مستقیم آقای لینک<sup>۳</sup> و همکاران [۲۶] برای تولید قطره از دو الکتروود در یک هندسه جریان متمرکز مانند شکل ۲-۱ استفاده کردند. در این کار الکتروودها با قطره‌ها در تماس مستقیم هستند. آن‌ها مشاهده کردند که در یک دبی جریان ثابت سایز قطره‌ها با افزایش ولتاژ کاهش می‌یابد؛ اما مهم‌ترین ایراد این سیستم رسوب‌گیری الکتروودهاست که این مورد می‌تواند بر قابلیت‌های این سیستم تأثیر منفی بگذارد. علاوه بر آن قطره‌های تولیدی از این روش دارای بار الکتریکی هستند و ممکن است برای مصارف حساس شیمیایی و بیولوژیکی مناسب نباشند. روش پیشین توسط آقای کیم<sup>۴</sup> و همکارانش [۲۷] با استفاده از الکتروودهایی با جنسی متفاوت ادامه پیدا کرد. همان‌طور که در شکل ۲-۲ پیداست در این کار سیال با سیم‌های فلزی که درون چیپ<sup>۵</sup> وارد شده است تماس ندارد. همانند کار آقای لینک سایز قطره‌ها با افزایش ولتاژ کاهش می‌یابد که البته برخلاف ناپایداری جریان در ولتاژهای بالا، فاز گسسته یا همان

---

1- DC

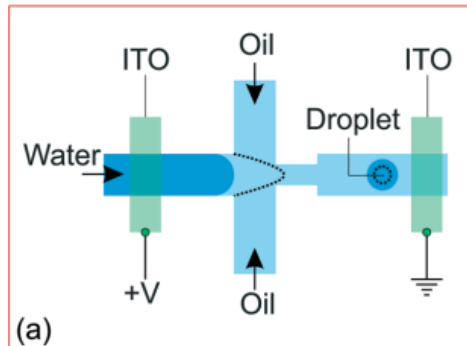
2- AC

3- Link

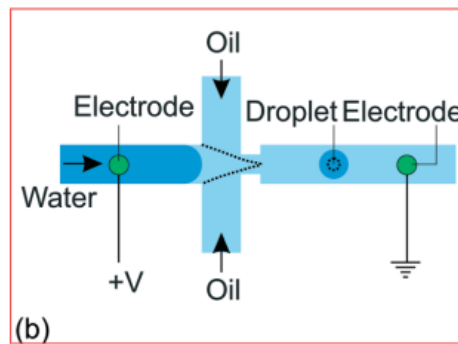
4- Kim

5- PDMS Chip

فاز قطره‌ها در ولتاژ بالا به یک جت جریان متصل به منبع جریان تبدیل می‌شود. در این روش قطراتی با قطرهای کمتر از ۱ میکرومتر در نسبت دبی‌های نسبتاً کمتر تشکیل می‌شود.



شکل ۲-۱- تولید قطره با استفاده از جریان DC با تماس مستقیم [۲۶]

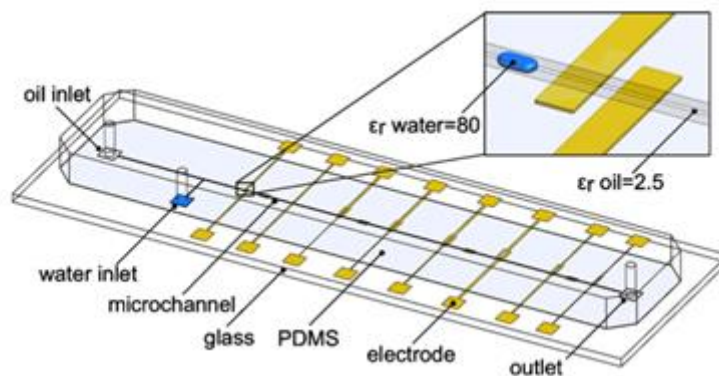


شکل ۲-۲- تولید قطره با استفاده از جریان DC بدون تماس مستقیم [۲۷]

در کار دیگری که در دسته الکتریکی قرار می‌گیرد آقای البوکن<sup>۱</sup> و همکارانش [۲۸] از روشی بسیار کارآمد برای تشخیص سایز قطره استفاده کردند. در این روش آن‌ها از حس‌گرهای خازنی که از نظر اقتصادی نیز نسبت به روش‌های دیگر به صرفه‌تر بود استفاده کرده‌اند. مطابق شکل ۲-۳ کانالی با هندسه T شکل مورد استفاده قرار گرفت که الکترودهای از جنس طلا درون چپ PDMS قرار می‌گیرند. این الکترودها با لایه‌ای با ضخامت ۲ میکرون از جنس پلیمر PDMS از مسیر عبور سیال جدا می‌شود. هنگامی که تنها یک جفت الکتروود موجود است می‌توان فقط وجود قطره را تشخیص داد ولی هنگامی که چند الکتروود در چپ قرار می‌گیرد می‌توان سایز و سرعت قطره‌ها را نیز تشخیص

1- Caglar Elbuken

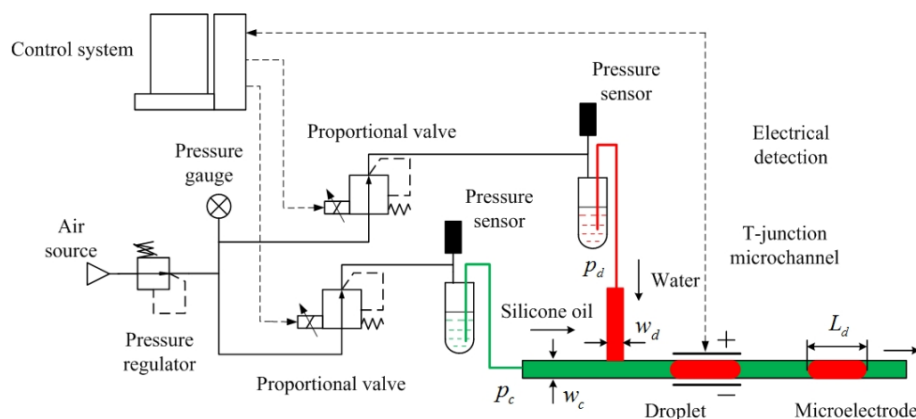
داد. اساس این روش بر مبنای تغییر ظرفیت خازن‌ها در اثر تغییر ثابت دی‌الکتریک سیال بین الکترودهاست؛ زمانی که بین الکترودها قطره وجود دارد خازن ساخته‌شده یک ظرفیت را دارد و زمانی که قطره رد می‌شود و سیال پیوسته بین دو الکتروود قرار می‌گیرد این خازن ظرفیت دیگری را گزارش می‌دهد. همان‌طور که مشخص است در این روش اشکال رسوب گرفتن الکترودها برطرف می‌شود اما اشکالی که به نظر می‌رسد وجود داشته باشد امکان کالیبراسیون این حس‌گرها با توجه به حساسیت ضخامت‌هاست؛ چراکه در همین مقاله اثر تغییر ضخامت لایه جداساز بر قدرت سیگنال ارسالی بسیار زیاد تشخیص داده شده است. در این کار برای رانش جریان‌ها و ایجاد دبی از پمپ‌های سرنگی استفاده شد.



شکل ۲-۳- استفاده از حس‌گرهای خازنی برای تشخیص قطره‌ها [۲۸]

در کار دیگری که از همین روش استفاده شد، آقای‌های فو<sup>۱</sup> و همکارانش [۲۹] به‌جای استفاده از پمپ‌های سرنگی از یک سیستم پنوماتیک همراه با شیرهایی با قابلیت کنترل فشار استفاده کردند (شکل ۲-۴). استفاده از سیستم پنوماتیک برای ایجاد دبی‌ها به حذف ارتعاشات مکانیکی پمپ‌ها کمک می‌کند. همچنین در این کار از یک کنترل‌کننده PID برای کنترل ساینز قطره‌ها استفاده شد.

1- Hai Fu



شکل ۲-۴- استفاده از الکترودها و ظرفیت خازنی برای تشخیص قطره‌ها که برای رانش جریان‌ها از منبع تحت فشار هوا و شیرهای پنوماتیک استفاده شده است.

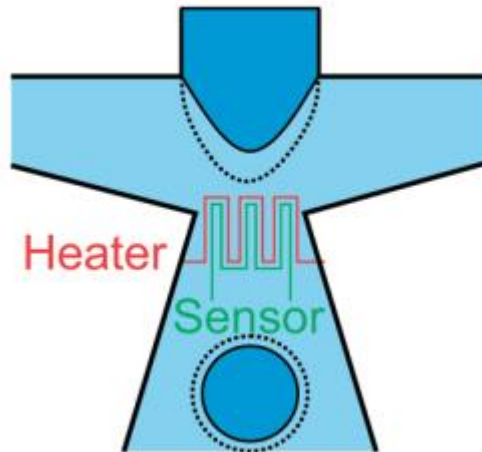
همان‌طور که قبلاً اشاره شد درزمینه‌ی الکتریکی، علاوه بر جریان مستقیم الکتریسیته از جریان متناوب نیز استفاده شده است؛ که این دسته با توجه به فرکانس تولید قطره نسبت به فرکانس جریان، به دودسته‌ی فرکانس بالا<sup>۱</sup> و فرکانس پایین<sup>۲</sup> دسته‌بندی می‌شود. اگر فرکانس جریان کمتر از فرکانس تولید قطره باشد با عنوان فرکانس پایین شناخته می‌شود و برعکس.

آقای هی<sup>۳</sup> و همکارانش شکل‌گیری قطره با استفاده از فرکانس پایین را بررسی کردند، آن‌ها یک سیگنال مثلثی AC با فرکانس ۱۰ هرتز و ولتاژ ۲ کیلوولت را به سیستم اعمال کردند و مشاهده کردند که سایز قطره مستقل از پلاریته‌ی ولتاژ تغییر می‌کند. همچنین آن‌ها دریافتند که سایز قطره با افزایش ناگهانی اولیه ولتاژ به سرعت کاهش می‌یابد و نهایتاً در اواسط دوره‌ی افزایش ولتاژ به کمترین مقدار خود می‌رسد و در نیمه‌ی بعدی آن به آرامی افزایش می‌یابد تا جایی که سیگنال به حد پایین خود برسد. آن‌ها این پدیده را در اثر به آرامش رسیدن نوسانات دبی می‌دانند [۳۰].

دسته دیگر از روش‌های شکل‌گیری فعال قطره‌ها استفاده از انرژی حرارتی است. این دسته را می‌توان بر اساس نحوه‌ی اعمال گرما به دو زیرگروه دسته‌بندی کرد. یکی استفاده از مقاومت گرمایی در ناحیه‌ی تشکیل قطره و دیگری استفاده از حرارت موضعی حاصل از اشعه لیزر. در روش اول مانند

1- High-frequency  
2- Low-frequency  
3- He

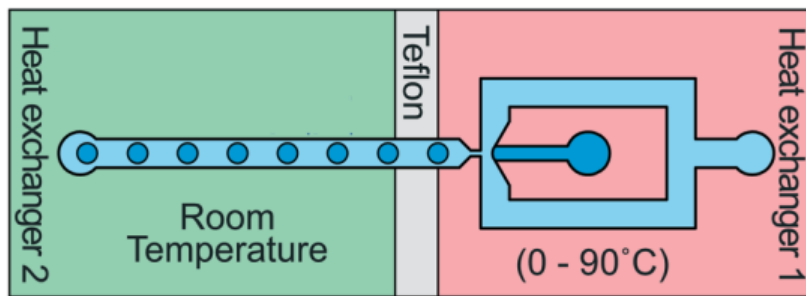
شکل ۲-۵ دمای محل تشکیل قطره با استفاده از جریان الکتریکی گذرنده از میکروهیتر و فیدبک دمای آن محل توسط حس گر، کنترل می شود [۳۱].



شکل ۲-۵- استفاده از حسگر گرما و میکروهیتر [۳۱]

استفاده از مقاومت گرمایی برای تولید قطره اولین بار توسط آقای نِگوین<sup>۱</sup> و گروهش معرفی شد. یک میکروهیتر و یک حس گر دما به صورت یکپارچه برای کنترل رژیم تولید قطره و سایز قطرات در یک هندسه جریان متمرکز مورد استفاده قرار گرفت [۳۱]. روش گرمایی بر اساس وابستگی خواص سیالات به دما و مهم تر از همه لزجت و کشش سطحی است. برای بیشتر سیالات لزجت و کشش سطحی با افزایش دما کاهش می یابد. این تغییر در عدد کاپیلاری بازتاب می یابد. در کنترل منفعل قطره، عدد کاپیلاری اغلب هم برای تعیین قطر و هم برای تعیین رژیم جریان استفاده می شود. گرم کردن کل سیستم میکروسیال نیز روش دیگری برای شکل گیری قطره از طریق گرماس. آقای استان<sup>۲</sup> و همکارانش یک سیستم تولید قطره با هندسه جریان متمرکز را روی یک جفت مبدل حرارتی قراردادند [۳۲]. یکی از مبدل ها دمای جریان بالادست را از ۰ تا ۹۰ درجه سانتی گراد تنظیم می کند. در حالی که مبدل دیگر دمای جریان پایین دست را در دمای اتاق نگه می دارد. (شکل ۲-۶).

1- Nguyen  
2- Stan



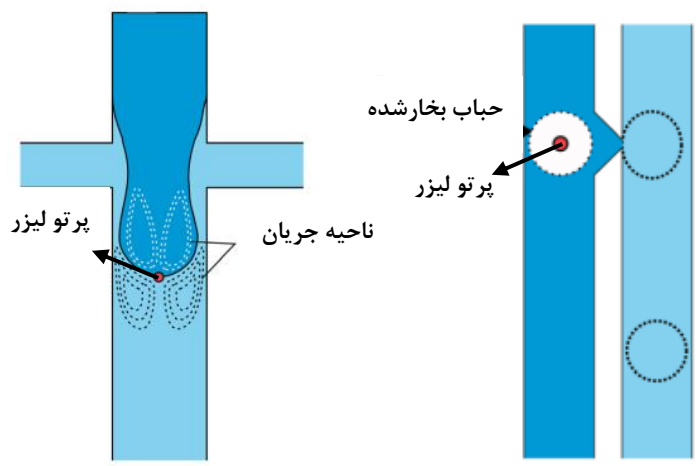
شکل ۲-۶- گرم کردن کل سیستم برای شکل‌گیری قطره‌ها [۱۸]

آن‌ها مشاهده کردند که حجم قطره در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد ۱۰۰ برابر کوچک‌تر از حجمشان در دمای ۱۰ درجه است. استفاده از مبدل‌های گرمایی رنج دماها را به دماهای زیر دمای اتاق گسترش داد و در آن از حس‌گر و میکروهیتر استفاده نشد. برای موضعی‌کردن گرما در محل تشکیل قطره‌ها می‌توان از یک پرتوی لیزر استفاده کرد. استفاده از لیزر کار را برای جانمایی نقطه‌ی گرم راحت می‌کند. آقای بارود<sup>۱</sup> و همکارانش [۳۳] برای دستیابی به کنترل فعال تشکیل قطره‌ها از یک پرتو لیزر متمرکز استفاده کردند. از آنجا که روند تشکیل قطرات تحت تأثیر جریان ثابت به تأخیر می‌افتد، اندازه قطرات تقریباً ۲ برابر بیشتر از آن است که بدون گرم شدن با لیزر تولید می‌شود.

---

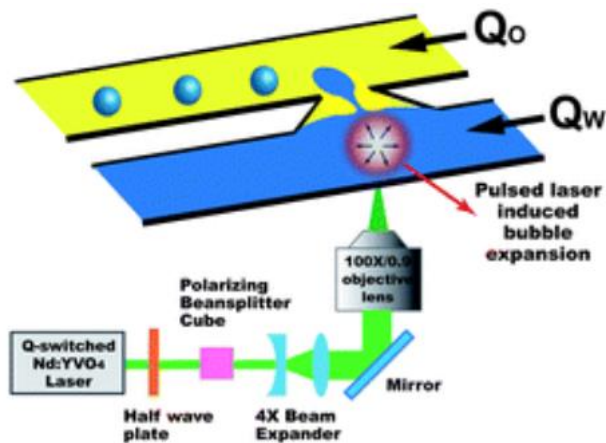
1- Baroud





شکل ۲-۷- استفاده از لیزر [۳۳]

به‌عنوان مثالی دیگر در زمینه استفاده از لیزر، آقای پارک<sup>۱</sup> و همکارانش [۷] یک لیزر پالسی را مطابق شکل ۲-۸ برای تولید قطره‌های آب مورد استفاده قرار دادند. پرتوهای لیزر باعث ایجاد گرمای موضعی و جوشش و تبخیر و ایجاد سریع حباب می‌شود. این حباب یک قطره را از محل میانی به محیط روغن تزریق می‌کند.



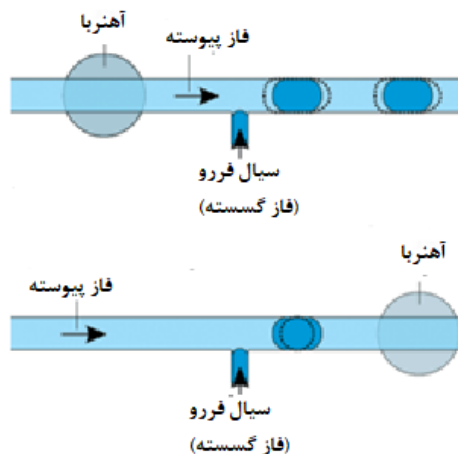
شکل ۲-۸- استفاده از لیزر پالسی برای تولید قطره [۷]

از روش‌های مهم دیگری که می‌شود به آن اشاره کرد تولید قطره با استفاده از انرژی مغناطیسی است. یک سیال می‌تواند یک پاسخ دینامیک به میدان مغناطیسی داشته باشد. مغناطیس

1- Park

امکان تولید قطره بدون تماس را ممکن می‌سازد [۳۴]. سیالات مغناطیسی مثل سیالات فرّو سیالاتی هستند که درون آن‌ها ذرات مغناطیسی وجود دارد. این سیالات هم می‌توانند به‌عنوان فاز پیوسته و هم به‌عنوان فاز گسسته مورد استفاده قرار بگیرند. انرژی مغناطیسی سیال فرو به خاطر سایز کوچک ذرات مغناطیسی درون آن (کمتر از ۱۰ نانومتر) ضعیف است. به همین خاطر انرژی گرمایی می‌تواند بر انرژی مغناطیسی غلبه کند [۳۵]. سیالات فرّو می‌توانند بدون اینکه در حالت عادی مغناطیسی باشند، خاصیت مغناطیسی کسب کنند. ذرات نانوی مغناطیسی خاصیت مغناطیسی خود را خارج از میدان مغناطیسی از دست می‌دهند [۳۴]. یک سیال فرو هم می‌تواند پایه‌ی آب و هم می‌تواند پایه‌ی روغن داشته باشد.

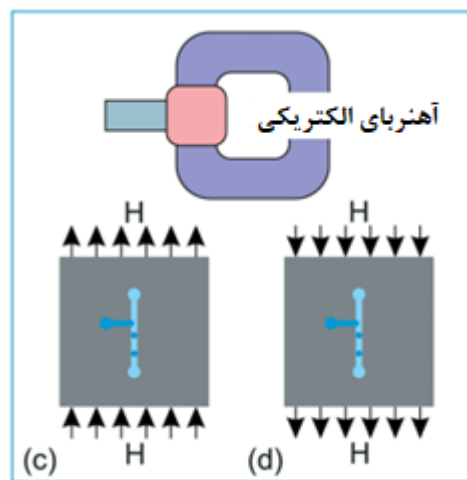
تولید قطرات با سیال فرو با پایه آب اولین بار توسط آقای نگوین<sup>۲</sup> و گروهش گزارش شد [۳۶]. سیال فرو به‌عنوان فاز گسسته به کانال T شکل تزریق شد و یک آهنربا با قطر و ضخامت ۳ و ۲ میلی‌متر (شکل ۲-۹) برای تأثیر بر فرآیند تشکیل قطره، زیر دستگاه قرار گرفت. قدرت و جهت میدان مغناطیسی با جانمایی این آهنربا مطابق شکل ۲-۹ تغییر می‌کند. با دبی‌های ثابت، سایز قطره با قرارگیری آهنربا در سمت جریان بالادست و پایین دست تغییر می‌کند.



شکل ۲-۹- استفاده از آهنربای دائمی برای تولید قطره [۱۸]

1- Ferrofluids  
2- Nguyen

از آنجایی که در این کار سیال فرو به عنوان فاز گسسته استفاده شده ممکن است برای برخی مصارف مناسب نباشد. همچنین استفاده از یک آهنربای دائمی با اندازه‌ی نسبتاً بزرگ کنترل تولید قطره را مخصوصاً در فرکانس‌های بالا دشوار و یا حتی غیرممکن می‌کند، این موارد دلیلی شد تا آقای نگوین<sup>۱</sup> در کار بعدی خود از یک آهنربای C شکل الکتریکی مطابق شکل استفاده کند. این کار امکان کنترل قدرت میدان مغناطیسی را با کنترل جریان الکتریکی گذرنده فراهم می‌کند [۳۷]. سائز قطرات با افزایش قدرت میدان کاهش یافت جالب اینجاست که این رفتار با تغییر جهت میدان تغییری نکرد.



شکل ۲-۱۰- استفاده از آهنربای الکتریکی برای تولید قطره [۱۸]

از روش‌های دیگر می‌توان به روش‌های مکانیکی اشاره کرد. کنترل مکانیکی تولید قطره می‌تواند شامل تغییر شکل‌های فیزیکی با استفاده از محرک‌های هیدرولیک، پیزوالکتریک و پنوماتیک شود. کنترل هیدرولیکی و پنوماتیکی معمولاً با استفاده از شیرهای یکپارچه با دستگاه میکروسیال اجرا می‌شود. معمولاً این شیرها از همان جنس الاستیک PDMS ساخته می‌شود. این شیرها در حالت پنوماتیک با استفاده از هوای فشرده و در حالت هیدرولیکی توسط مایع تحت فشار تحریک می‌شوند. یکی از این روش‌ها، ایجاد آشفتگی در ناحیه تشکیل قطره است. آقای ویلیام<sup>۲</sup> و همکارانش [۳۸] این آشفتگی را با استفاده از شیرهای لرزاننده مکانیکی یکپارچه در کانال کناری کانال تشکیل قطره ایجاد

1- Nguyen  
2- Willaime

کرد.

در روشی دیگر از بریدن جریان استفاده شد. آقای لی<sup>۱</sup> و همکارانش [۳۹] از قطاری از شیرهای مشابه به عنوان برش دهنده جریان استفاده کرد. آقای لین<sup>۲</sup> و همکاران [۴۰] از شیرهای غشایی در بالای کانال T شکل استفاده کردند. در این کار فاز گسسته در کانال اصلی و فاز پیوسته در کانال جانبی قرار داده شدند و فشارهای هر فاز به صورت جداگانه کنترل شد.

در کار پیش رو برای تولید قطره از روش منفعل تولید قطره استفاده شد. در کارهای پیشین تنها به روش‌هایی برای تولید قطره اشاره شد، اما کارهای معدودی هستند که به کنترل سایز قطره پرداخته‌اند در حالی که شاید بتوان گفت تولید قطره با سایز دلخواه دارای اهمیت کمتر از تولید آن نیست. همان‌طور که گفته شد از میان کارهای ذکر شده تنها آقای های‌فو<sup>۳</sup> و همکارانش [۲۹] به کنترل سایز قطره پرداختند که روش آن‌ها برای تشخیص سایز قطره، استفاده از الکترودها و خاصیت خازنی بود؛ اما در کار پیش رو برای این کار از میکروسکوپ و برنامه پردازش تصویر به صورت آنلاین استفاده شد. استفاده از پردازش تصویر برای این کار، هرچند هزینه زیاد میکروسکوپ دیجیتال را به دنبال دارد ولی می‌توان با نوشتن یک برنامه پردازش تصویر مناسب به دقت بالایی در شناسایی سایز قطرات دست پیدا کرد که شاید با روش قبلی این کار ممکن نباشد. در این کار برای ساخت کانال از پلیمر حساس به نور SU-8 و پلیمر دوبخشی PDMS استفاده شد و میکروکانال مورد استفاده توسط همین گروه فعال ساخته شد. از میان هندسه‌های مختلف که در فصل بعدی به آن‌ها اشاره خواهد شد، در این کار از هندسه جریان متمرکز، برای رانش جریان‌ها از پمپ‌های سرنگی و برای کنترل جریان از کنترل‌کننده PID استفاده شد.

---

1- Lee  
2 - Lin  
3- Hai Fu

# فصل سوم

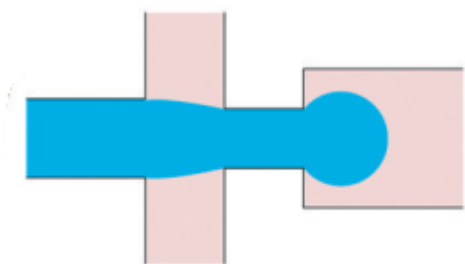
«تئوری مسئله»

### ۱-۳- فازها و جریان‌ها

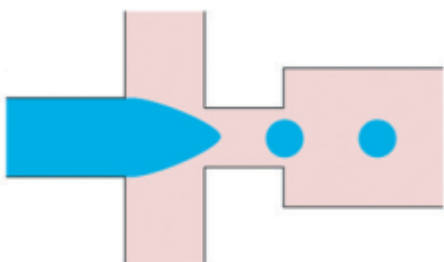
معمولاً برای ایجاد دبی موردنیاز از پمپ‌های سرنگی با دبی قابل کنترل استفاده می‌شود. باین حال واحدهای کنترل کننده فشار نیز برای رانش جریان استفاده می‌شود. به‌عنوان اولین تعریف در این مبحث به فازهای موجود اشاره می‌شود. همان‌طور که گفته شد جریان موردبررسی در این کار، جریانی دوفازی متشکل از یک‌فاز پیوسته<sup>۱</sup> و یک‌فاز گسسته<sup>۲</sup> است. فاز گسسته به سیالی گفته می‌شود که از منبع خود گسسته می‌شود و معمولاً به شکل قطره درمی‌آید. (می‌تواند به‌صورت جت باشد). فاز پیوسته نیز سیال دیگری است که فاز گسسته را در برمی‌گیرد و اتصال آن با منبعش قطع نمی‌شود. شکل‌گیری یک قطره از ناپایداری سیالات نشئت می‌گیرد. در شکل ۱-۳ انواع جریان‌هایی که امکان شکل‌گیری آن در یک دستگاه میکروسیالی وجود دارد، دیده می‌شود. در دستگاه‌های میکروسیالی ورود یک سیال مخلوط نشدنی در یک سیال دیگر منجر به تشکیل قطرات در یکی از حالت‌های شکل ۱-۳ می‌شود [۴۱]:

---

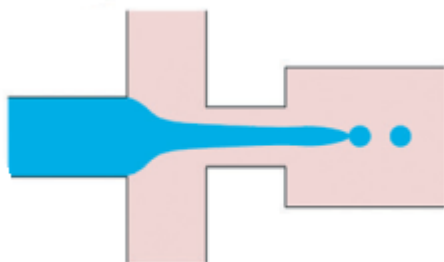
1- Continuous Phase  
2- Deseret Phase



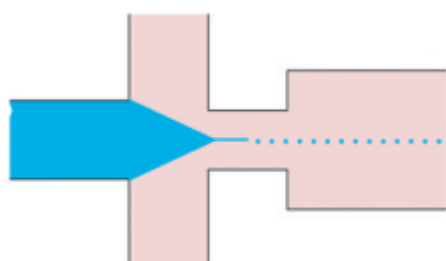
Squeezing  
(فشرده‌گی)



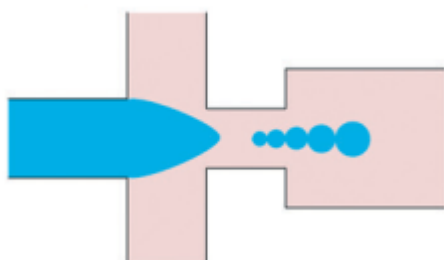
Dripping  
(چکه‌ای)



Jetting  
(جتی)



Tip-streaming



Tip-multi breaking

شکل ۳-۱- انواع جریان‌ها در میکروکانال

سازوکار تشکیل قطره در هر رژیم متفاوت بوده و تحت تأثیر برهم‌کنش نیروهای متفاوت شامل نیروهای بین سطحی، نیروی لزج، اینرسی و گرانشی است [۲۱]. در رژیم چکه‌ای نیروی اینرسی قابل چشم‌پوشی بوده و نیروی بین سطحی نیروی غالب است. نیروی بین سطحی تمایل دارد قطره‌ها را به عقب و به طرف روزنه نازل بکشد. تشکیل قطره زمانی شروع می‌شود که نیروی لزج از نیروی بین سطحی بیشتر شود و قطره‌ها در نزدیکی نازل شکل می‌گیرند [۴۲].

در رژیم جتی یک جت طولانی تشکیل شده و سرانجام این جت در پایین دست نازل گسسته شده و قطره‌قطره می‌شود. دو نوع جت ممکن است ایجاد شود، یکی جت عریض و دیگری باریک. جت باریک زمانی اتفاق می‌افتد که نیروی برشی فاز پیوسته غالب بوده و خیلی بزرگ‌تر از نیروی بین-سطحی باشد بنابراین یک جت باریک و طولانی از فاز گسسته تشکیل می‌شود که قطراتی کوچک از نوک آن جدا می‌شود [۴۲]. در جت عریض به علت آنکه سرعت فاز گسسته به‌طور نسبی بزرگ‌تر از فاز پیوسته است لذا اثر اینرسی مهم می‌شود. هنگامی که نیروی اینرسی فاز گسسته از نیروی بین‌سطحی بزرگ‌تر می‌شود، یک جت پهن‌شونده به‌سرعت شروع به شکل‌گیری می‌کند و در نهایت به قطرات بزرگ تبدیل می‌شود. فرآیند فشرده‌شدن<sup>۱</sup> در اثر مکانیزمی کاملاً متفاوت از حالت‌های دیگر رخ می‌دهد. در رژیم فشردگی، نیروی برشی که توسط فاز پیوسته اعمال می‌شود خیلی کمتر از نیروی بین‌سطحی بوده و از این رو قطره در حال شکل‌گیری رشد خود را حفظ کرده و تا زمانی که تقریباً تمام عرض کانال را پر کند به رشد خود ادامه می‌دهد. این روند باعث می‌شود مجرای فاز پیوسته که بین دیواره و سطح مشترک بین دو فاز قطره است کوچک‌شده باعث افزایش فشار فاز پیوسته در بالادست محل شکل‌گیری قطره شود. با توجه به نیروی فشاری روبه افزایش فاز پیوسته، فاز گسسته فشرده‌شده و تا زمانی که به شکل قطره گسسته شود این فشردگی ادامه می‌یابد. عامل ایجاد فرآیندهای دیگر، ناپایداری موینگی است درحالی‌که در حالت فشردگی پدیده Rayleigh-Plateau عامل است [۴۲]. در حالت‌های دیگر بریدگی قطرات در اثر ناپایداری موینگی است چراکه طبق اصل

---

1- squeezing



ترمودینامیکی، قانون کمترین انرژی سطح، نیروهای کشش سطحی به دنبال کم کردن مساحت سطح هستند. در این حالتها نیروهای سطحی و لزجت که باعث تغییر شکل سیال در سطوح تماس می‌شوند با نیروی کشش سطحی مقابله می‌کنند که در مقابل تغییر شکل مقاومت می‌کند. همین رقابت نیروهاست که باعث ایجاد حالت‌های مختلف برش جریان در فرآیند تشکیل قطره می‌شود.

## ۲-۳- اعداد بی بعد

حرکات سیالات با خواص متفاوت در جریان‌های میکرو نیز می‌تواند اتفاق بیفتد که به‌طور معمول با مقایسه اثرات فیزیکی مثل توازن نیرو، اتفاق می‌افتد. اعداد بی‌بعد غلبه‌ی اثرات مختلف نیروها نسبت به هم و تقابل جریان‌ها در فضای پارامتری را مشخص می‌کنند. به این صورت ویژگی‌های جریان بین دستگاه‌های مختلف را متحد می‌کنند. برای به‌دست آوردن اعداد بی‌بعد کلیدی برای مشخص کردن نحوه‌ی تشکیل قطره از معادلات حاکم برای محاسبات جریان‌های دوفازی میکروسیالات استفاده می‌کنیم.

جریان میکروی دوفازی مایع - مایع به‌خوبی توسط قضیه‌ی پیوستگی تعریف می‌شود [۲۳].

معادله‌ی پیوستگی تراکم‌ناپذیر برای هر دو فاز پیوسته و گسسته به‌صورت زیر است:

$$\nabla \cdot \mathbf{u}_s = 0 \quad (3-1)$$

که در آن  $\nabla$  نماد گرادینان،  $\mathbf{u}$  بردار سرعت و اندیس  $s$  برای نشان دادن فاز جریان است که یا پیوسته است که به‌جای آن باید  $c$  بگذاریم و یا گسسته است که به‌جای آن باید  $d$  بگذاریم. معادله مومنوم، همان معادله‌ی معروف ناویراستوکس برای سیالات تراکم‌ناپذیر به‌صورت زیر است:

$$\rho_s \frac{\partial \mathbf{u}_s}{\partial t} + \rho_s \mathbf{u}_s \cdot \nabla \mathbf{u}_s = -\nabla p_s + \eta_s \nabla^2 \mathbf{u}_s + \mathbf{f}_s \quad (3-2)$$

که در آن  $t$  زمان،  $\rho$  چگالی سیال،  $\mathbf{u}$  بردار سرعت،  $p$  فشار،  $\eta$  لزجت دینامیکی و  $\mathbf{f}$  بردار نیروهای حجمی نسبت به حجم است. سمت چپ معادله (۳-۲) تعریف شتاب اینرسی است که

ترکیبی است از شتاب وابسته به زمان و شتاب همرفتی درحالی که سمت راست آن دانسیته‌ی نیروها یعنی نسبت نیروها به حجم را نشان می‌دهد. ترم نیروهای حجمی نیز شامل نیروی گرانش، نیروی مغناطیسی و نیروی گریز از مرکز است.

$$\underbrace{\rho_s \frac{\partial \mathbf{u}_s}{\partial t} + \rho_s \mathbf{u}_s \cdot \nabla \mathbf{u}_s}_{\text{شتاب اینرسی}} = \underbrace{-\nabla p_s + \eta_s \nabla^2 \mathbf{u}_s + \mathbf{f}_s}_{\text{نیروها}}$$

شتاب  
همرفتی  
به زمان
ترم  
دیفیوژن

تشکیل قطره در دستگاه میکروسیال شامل شکل‌گیری و برش سطح تماس است. به همین منظور چند شرط مرزی سطحی باید تعریف شود. از میان آن‌ها، معادله (۳-۳) به‌عنوان اولین شرط مرزی از پیوستگی مؤلفه عمودی سرعت در سطح مشترک دو سیال به دست می‌آید:

$$\mathbf{u}_d \cdot \mathbf{n} = \mathbf{u}_c \cdot \mathbf{n} \quad (3-3)$$

که در آن  $\mathbf{n}$  نشان‌دهنده بردار یکه عمود بر سطح مشترک و به سمت بیرون است. معادله (۳-۳) از پیوسته بودن مؤلفه مماسی تنش برشی ویسکوز به دست می‌آید و اختلاف تنش عمودی بین فاز پیوسته و فاز گسسته نیز باید با فشار مویینگی موازنه شود که معادله (۳-۵) را نتیجه می‌دهد.

$$\boldsymbol{\sigma}_d \cdot \mathbf{t} = \boldsymbol{\sigma}_c \cdot \mathbf{t} \quad (3-4)$$

$$\mathbf{T}_d \cdot \mathbf{n} - \mathbf{T}_c \cdot \mathbf{n} = -\gamma \boldsymbol{\kappa} \quad (3-5)$$

$$\mathbf{T}_s = -p_s \mathbf{I} + \boldsymbol{\sigma}_s \quad (3-6)$$

$$\boldsymbol{\kappa} = R_1^{-1} + R_2^{-1} \quad (3-7)$$

که  $\mathbf{t}$  بردار یکه مماس بر سطح مشترک،  $\mathbf{T}$  تانسور تنش که شامل فشار و تنش ویسکوز است.  $\mathbf{I}$  ماتریس همانی،  $\gamma$  نشان‌دهنده‌ی کشش سطحی و  $R$  شعاع انحنای سطح مشترک است. معادلاتی که

بیان شد ۴ نیروی حاکم بر فرآیند تولید قطره را بیان می‌کند: نیروی اینرسی، نیروی ویسکوزیته، نیروی گرانش و نیروی موینگی [۴۳]. برای مقایسه‌ی اهمیت نسبی نیروها، آن‌ها به صورت تنش یا همان فشار (نسبت نیرو به سطح) نوشته می‌شوند تا بتوان براساس فشار به نتایجی با مقیاس‌های برابر و ساده‌تر رسید. اگر حجمی از سیال در نظر گرفته شود و موارد زیر برای آن تعریف شود. به تعداد زیادی اعداد بی بعد می‌توان رسید که در مطالعه‌ی فرآیند تشکیل قطره بسیار مهم هستند. در اینجا  $L$  طول مشخصه است.

$f_i \sim \rho_s u_s^2$	تنش اینرسی
$f_g \sim \rho_s g L$	گرانش
$f_v \sim \eta_s u_s / L$	تنش ویسکوز
$f_\gamma \sim \gamma / L$	فشار موینگی

عدد رینولدز ( $Re$ ) نسبت نیروی اینرسی به نیروی ویسکوز را نشان می‌دهد که در جریان میکروسیالات معمولاً بین  $10^{-6}$  و  $0.1$  است. بنابراین تنش ویسکوز بر نیروی اینرسی تسلط دارد. به همین خاطر به طور معمول جریان میکروسیالی آرام است. برای جریانات سطحی که مربوط به تشکیل قطره است، عدد رینولدز به ندرت استفاده دارد.

در فرآیند تشکیل قطره سه گام اصلی به طور معمول طی می‌شود [۲۱]:

اول برخورد دو فاز پیوسته و گسسته‌ی سیالات در محل تلاقی کانال‌ها و ایجاد سطح تماس مخلوط نشدنی، دوم یک تغییر شکل بزرگ در سطح تماس به حالتی ناپایدار و نهایتاً در مرحله سوم این سطح مشترک ناپایدار خودبه‌خود خرد شده و به قطرات جدا از هم متلاشی می‌شود. نیروی کشش سطحی نقشی اساسی را در تشکیل قطره‌ها بازی می‌کند. در نتیجه تمرکز بیشتر بر اعداد بی بعدی است که میزان اهمیت کشش سطحی را نسبت به سه نیروی دیگر مشخص می‌کنند. از میان آن‌ها مهم‌ترین‌شان عدد موینگی<sup>۱</sup> است که نسبت تنش ویسکوز به فشار موینگی را مشخص می‌کند.

---

1- Capillary number

تنش اینرسی به‌طور مستقیم به بُعد طول دستگاه یعنی  $L$  بستگی ندارد و کوچک کردن بُعد طول دستگاه اثر تنش ویسکوز و فشار مویینگی را افزایش می‌دهد و اثر نیروی گرانش را کاهش می‌دهد. پس اگر  $L$  به اندازه کافی کوچک باشد نیروهای مویینگی و ویسکوز بر دوتای دیگر غلبه پیدا می‌کنند. این ویژگی‌ها عدد مویینگی را به پرکاربردترین عدد بی‌بعد برای مشخص کردن مشخصات شکل‌گیری قطره تبدیل می‌کند. در جریان‌های میکرو  $Ca$  معمولاً بین  $10^{-3}$  تا  $10$  است.

اگرچه اینرسی سیال در بیشتر جریان‌های میکروسیالات قابل چشم‌پوشی است ولی می‌تواند در برخی موارد مثل تشکیل جت سیال [۴۴] و حباب‌های غیرخطی [۴۵] در سرعت بالا یا در حوالی تشکیل قطره یا حباب مهم باشد. نسبت نیروی اینرسی به مویینگی، عدد وبر ( $We$ ) را نتیجه می‌دهد. برای بیشتر جریان‌های میکرو سیالی  $We < 1$  است.

از نسبت نیروهای گرانش و مویینگی عدد باند<sup>۱</sup> به دست می‌آید که در آن  $\Delta\rho$  اختلاف چگالی دو فاز است. به‌طور معمول  $\Delta\rho$  و  $L$  برای جریان‌های میکروی مایع-مایع کوچک هستند به همین خاطر عدد باند در تشکیل قطره بسیار کوچک‌تر از یک است. ( $Bo \ll 1$ )

دو عدد بی‌بعد دیگر نیز مهم می‌باشند که یکی نسبت ویسکوزیته‌ها،  $\lambda$  و دیگری نسبت دبی‌ها  $\phi$  است. این اعداد بی‌بعد در جدول ۳-۱ آورده شده‌اند.

---

1- Bond number

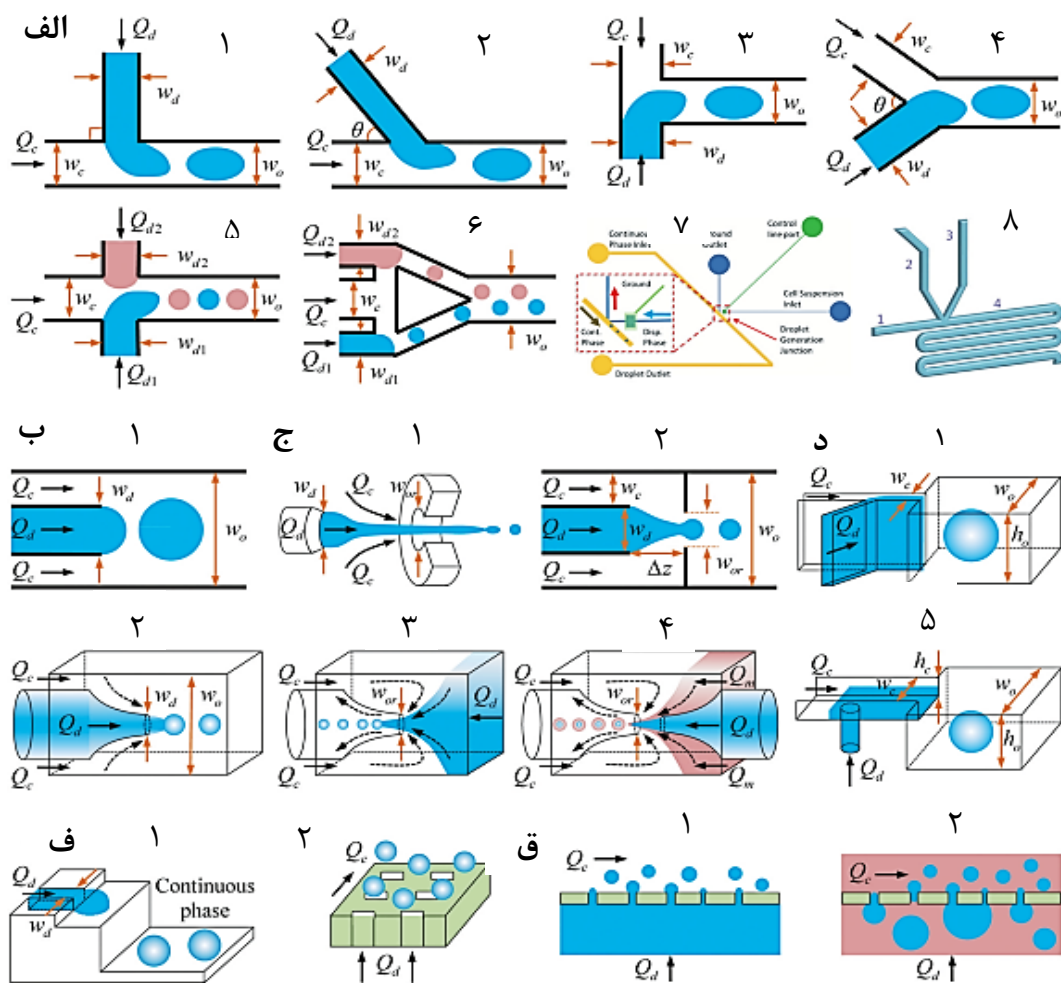
جدول ۳-۱- اعداد بی بعد مؤثر در ایجاد جریان های مختلف در میکروکانال

نماد	نام	فرمول	مفهوم فیزیکی
<b>Re</b>	عدد رینولدز	$Re = \frac{\rho u L}{\eta}$	نیروی اینرسی / نیروی ویسکوزیته
<b>Ca</b>	عدد کاپیلاری	$Ca = \frac{\eta u}{\gamma}$	نیروی ویسکوز / نیروی کشش سطحی
<b>We</b>	عدد وبر	$We = \frac{\rho u^2 L}{\gamma}$	نیروی اینرسی / نیروی کشش سطحی
<b>Bo</b>	عدد باند	$Bo = \frac{\Delta \rho g L^2}{\gamma}$	نیروی حجمی / نیروی کشش سطحی
$\lambda$	نسبت ویسکوزیته	$\lambda = \frac{\eta_d}{\eta_c}$	لزجت فاز گسسته / لزجت فاز پیوسته
$\varphi$	نسبت دبی	$\varphi = \frac{Q_d}{Q_c}$	دبی فاز گسسته / دبی فاز پیوسته

## ۳-۳- انواع میکروکانال

کانال میکروسیال، مرزی را برای جریان میکرو فراهم می‌کند لذا هندسه‌ی این مرزها می‌توانند بر تشکیل قطره‌ها تأثیرگذار باشند. هندسه‌های معمول کانال که در تولید قطره استفاده می‌شوند در شکل ۳-۲ نمایش داده شده‌اند. در میان آن‌ها برخی برای برش قطره از نیروی برشی ویسکوز استفاده می‌کنند. سه مورد از پرکاربردترین آن‌ها هندسه‌ی هم‌جریان<sup>۱</sup>، جریان متقابل<sup>۲</sup> و جریان متمرکز<sup>۳</sup> می‌باشند و موارد دیگر که از هندسه‌های مختلف در جهت تولید امولسیون‌ها استفاده می‌کنند. از جمله امولسیون‌سازی مرحله‌ای<sup>۴</sup>، امولسیون‌سازی در میکروکانال<sup>۵</sup> و امولسیون‌سازی غشایی<sup>۶</sup>. در اینجا در مورد ویژگی‌ها، بهبودها و تنوع و تفاوت‌های ساخت و فرکانس تولید قطره‌ها و سایز قطرات آن‌ها در هر یک از هندسه‌ها توضیح داده می‌شود.

- 
- 1- Co-flow-
  - 2- Cross-flow
  - 3- Flow-focusing
  - 4- Step emulsification
  - 5- Microchannel emulsification
  - 6- Membrane emulsification



شکل ۳-۲- انواع هندسه‌های کانال [۴۱]

### ۳-۳-۱- هندسه جریان متقابل

هندسه جریان متقابل به هندسه‌ای گفته می‌شود که دو فاز در زاویه‌ی  $0 < \theta \leq 180^\circ$  به هم دیگر می‌رسند (شکل ۳-۲-الف) [۴۶]. در میکروسیالات ساختمان جریان متقابل معمولاً به صورت هندسه T شکل به کار گرفته می‌شود ( $\theta = 90^\circ$ ) (شکل ۳-۲-الف-۱). هندسه T شکل اولین بار توسط آقای تورسن<sup>۱</sup> و همکارانش برای تولید قطره‌ی آب در محیط روغن در فشار کنترل شده و جریان آرام، معرفی شد. [۴۷] این هندسه به خاطر سادگی و توانایی بالای آن در تولید قطرات تکی به طور وسیعی مورد استفاده قرار گرفت. نسبت انحراف معیار به میانگین شعاع قطره که با عنوان ضریب تغییرات (CV)

1- Thorsen

شناخته می‌شود. برای این هندسه معمولاً CV کمتر از ۰.۲٪ است [۴۸]. برخلاف حالتی که در شکل ۳-۲ نشان داده شده است؛ یعنی فاز پیوسته در کانال اصلی و فاز گسسته در کانال جانبی قرار دارد، خلاف آن نیز استفاده می‌شود [۴۹] [۵۰]. هندسه T شکل علاوه بر تولید قطره برای کاربردهای دیگر در تحقیقات جدید برای ساخت شیرهای میکرو [۵۱] و محرک‌های میکرو [۵۲] مورد استفاده قرار گرفته است. انواع مختلفی از هندسه‌های T شکل تاکنون مطالعه شده است. هندسه‌های T شکل دیگری با زوایای  $\theta$  دلخواه برای تحت تأثیر قرار دادن فرآیند برش جریان [۵۳] و تشکیل قطره [۵۴] مورد مطالعه قرار گرفته است. یک نوع دیگر از هندسه T شکل، دستگاه سربه‌سر<sup>۱</sup> است که دو فاز از طریق دو کانال مستقیم در خلاف جهت هم حرکت می‌کنند (شکل ۳-۲-الف-۳) [۵۵]. همین هندسه اگر به صورت Y با زاویه‌ی کمتر از ۱۸۰ درجه اجرا شود هندسه Y شکل حاصل می‌شود (شکل ۳-۲-الف-۴) [۵۶]. یک هندسه T شکل با ساختار ساده‌ی بالا نمی‌تواند در برخی از کاربردها الزامات ویژه‌ای را ارائه دهد مثلاً برای انجام واکنش‌های شیمیایی با ادغام دو قطره که حاوی واکنش‌گرهای متفاوت هستند و یا نشانه‌گذاری یک قطره‌ی هدف با یک قطره‌ی دیگر [۵۷] زمانی که نیاز است تا یک جفت قطره در کانال تولید شود. یک هندسه T شکل دوتایی برای تولید جفت قطره توسط آقای ژنگ<sup>۲</sup> و همکاران معرفی شد (شکل ۳-۲-الف-۵) [۵۷]. همچنین یک هندسه T شکل با کانال‌های دوتایی موازی که برای تولید جفت قطره طراحی شده است به‌منظور تنظیم نسبت سایز قطره‌های ساخته شده است (شکل ۳-۲-الف-۶) [۵۸]. در کاربردهای بیولوژیکی و شیمیایی معمولاً به سایز، فرکانس و ترکیب خاصی از قطرات نیاز است. برای رسیدن به این هدف هندسه‌های K شکل و V شکل نیز که در شکل ۳-۲-الف-۷ و ۸ دیده می‌شود معرفی شدند [۵۹] [۶۰].

---

1- Head-on device

2- Zheng



## ۲-۳-۳- هندسه هم جریان

در هندسه هم جریان فازهای پیوسته و گسسته در جریان‌های موازی به هم می‌رسند (شکل ۴-ب). در جریان‌های مایع - مایع هندسه هم جریان اولین بار توسط آقای آمبانهاور<sup>۱</sup> [۶۱] معرفی شد. پیکربندی هم جریان هم می‌تواند صفحه‌ای یا دوبعدی (شکل ۱-ب) و هم ۳ بعدی یا هم محور باشد (شکل ۲-۳-ب-۲). پراکندگی قطرات در هندسه هم جریان بستگی به شرایط جریان دارد. معمولاً سائز قطره‌ها از ابعاد کانال بزرگ‌تر هستند.

## ۳-۳-۳- هندسه جریان متمرکز

برای تولید قطرات کوچک‌تر پیشنهاد می‌شود از دستگاه جریان متمرکز استفاده شود. 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 (شکل ۲-۳-ج). همچون هندسه‌ی هم جریان، هندسه جریان متمرکز نیز می‌تواند در دودسته قرار گیرد یکی محورمقارن<sup>۲</sup> ۳ بعدی (شکل ۲-۳-ج-۱) [۶۲] و دیگری شبه ۲ بعدی صفحه‌ای (شکل ۲-۳-ج-۲) [۴۶]. آقای کالوو<sup>۳</sup> اولین کسی بود که قطرات میکرو را با استفاده از این هندسه در محیط گازی تولید کرد [۶۲]. بعد از او در سال ۲۰۰۳ آننا<sup>۴</sup> و همکاران برای اولین بار از هندسه جریان متمرکز برای فازهای مایع-مایع استفاده کردند [۶۳]. در مقایسه با جریان متمرکز صفحه‌ای، نوع ۳ بعدی آن مشکل تر شدن دیواره کانال با فاز گسسته را ندارد و همین امر باعث تولید قطرات یکنواخت‌تر با توان بالاتر می‌شود [۶۴] [۶۵]. شاخه‌ای دیگر از هندسه جریان متمرکز دستگاه میکرومویینگی<sup>۴</sup> است (شکل ۲-۳-ج-۳) که در آن دو فاز در خلاف جهت هم، جریان می‌یابند و در یک نازل باریک به هم می‌رسند. سپس با فشرده شدن در این قسمت قطرات یکنواخت فاز گسسته تولید می‌شوند [۶۶].

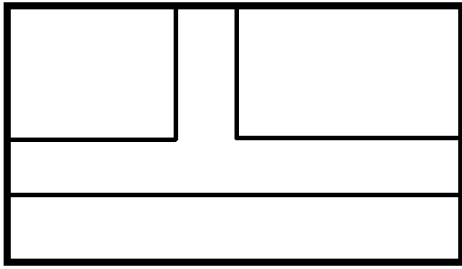
---

1- Umbanhowar  
2- Gañán-Calvo  
3 - Anna  
4- Micro capillary

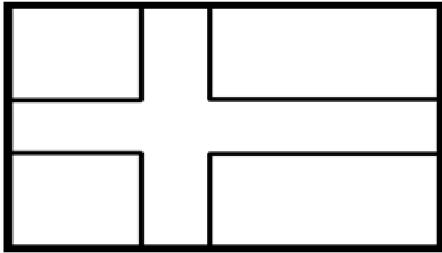
پیکربندی‌های دیگر که پیش‌تر نام آن‌ها برده شد شامل امولسیون‌سازی گام‌به‌گام (شکل ۳-۲-۳-۲-د)، امولسیون‌سازی میکروکانالی (شکل ۳-۲-۳-ف) و امولسیون‌سازی غشایی (شکل ۳-۲-۳-ق) به‌منظور آشنایی در شکل آورده شده است. برای آشنایی مبسوط‌تر با آن به مرجع مربوطه مراجعه شود [۴۱]. اگر بخواهیم در این مبحث به یک جمع‌بندی مختصر برسیم می‌توان گفت دو هندسه‌ی کانال که بیشترین استفاده را در تولید منفعل قطره دارند کانال‌های T شکل<sup>۱</sup> [۴۷][۶۷][۶۸] و جریان‌متمرکز<sup>۲</sup> [۶۹][۶۲] هستند که در شکل ۳-۳ نشان داده شده‌اند. کانال‌های جریان‌متمرکز با عنوان جریان‌مقاطع نیز شناخته می‌شوند که دو نوع صفحه‌ای و محوری [۷۰] دارند. همچنین نوع دیگری از این نوع هندسه وجود دارد که قطره‌ها را به یک کانال خیلی بزرگ‌تر یا یک محیط باز هدایت می‌کند [۶۲]. در هر دو پیکربندی تشکیل قطره می‌تواند به‌صورت منفعل با تغییر دبی جریان‌ها یا تغییر فشار آن‌ها انجام شود [۱].

---

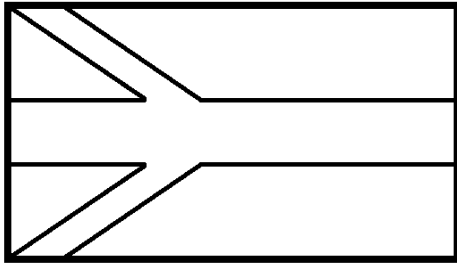
1- T-Junction  
2- Flow Focusing



هندسه T شکل



جریان متقاطع یا متمرکز صفحه‌ای



جریان متقاطع یا متمرکز محوری

شکل ۳-۳- هندسه کانال‌هایی که بیشتر مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

در کار پیش رو از کانالی با هندسه‌ی جریان متمرکز<sup>۱</sup> صفحه‌ای استفاده شده است. محاسن این هندسه برای تولید قطره پیش از این ذکر شد. در فصل بعدی به روش ساخت آن و نمایی از کانال ساخته‌شده اشاره خواهد شد.

# فصل چهارم

«ستاپ آزمایشگاهی»

## ۱-۴- مقدمه

در سال‌های اخیر توسعه دستگاه‌های میکروسیالی مبتنی بر فناوری MEMS توجه دانشمندان و صنعتگران زیادی را به خود جلب کرده است. پیشرفت‌های اخیر در ساخت میکروکانال 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 [۷۱]. از این رو اخیراً راه‌های دیگری با استفاده از پلیمرهای ارگانیک ارائه شده است. آقای رنالد<sup>۱</sup> و همکارانش [۷۲] از پلیمر حساس به نور SU-8 برای ساخت کانال استفاده کرد. یک پلیمر دیگر نیز یعنی پلی‌دی‌متیل‌سیلوکسان<sup>۲</sup> توجهات بسیار زیادی را به خود در زمینه میکروسیالات جلب کرده است. فناوری قالب‌بندی میکروی PDMS توسط گروه‌های زیادی مورد استفاده قرار گرفته است. برخلاف دیگر مواد مورد استفاده در ساخت کانال مثل سیلیکون و شیشه، PDMS از لحاظ اقتصادی مناسب‌تر است. فرآیند قالب‌بندی میکرو در مقایسه با روش‌های دیگر مثل قلمکاری<sup>۳</sup> و جوش‌دادن<sup>۴</sup> راحت‌تر و سریع‌تر است. مزایای اصلی PDMS چسبیدن راحت، خصوصیات نوری آن یعنی شفافیت آن و نفوذ ناپذیری آن در برابر گازها برای برخی از کاربردهای بیولوژیکی است. از این رو PDMS بخصوص برای نمونه‌سازی و آزمایش‌های میکروسیالی مناسب است [۷۱].

---

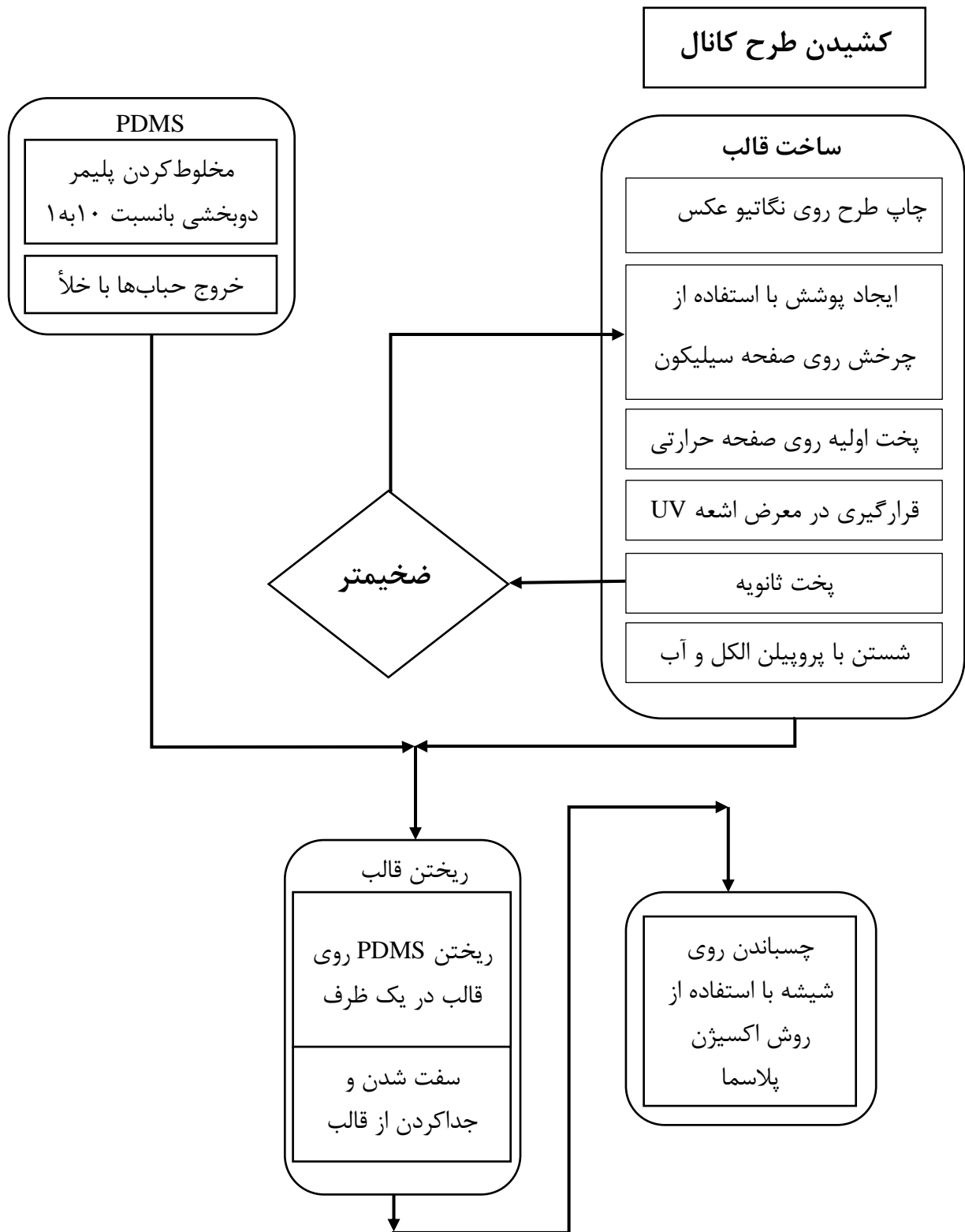
1- Renauld  
2- PolyDiMethylSiloxane (PDMS)  
3- Etching  
4- Bonding

## ۲-۴- مراحل ساخت کانال

در کار پیش رو برای ساخت کانال از پلیمر PDMS استفاده شد. برای ساخت آن از روش پیشنهاد شده توسط آقای فرند<sup>۱</sup> و همکارش [۷۳] استفاده شد؛ که مراحل آن در شکل ۱-۴ نمایش داده شده است. برای ساخت قالب از روش فتولیتوگرافی<sup>۲</sup> استفاده شده است. در اولین مرحله طراحی پیکربندی کانال که هندسه جریان متمرکز شبه دویعدی بود انجام شد، سپس این طرح بر روی یک عکس نگاتیو که مانع عبور نور UV است چاپ شد. بدین ترتیب ماسک مورد نیاز آماده شد. پس از آن بر روی یک صفحه سیلیکونی<sup>۳</sup> با پلیمر حساس به نور SU-8 با روش پوشش چرخشی<sup>۴</sup> به مدت ۱۵ ثانیه با سرعت ۵۰۰ دور بر دقیقه برای صاف شدن سطح آن و نهایتاً چرخش با سرعت ۱۲۵۰ دور بر دقیقه برای مدت ۳۰ ثانیه برای ایجاد ضخامت ۲۰۰ میکرومتر، پوششی ایجاد شد و سپس روی یک صفحه گرمکن با دمای ۹۰ درجه سانتی‌گراد و زمان یک ساعت حرارت داده شد. پس از آن ماسک روی این پوشش ایجاد شده قرار گرفت و در معرض اشعه UV با طول موج ۳۵۰ تا ۴۰۰ نانومتر قرار داده شد. پس از آن دوباره ماسک جدا شده و مجموعه در معرض حرارت ۹۰ درجه به مدت ۱۵ دقیقه قرار داده و در مرحله آخر آماده شدن، قالب با حلال مناسب یعنی پروپیلن الکل و آب مقطر شست و شو داده شد.

---

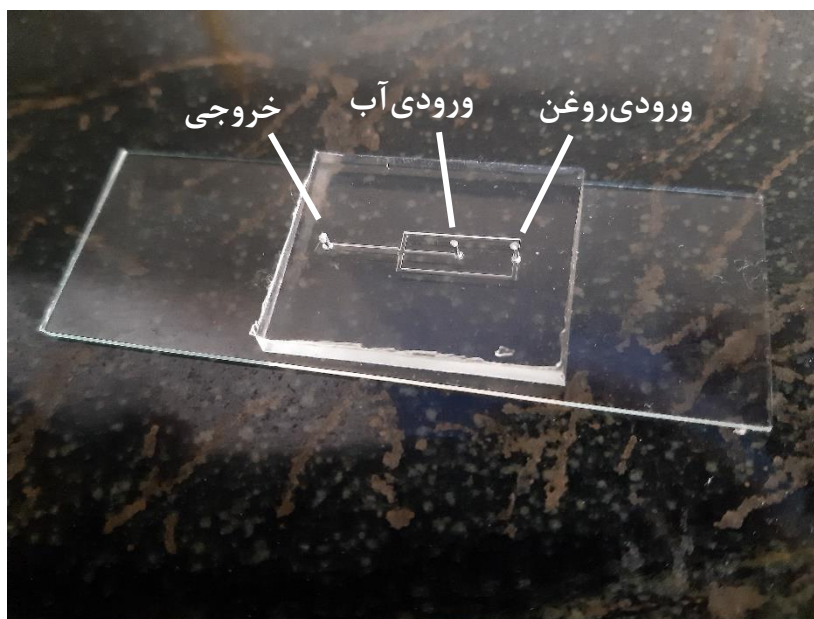
1- James Friend  
2- Photolithography  
3- Silicone wafer  
4- Spin-coat



شکل ۴-۱- مراحل ساخت میکروکانال [۷۳]



انتخاب PDMS برای این کار ماده‌ی دوبخشی Dow and Corning's Sylgard 184 است که با نسبت ۱۰ به ۱ مخلوط می‌شوند و به‌منظور جداکردن گازها و حباب‌های داخل آن از یک محیط خلأ استفاده شد. پس از جدا شدن حباب‌ها، قالب درون ظرفی تمیز قرار گرفته و مخلوط PDMS روی آن ریخته می‌شود و برای سفت‌شدن به مدت ۲۴ ساعت در آون در دمای ۷۰ درجه سانتی‌گراد قرار می‌گیرد. درنهایت چیپ از قالب جدا شده و برش داده می‌شود. برای چسباندن PDMS روی شیشه، چیپ به مدت ۱۰ دقیقه در معرض اکسیژن پلاسما قرار داده شده و در سریع‌ترین زمان ممکن روی شیشه چسبیده شد؛ و بدین ترتیب ساخت میکروکانال به پایان رسید [۷۳]. نمایی از کانال ساخته‌شده در شکل ۲-۴ نمایش داده‌شده است.

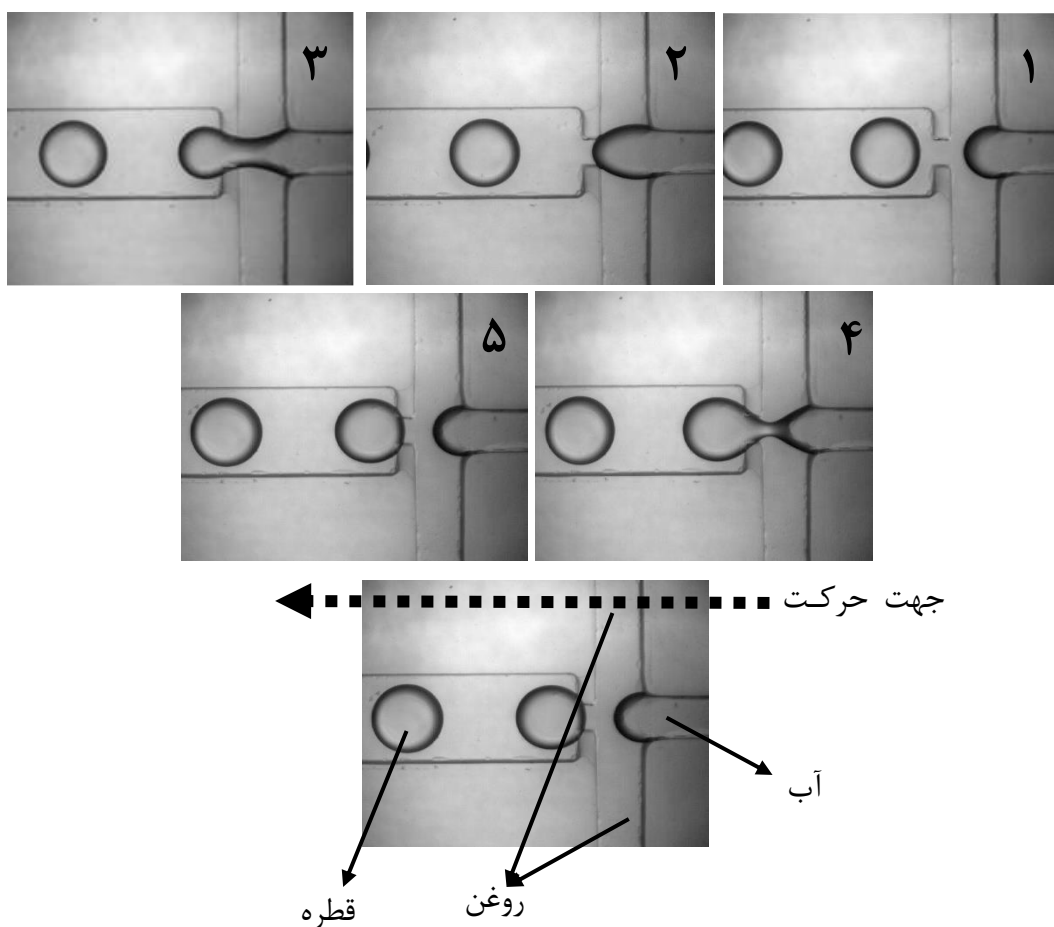


شکل ۲-۴- نمایی از کانال ساخته‌شده

همان‌طور که در شکل ۲-۴ دیده می‌شود کانال ساخته‌شده دارای هندسه جریان‌متمرکز و سه کانال برای عبور سیال است. به‌ترتیب از سمت راست تصویر، کانال ورودی فاز پیوسته که در این کار روغن است. کانال بعدی ورودی فاز گسسته که در این کار آب دوبار تقطیر است و در نهایت کانال خروجی که محل تشکیل و عبور قطره‌ها در یک جریان دوفازی آب و روغن است.

### ۳-۴- سیالات استفاده شده

سیالات مورد استفاده روغن پارافین با ویسکوزیته دینامیکی ۱۵ سانتی استوک در دمای ۴۰ درجه سانتی گراد و چگالی ۰.۸۵ گرم بر میلی لیتر به عنوان فاز پیوسته و آب دوبار تقطیر نیز به عنوان فاز گسسته می باشند. کشش سطحی بین آب و پارافین مورد استفاده حدود ۱۰ میلی نیوتون بر متر است. همه خصوصیات سیالات در دمای اتاق می توانند ثابت فرض شوند. در شکل ۳-۴ مراحل تشکیل قطره نمایش داده شده است.



شکل ۳-۴- نمایش مراحل تشکیل قطره

## ۴-۴- به دست آوردن سایز قطره‌ها

### ۴-۴-۱- مقدمه

روش‌های تحلیل کمی جریان مثل سرعت سنجی تصویری ذرات، به‌طورمعمول در آزمایش‌های دینامیک سیالات برای جریان‌های پایا و گذرا استفاده می‌شود. در یکی از این آزمایش‌ها ذرات فلورسنت درون جریان پراکنده و با یک لیزر روشن می‌شوند، دو تصویر متوالی توسط یک دوربین پرسرعت گرفته می‌شود تا بتواند سرعت ذره را اندازه‌گیری کند. هنگامی که این روش وارد عرصه میکروسیالات شد به آن میکرو سرعت‌سنجی<sup>۱</sup> گفته شد [۷۴]. اگرچه روش micro-PIV روش مناسبی برای تحلیل جریان بود، یک نیاز جدید در عرصه میکروسیالات یعنی دنبال کردن تعداد زیادی پارامترهای قطرات مثل قطر، سرعت، شکل و . . . برای هر قطره به‌طور جداگانه به وجود آمد. گروه اسوان<sup>۲</sup> [۷۵] قطرات حاوی سلول را با استفاده از تغییرات موقتی سایز قطرات تشخیص دادند. آقای باسو<sup>۳</sup> [۱۷] یک برنامه پردازش ویدئو را ارائه کرد که در مقایسه با کارهای دیگر که پردازش یک تصویر بود، در این روش آن‌ها توانستند یک قطره را در فریم‌های متوالی دنبال کنند که به همین دلیل نام پردازش ویدئو به آن اطلاق شد. آن‌ها روشی را با نام ظاهرسنجی و سرعت‌سنجی قطره<sup>۴</sup> (DMV) معرفی کردند. روش آن‌ها شامل ۸ مرحله مطابق شکل ۴-۴ 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

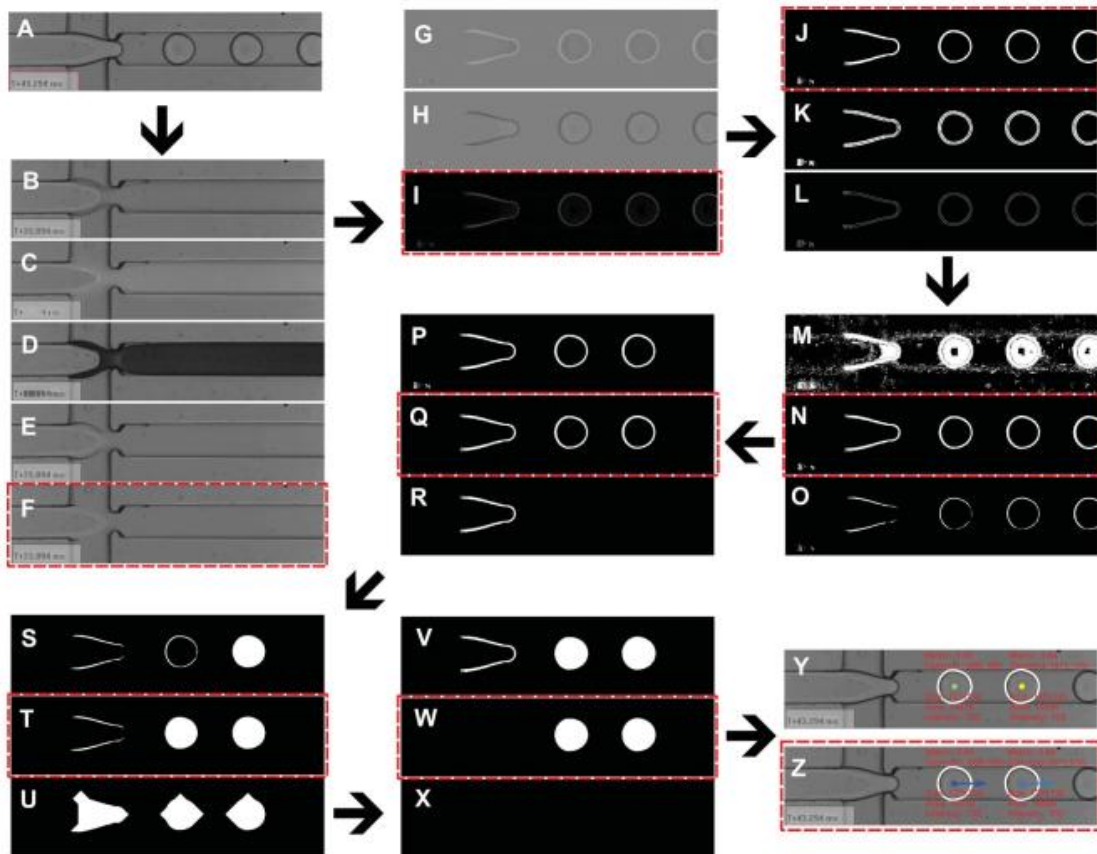
---

1- Micro particle image velocimetry (micro-PIV)

2- Svahn

3- Amar S. Basu

4- Droplet morphometry and velocimetry



شکل ۴-۴- مراحل انجام پردازش تصویر و استخراج خصوصیات [۱۷]

مطالعه مشخصات قطره در جریان‌ها و شرایط خارجی متفاوت به تعداد بسیار زیادی آزمایش و تکرار آن‌ها نیاز دارد. معمولاً ده‌ها یا حتی صدها آزمون باید انجام شود تا بتوان به یک نتیجه منحصر به فرد رسید. با روش مرسوم قبلی این آزمایش‌ها می‌توانند روزها و یا حتی ماه‌ها زمان ببرند تا به نتیجه‌ی مطلوب برسند. با توجه به این موضوع روش اخیر روشی عملی نیست. به‌منظور اینکه فرآیند تحلیل جریان پربازده و عملی باشد آقای چونگ<sup>۱</sup> و همکارانش [۷۶] سه مشکل را که مانعی برای دستیابی به سنجش‌های سریع قطره‌ها است نشان دادند. اول استخراج تصویر زمینه، دوم پیدا کردن مقدار آستانه برای فیلتر کردن نتایج و سوم دنبال کردن قطرات به همراه کد موردنظر هر قطره با توجه به سرعت آن. یک روش مؤثر برای پیدا کردن تصویر زمینه باید دارای این ویژگی‌ها باشد:

۱- متناسب با مشخصات حرکت قطرات باشد.

۲- برای دیگر محیط‌ها و شرایط متناسب باشد.

خودکارسازی تشخیص مقدار آستانه برای باینری کردن تصویر، دومین مشکل را برطرف می‌کند. به‌منظور دستیابی به سرعت پردازش بیشتر و برطرف نمودن دیگر کاستی‌های کار اخیر، آقای چونگ<sup>۱</sup> و همکارانش [۷۶] نرم‌افزاری را با نام اندازه‌گیری خودکار قطره<sup>۲</sup> (ADM) برای اندازه‌گیری پارامترهای موردنیاز قطره معرفی کردند.

روش DMV توسط آقای باسو<sup>۳</sup> 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، OpenCV نیز کتابخانه دیگری برای کار پردازش تصویر است که در برنامه‌ی C نوشته‌شده و کارایی آن با پردازنده‌های چند هسته‌ای بهبود داده شده است. روش ADM به خاطر منظورکردن قانون تمایز حساس‌تر از روش DMV دقیق‌تر است. یک قطره تنها زمانی شمرده می‌شود که از نوک جریان جدا و در ناحیه‌ی موردنظر ظاهر شود. این روش برای جلوگیری از شمرده‌شدن چندباره قطره‌ها مناسب است [۷۶].

#### ۲-۴-۴- برنامه پردازش تصویر

آنچه در این تحقیق لازم است تنها یافتن قطر قطرات است. فریم اولیه از دوربین پرسرعت متصل به میکروسکوپ گرفته می‌شود، برش<sup>۴</sup> تصویر به‌گونه‌ای انجام می‌شود که تنها یک قطره کامل در تصویر حاصل جای بگیرد و ارتفاع آن برابر عرض کانال باشد. تصویر باینری می‌شود و درعین حال با استفاده از روش پیدا کردن لبه‌ها، لبه‌های قطره پیدا و با در نظر گرفتن یک مقدار آستانه‌ی مناسب، اجزای اضافی تصویر حذف می‌شوند و نهایتاً قطر پیکسلی پیدا شده و با یک تناسب به قطر برحسب میکرومتر تبدیل می‌شود. مراحل پردازش تصویر در شکل ۴-۵ آورده شده است.

---

1- Zhuang Zhi Chong

2- Automated Droplet Measurement

3- Basu

4- Crop

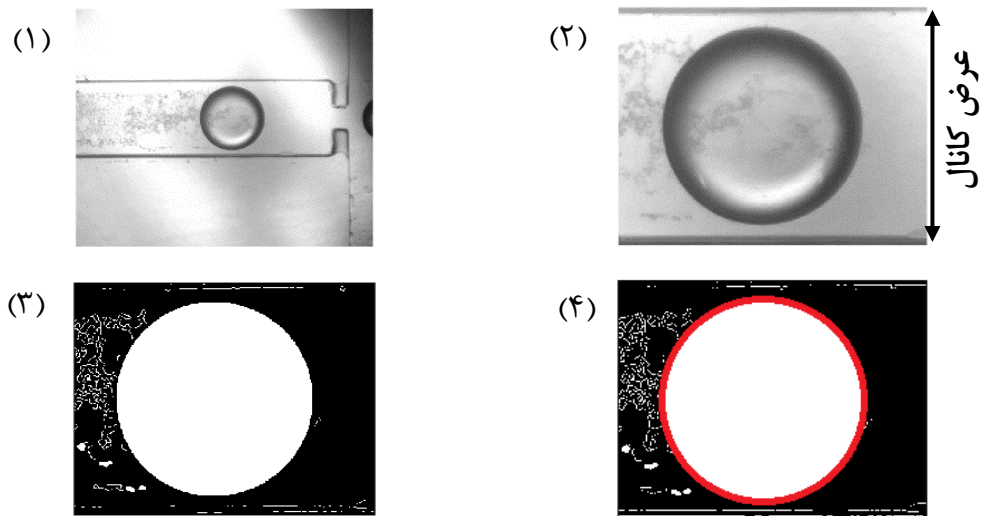
۱- دریافت تصویر

۲- برش تصویر

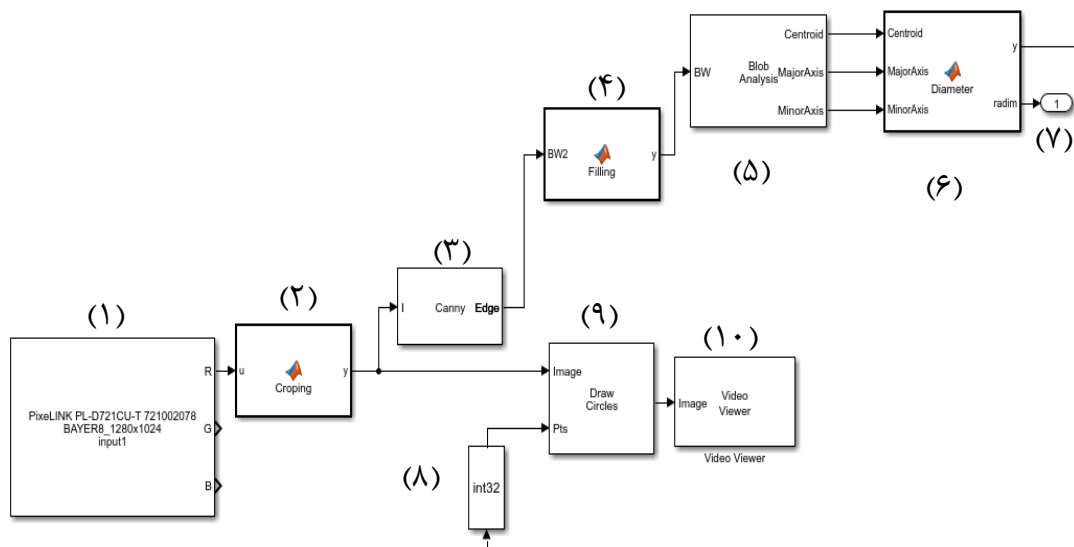
۳- باینری کردن

۴- تشخیص قطره

۵- استخراج مشخصات قطره (سایز قطره)



شکل ۴-۵- مراحل انجام پردازش تصویر. (۱) دریافت تصویر (۲) برش تصویر (۳) باینری کردن تصویر (۴) تشخیص قطره



شکل ۴-۶- جزئیات برنامه پردازش تصویر

برنامه پردازش تصویر که در برنامه سیمولینک متلب نوشته شده است در شکل ۴-۶ نشان داده شده است. هر یک از مراحل به ترتیب شماره گذاری در ادامه توضیح داده می شوند.

(۱) با نصب درایور PixelLINK که درایور میکروسکوپ دیجیتال است، دوربین آماده ی بهره برداری می شود. بدین منظور با استفاده از بلوک Video device خروجی میکروسکوپ به سیمولینک متصل می گردد.

(۲) از آنجایی که میکروسکوپ دیجیتال دارای کیفیت بالا با رنگ بندی چند کاناله است حجم عکس های ارسالی از آن بسیار زیاد بوده که این امر سرعت پردازش را پایین می آورد. برای برطرف کردن این مشکل، همانطور که در شکل ۴-۶ دیده می شود تنها از یک کانال رنگ (R) استفاده شده است. این تصویر با ورود به مرحله (۲) به ابعاد مورد نظر برش داده می شود. برش مورد نیاز در بخش ۴-۴-۲ توضیح داده شد.

(۳) در این مرحله تصویر برش خورده با استفاده از فیلتر Canny و مقدار آستانه  $\sqrt{2}$  باینری می شود. با این فیلتر خیلی از نویزهای تصویر که مورد نظر نیستند از بین می روند و تنها مرزهای برجسته تر که مدنظر است، باقی می ماند.

(۴) فضاهای بسته ی تصویر باینری شده با ورود به مرحله ۴ با استفاده از یک تابع با رنگ سفید پر می شوند.

(۵) در این مرحله هر یک از نواحی سفید رنگ یک قطره تشخیص داده می شود. این درحالیست که در هر تصویر تنها یک قطره وجود دارد. برای اینکه اجزای اضافی تصویر به عنوان قطره شناخته نشوند یک میزان آستانه برای مساحت قطره در نظر گرفته شده تا اجزای کوچکتر حذف شوند و تنها یک فضای بزرگ سفید رنگ به عنوان قطره شناخته شود.

(۶) در این مرحله قطر و مرکز قطره تشخیص داده می شود. اما باید توجه کرد که این قطر بر حسب تعداد پیکسل است و باید به میکرومتر تبدیل شود. برای این کار ارتفاع تصویر برش خورده برابر با عرض کانال یعنی ۳۰۰ میکرومتر قرار داده می شود. در این صورت با

یک تناسب، قطرهای پیکسلی برحسب میکرومتر بدست می آیند.

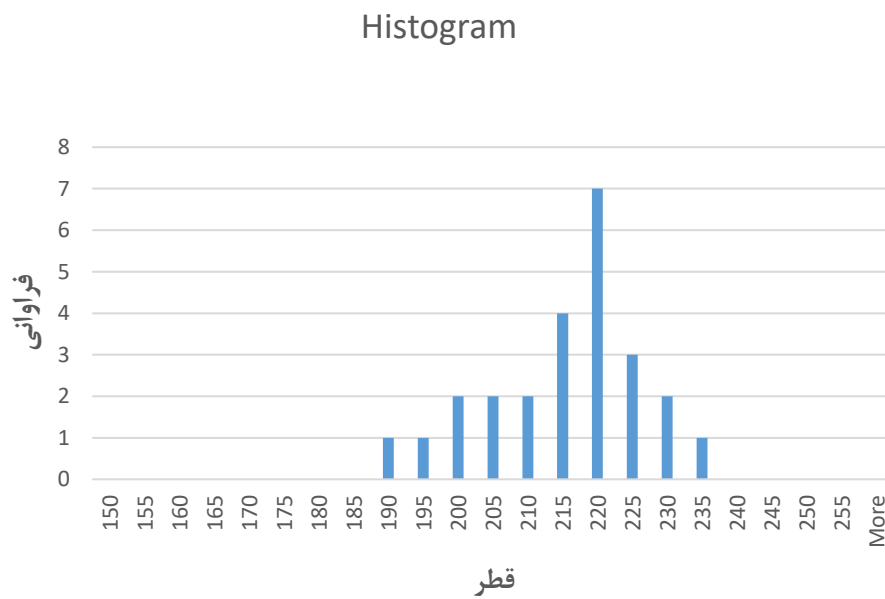
(۷) در این مرحله قطر قطره به عنوان خروجی گزارش می شود.

(۸) فرمت خروجی تبدیل می شود تا توسط بلوک رسم دایره قابل خواندن شود.

(۹) دایره‌ای با قطر و مرکز تشخیص داده شده روی تصویر برش خورده رسم می شود تا قطره‌ی موردنظر قابل رؤیت شود.

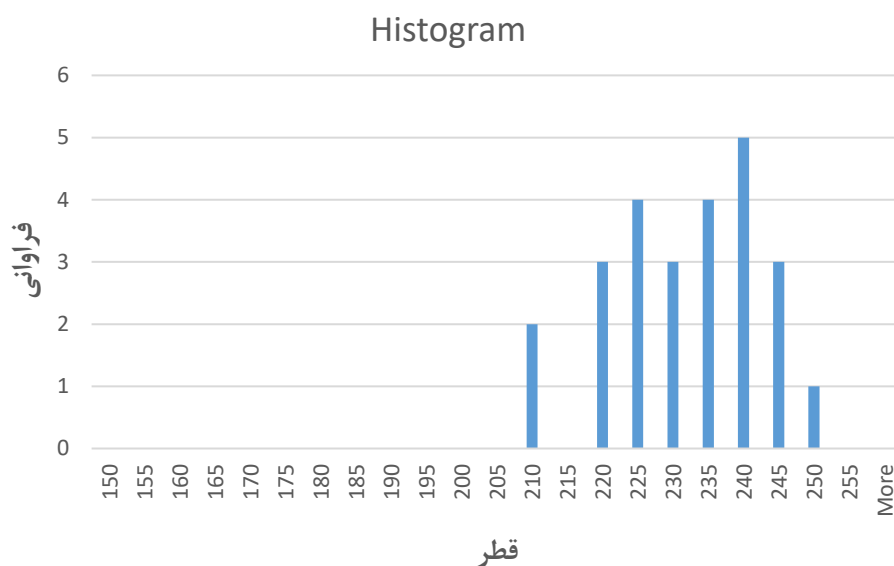
(۱۰) تصویر به نمایش در می آید.

نمودار هیستوگرام برای تعدادی از نسبت دبی‌ها به منظور نمایش توزیع قطرهای شناسایی شده‌ی قطرات در زیر آمده است.

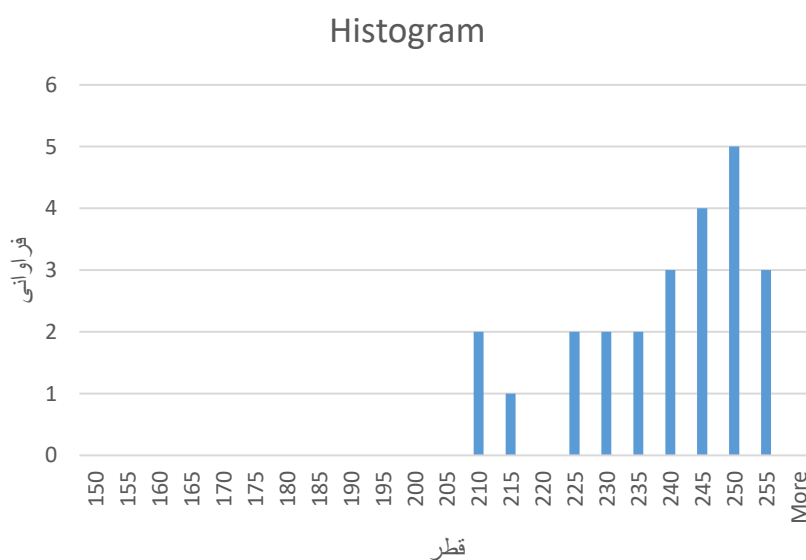


شکل ۴-۷- نمودار هیستوگرام برای نسبت دبی ۲/۸۶ برای تعداد ۲۵ قطره





شکل ۴-۸- نمودار هیستوگرام برای نسبت دبی ۳/۳۳ برای تعداد ۲۵ قطره



شکل ۴-۹- نمودار هیستوگرام برای نسبت دبی ۴/۳ برای تعداد ۲۴ قطره

همان طور که در شکل های ۴-۷ تا ۴-۹ مشاهده می شود، با افزایش نسبت دبی، میانگین قطر قطرات افزایش می یابد، در شکل ۴-۷ نسبت دبی ۲/۸۶ و میانگین قطر تقریباً ۲۲۰ میکرومتر، در شکل ۴-۸ نسبت دبی ۳/۳۳ و میانگین قطر تقریباً ۲۳۵ و در نهایت در شکل ۴-۹ نسبت دبی ۴/۳ و میانگین قطر تقریباً ۲۴۵ می باشد. در نمودار هیستوگرام هرچه توزیع نرمال با انحراف معیار کمتر باشد، داده ها به

یک مقدار میانگین نزدیک‌ترند. این موضوع در کار پیش‌رو به این معناست که قطرات شناسایی شده دارای نویز کمتر و برنامه پردازش تصویر دارای کارایی بهتری است. با توجه به شکل‌های ۴-۷، ۴-۸ و ۴-۹ انحراف معیار زیادی که مشاهده می‌شود متأثر از ارتعاشات پمپ می‌باشد که البته در ادامه دیده می‌شود که با این وجود نتیجه کار قابل قبول خواهد بود.

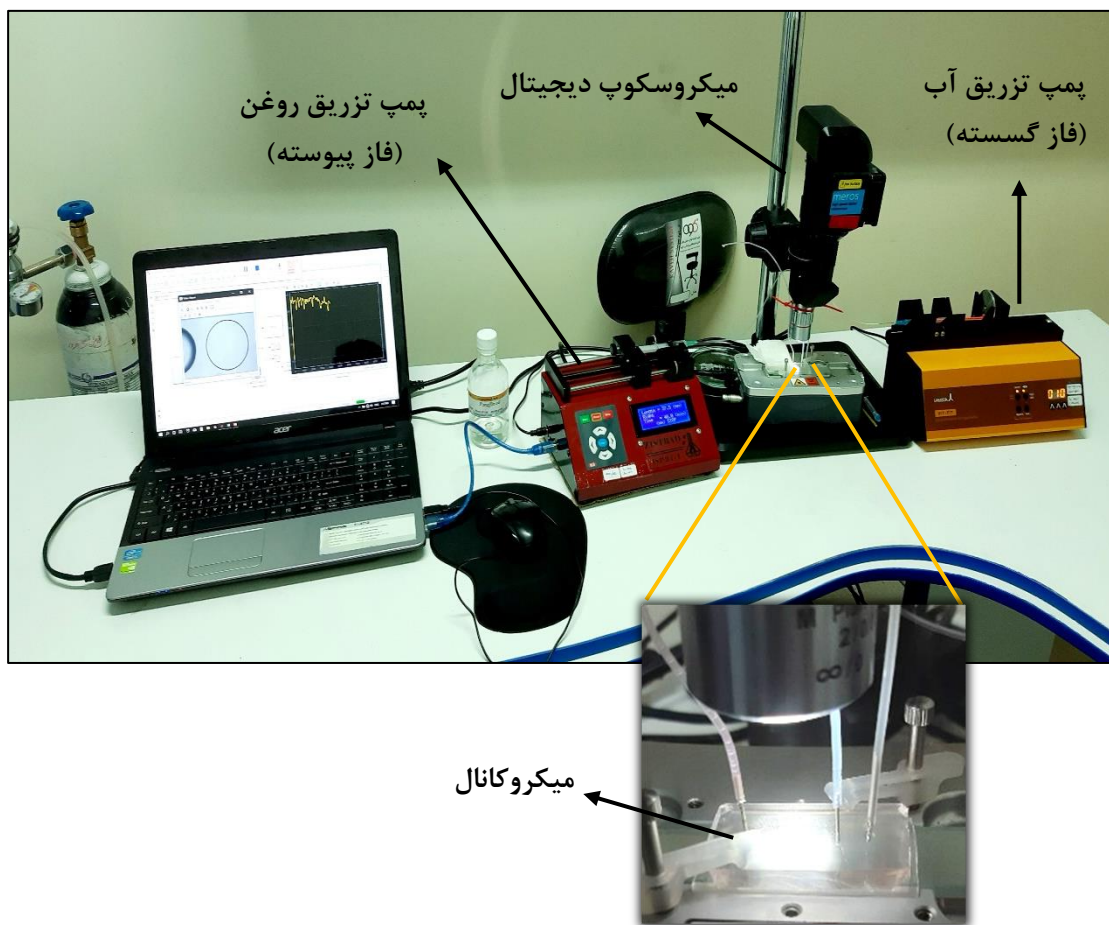
### ۳-۴-۴- مشخصات رایانه، دوربین، پمپ

برای ایجاد دبی‌های هر فاز از دو پمپ سرنگی مجزا و با سازندگان متفاوت استفاده شده است. پمپ LAMBDA-VIT-FIT-HP-syringe-pump-manual برای فاز گسسته و پمپ مکشی و تزریقی زیست‌راد مدل ISP94-1 برای فاز پیوسته استفاده می‌شود که دارای قابلیت کنترل دینامیکی است و می‌تواند با تغییرات سایز قطرات در لحظه تغییر کند<sup>۱</sup>.

برنامه‌ی پردازش تصویر که به‌عنوان حس‌گر، سایز قطرات را برای مقایسه با مقدار مطلوب فیدبک 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 i7 بر روی ویندوز ۱۰ اجرا می‌شود. تصاویر از میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت Meros با سرعت ۱۵۰ فریم در ثانیه دریافت می‌شوند. تصاویر دریافتی دارای رزولوشن بسیار بالای ۱۰۲۴×۱۲۸۰ هستند. در شکل ۴-۱۰ نمایی از تجهیزات مورد استفاده در آزمایش نمایش داده شده است.

---

<sup>۱</sup> Real-time



شکل ۴-۱۰- تجهیزات مورد استفاده در آزمایش

#### ۴-۵- دبی پمپها

پمپهای سرنگی با توجه به حجم سرنگهای بکار رفته در آنها، دبیهای مختلفی را ایجاد می کنند. در اینجا برای آب از یک سرنگ انسولین استفاده شده است. علت استفاده از این سرنگ نیاز به دبی بسیار کم برای فاز گسسته یا همان آب بود. همچنین برای روغن که دبی آن بیشتر از آب بود از یک سرنگ ۲ سی سی استفاده شد. آنچه در تعیین دبی خروجی هر پمپ مهم است، کمترین سرعت هر پمپ و قطر هر سرنگ است. برای یافتن دبی هر پمپ برای یک واحد جابجایی ابتدا قطر داخلی هر سرنگ با کولیس به دقت اندازه گیری شد. به شرح زیر:

قطر داخلی سرنگ انسولین:  $4/30$  میلی متر - سطح مقطع  $14/52 \text{ mm}^2$

قطر داخلی سرنگ ۲ سی سی:  $8/60$  میلی متر - سطح مقطع  $58/09 \text{ mm}^2$

سپس با توجه به فرمول  $Q = VA$  برای دبی،  $A$  - سطح مقطع - محاسبه شد و با توجه به حجم

سیال تخلیه شده در زمان ۶۰ ثانیه، پمپ لامبدا برای هر واحد،  $1 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$  و برای پمپ دیگر هم که

سرعت آن مشخص است اعتبارسنجی شد و برای هر واحد  $1 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$  اندازه گیری شد.

برای پمپ لامبدا: عدد روی نمایشگر پمپ  $\times 14.52 = Q_d \left( \frac{\text{mm}^3}{\text{min}} \right)$

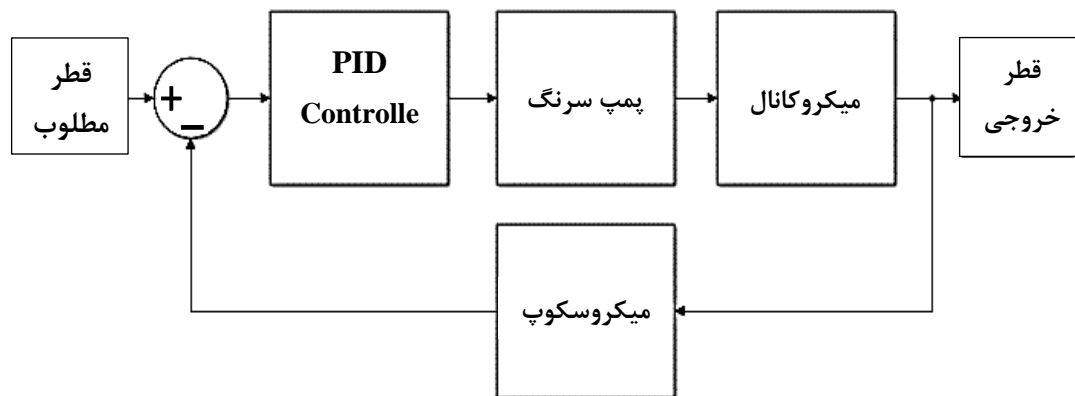
برای پمپ زیسترا:  $\frac{\text{Length}}{\text{Time}} Q_c \left( \frac{\text{mm}^3}{\text{min}} \right) = 58.09 \times$

#### ۴-۶ - کنترل سیستم

در نهایت با ارتباط دوربین، پمپها و کامپیوتر شخصی نوبت به طراحی یک الگوریتم کنترلی می رسد.

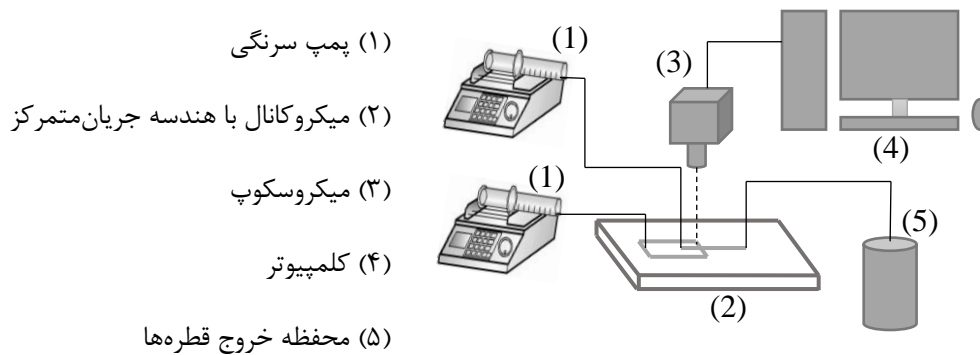
برای کنترل این سیستم و رسیدن به سائز مورد نظر از کنترل کننده PID استفاده شده است. شماتیکی

از آن در شکل ۴-۱۱ نمایش داده شده است.

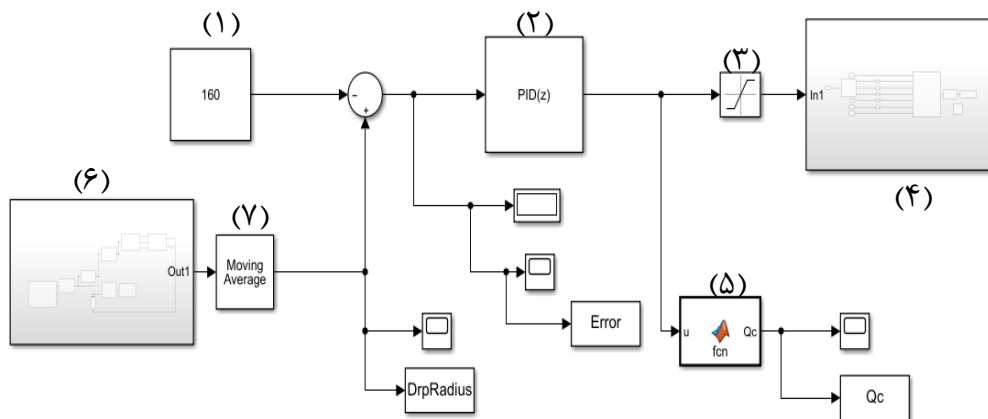


شکل ۴-۱۱- الگوریتم کنترل

همان‌طور که می‌بینیم در این کار از یک الگوریتم کنترل حلقه بسته با فیدبک استفاده شده است. برای به‌دست آوردن خطا در کنترل‌کننده PID تصویر پردازش‌شده و قطر حاصل به عنوان فیدبک با قطر مطلوب مقایسه می‌شود. سپس سیگنال خروجی PID این سیگنال به عنوان سرعت حرکت پمپ؛ به پمپ فاز پیوسته فرستاده شده تا نهایتاً قطره تشکیل شود و با تکرار این حلقه، قطر به مقدار مطلوب برسد. در شکل ۴-۱۲ نمایی از جزئیات ستاپ آزمایشگاهی دیده می‌شود که در این فصل در مورد قسمت‌های مختلف آن توضیح داده شد.



شکل ۴-۱۲- جزئیات ستاپ آزمایشگاهی



شکل ۴-۱۳- نمایی از برنامه کنترل سیستم موردنظر

در شکل ۴-۱۳ برنامه کنترل مورد استفاده در تحقیق پیش‌رو دیده می‌شود. هر کدام از بلوک‌ها در ادامه براساس شماره توضیح داده می‌شوند:

(۱) قطر مطلوب در این بلوک تعریف می‌شود.

(۲) بلوک کنترل‌کننده PID در این قسمت قرار می‌گیرد. اختلاف خروجی برنامه پردازش تصویر

که در قسمت‌های قبلی توضیح داده شد و قطر مطلوب به‌عنوان خطا وارد PID می‌شود. ضرایب PID به ترتیب ۰/۰۵، ۰/۰۰۰۷ و ۰ می‌باشند. برای بدست آوردن این ضرائب از آزمون و خطا استفاده شد. خروجی کنترل‌کننده به عنوان صورت کسر، روی نمایشگر پمپ نشان داده شده است ( $\frac{Length}{Time}$ ) به پمپ فرستاده می‌شود. در اینجا زمان ثابت و برابر ۴۰ انتخاب شده است و این بدین معنی است که هر عددی که از کنترلر خارج می‌شود با تقسیم شدن به عدد ۴۰ دقیقه به پارامتر سرعت برحسب  $\frac{mm}{min}$  تبدیل می‌شود.

(۳) به دلیل آنکه در ابتدای کار بخاطر بزرگ‌بودن خطا سیگنال‌های ارسالی از کنترل‌کننده، خیلی بزرگ هستند و پمپ را دچار مشکل می‌کنند، یک تابع اشباع با کمینه ۳۰ و بیشینه ۶۰ در مسیر آن قرار گرفته است.

(۴) پمپ، سیگنال را به صورت یک کد که مجموعه‌ای از اعداد و کاراکترهاست دریافت می‌کند. در این بلوک سیگنال ارسالی از کنترلر به کد قابل خواندن برای پمپ تبدیل می‌شود.

(۵) در این بلوک سیگنال خروجی کنترلر به دبی پمپ تبدیل می‌شود که در بخش ۴-۵ توضیح داده شد.

(۶) برنامه پردازش تصویر در این بلوک قرار گرفته است که در بخش ۴-۴-۲ توضیح داده شد.

(۷) وجود نویز در تصاویر دریافتی از میکروسکوپ امری طبیعی است. نویز تصویر باعث تشخیص قطره‌های با تلرانس زیاد می‌شود. همچنین ارتعاشات پمپ باعث ایجاد تلرانس بالای قطر قطره‌ها می‌شود. برای کاهش این خطاها و همگرایی زودتر قطر به مقدار مطلوب از یک فیلتر حذف نویز استفاده کردیم. در این فیلتر برای حذف نویز از روش میانگین‌گیری استفاده شده است. یعنی میانگین قطر چند قطره به عنوان قطر خروجی به کنترل‌کننده گزارش می‌شود.

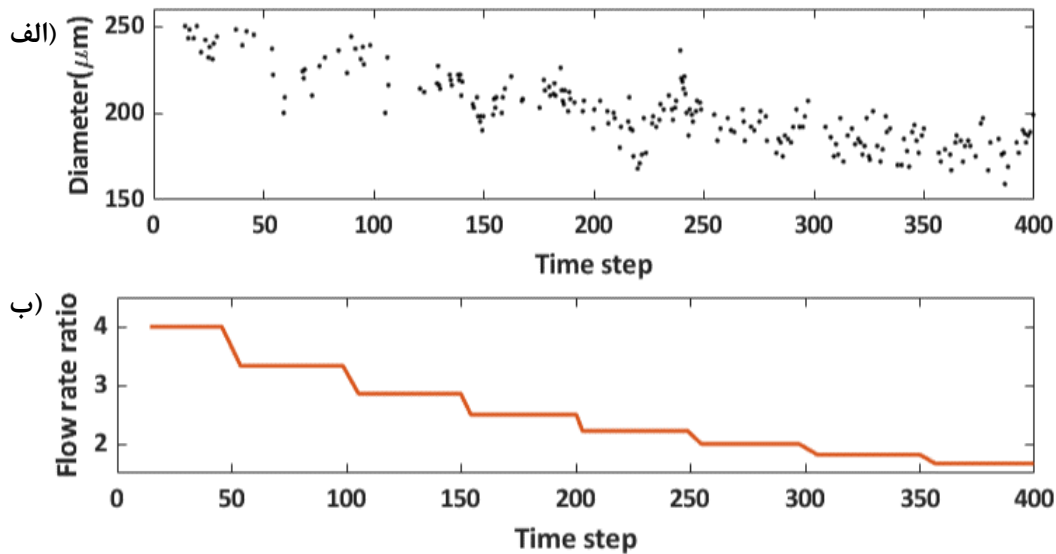
# فصل پنجم

«نتایج آزمایش»

## ۵-۱- نتایج آزمایش

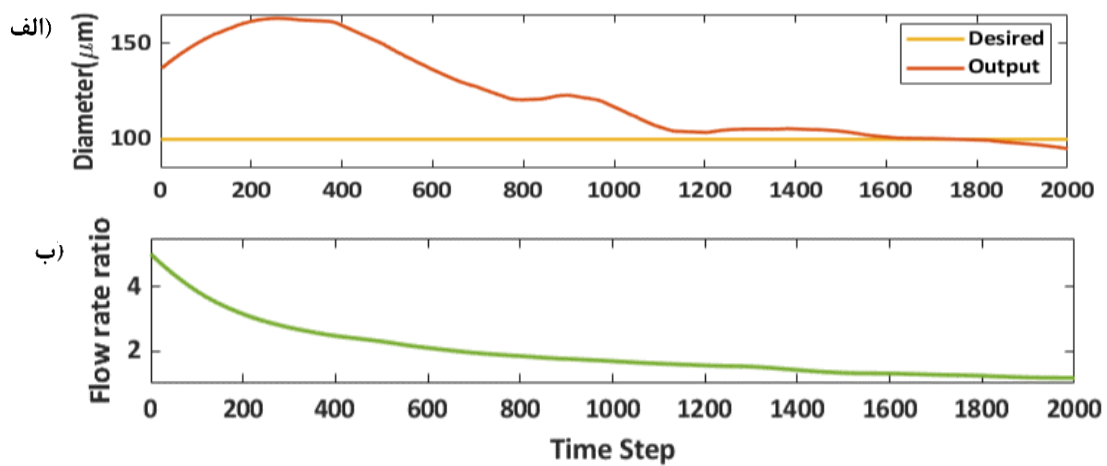
زمانی که پمپها شروع به کار می‌کنند جریان در کانالها برقرار می‌شود. در این هنگام دو فاز در نقطه‌ی اتصال به رقابت می‌پردازند و هرکدام که فشارشان بیشتر بود غالب شده و از این نقطه عبور می‌کند و وارد کانال خروجی می‌شود؛ اما این رقابت تا زمانی ادامه دارد که یک توازن فشار در این نقطه اتفاق بیفتد. این توازن به گونه‌ایست که فاز گسسته ابتدا فشار وارد می‌کند و خود را به ورودی کانال خروجی (نازل) می‌رساند که باعث بسته‌شدن راه برای فاز پیوسته می‌شود. این انسداد، فشار را بالا می‌برد تا جایی که فاز پیوسته جریان فاز گسسته را بریده و یک قطره از فاز گسسته جدا می‌شود. این فرآیند قبلاً در شکل ۳-۴ نشان داده شده است. در شکل ۵-۱ می‌توانیم تولید قطره در نسبت دبی‌های  $(Q_d/Q_c)$  مختلف را مشاهده کنیم. در این آزمایش فاز گسسته با دبی  $145/2$  میلی‌متر بر دقیقه و فاز پیوسته با دبی متغیر به کانال تزریق شدند. همان‌طور که در شکل ۵-۱ مشاهده می‌شود با افزایش دبی فاز پیوسته برش جریان گسسته افزایش یافته و در نتیجه قطرات کوچک‌تر با تعداد بیشتر تولید می‌شود؛ اما این افزایش دبی برای تشکیل قطره محدود است؛ زیرا با افزایش بیش‌ازحد جریان دیگر نمی‌توان در محدوده‌ی جریان چکه‌ای قطره‌ها را تولید کرد. همچنین کاهش دبی فاز پیوسته برای تولید قطره‌های منفرد نیز دارای محدودیت است؛ زیرا با کاهش بیش‌ازحد آن، جریان فاز گسسته غالب شده و جریان جتی ایجاد می‌شود. همان‌طور که مشاهده می‌شود در شکل ۵-۱ در بازه زمانی ۰ تا ۷۵ ثانیه به علت زیاد بودن نسبی دبی  $(Q_d/Q_c)$  قطره‌های کمتر با سایز بزرگ‌تر تشکیل شده است و برخلاف این موضوع در بازه‌های زمانی پایانی که نسبت دبی کاهش یافته است فرکانس تولید قطره افزایش و سایز آن‌ها کاهش یافته است.



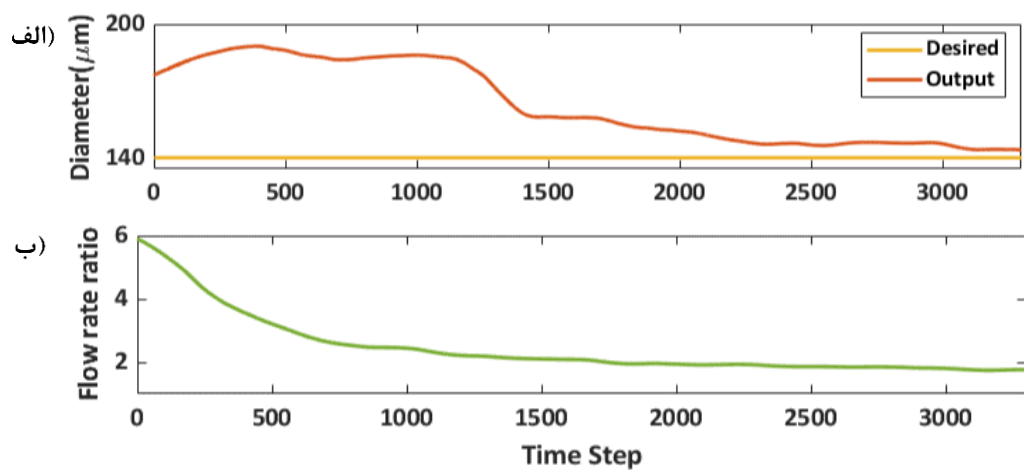


شکل ۵-۱-الف) قطر قطره‌های تشکیل شده برحسب گام زمانی ب) نسبت دبی‌های اعمال شده

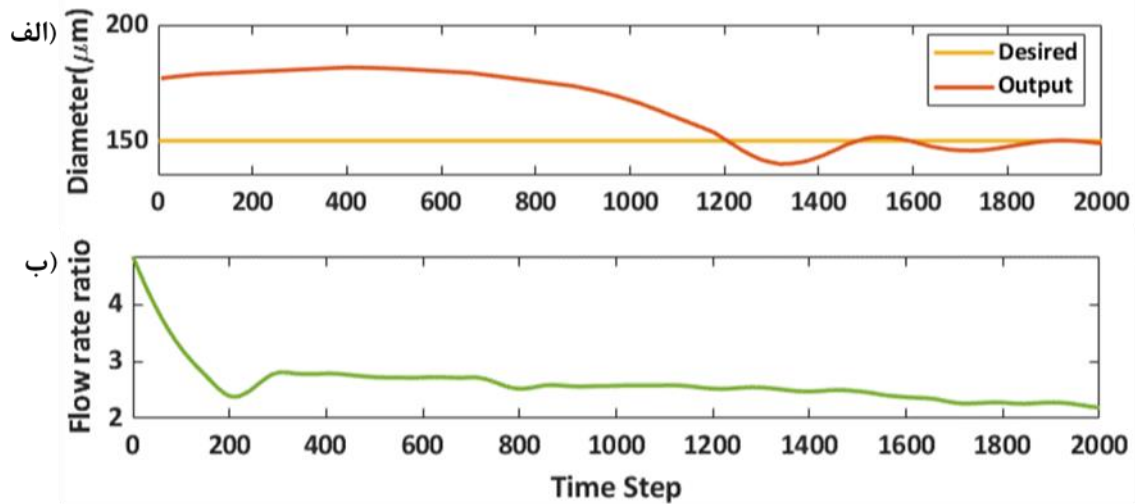
همان‌طور که مشاهده شد رفتار سایز قطره‌ها برحسب نسبت دبی به شدت غیرخطی است که این موضوع چالش اصلی در کنترل تولید قطره‌ها با سایز مطلوب است. غیرخطی بودن رفتار قطره‌ها می‌تواند متأثر از ارتعاشات پمپ‌ها نیز باشد. در دستگاه‌های میکروسیالی که برای ایجاد دبی از پمپ سرنگی استفاده می‌شود در میکروکانال الاستیک نوسانات فشار مشاهده می‌شود. پمپ سرنگ توسط یک موتور پله‌ای هدایت می‌شود که نوسانات مکانیکی، نوسانات دبی را ایجاد می‌کند و به نوبه خود منجر به نوسانات فشار در کانال می‌شود. ثابت شده است این نوسانات فشار با فرکانس مکانیکی پمپ مرتبط هستند. همچنین هر چه دبی افزایش یابد این نوسانات فشار تأثیر بیشتری از ارتعاشات موتور پمپ می‌گیرند [۳۳]. به این ترتیب مجموعه‌ای از عوامل کنترل این سیستم را برای تولید یک سایز مشخص از قطره‌ها دشوار می‌نماید. همان‌طور که قبلاً نیز ذکر شد برای کنترل سیستم موجود از PID استفاده شده است. نتایج را می‌توان در قالب شکل‌های زیر مشاهده کرد.



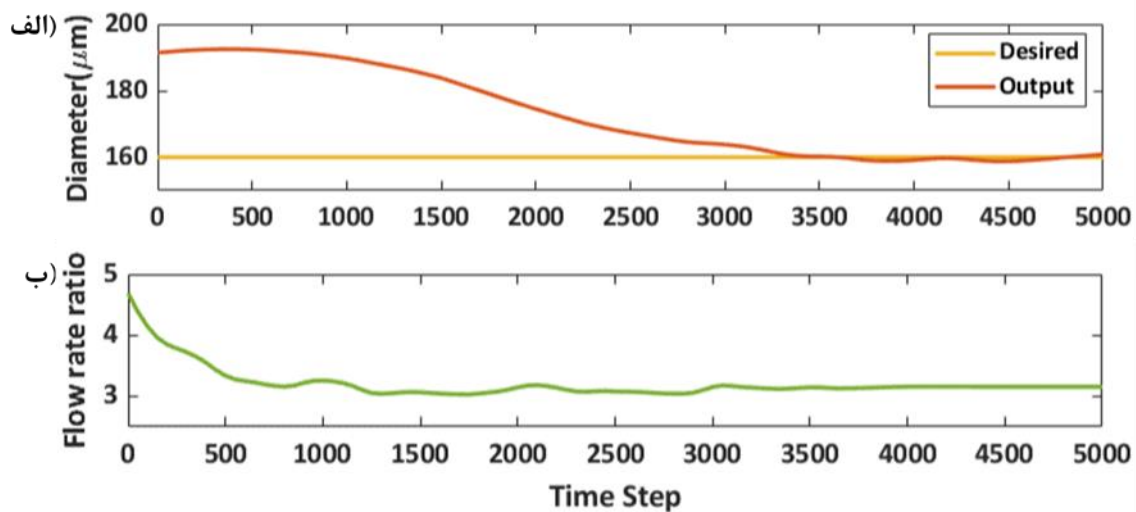
شکل ۵-۲-الف) نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۰۰، ب) نمودار نسبت دبی برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۵/۶۷)



شکل ۵-۳-الف) نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۴۰، ب) نمودار نسبت دبی برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۳/۷۵)



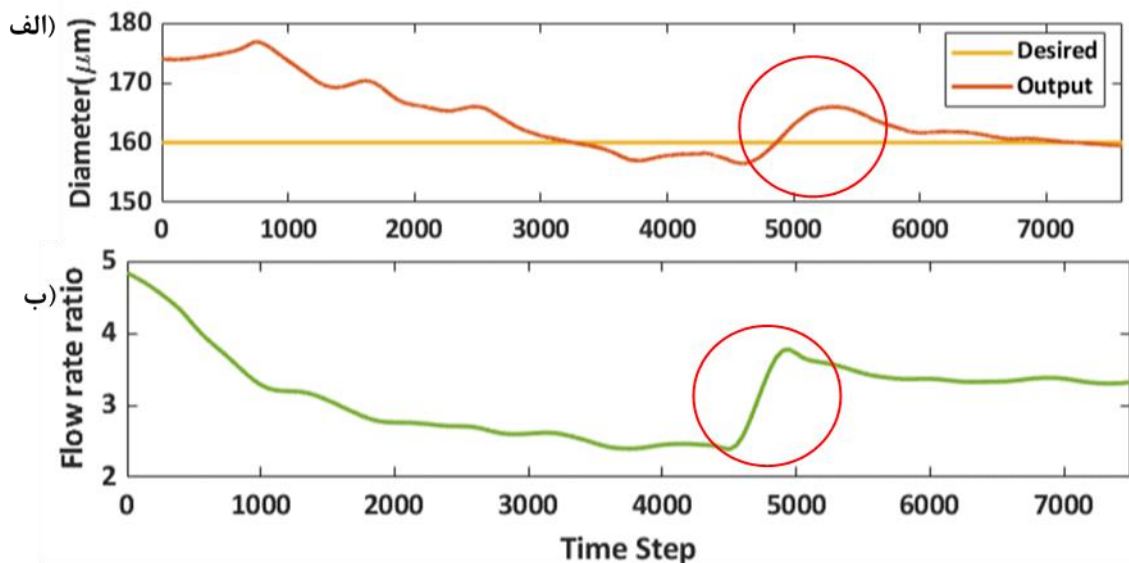
شکل ۴-۵- الف) نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۵۰، ب) نمودار نسبت دبی برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۰/۰۲)



شکل ۵-۵- الف) نمودار قطر برحسب گام زمانی برای قطر مطلوب ۱۶۰، ب) نمودار نسبت دبی برحسب گام زمانی (فرمان کنترلی) (خطا (RMSE) = ۰/۷۸)

اشکال بزرگ این بود که هنگام ارسال یک سیگنال یا دبی جدید به پمپ، پمپ متوقف می‌شد و دوباره شروع به کار می‌کرد که این امر باعث می‌شد تا تولید قطره‌ها با وقفه روبه‌رو شود و در ابتدا قطراتی با قطرهای نامتناسب تولید شود. این امر به علت مربوط شدن به سخت‌افزار غیرقابل اصلاح بود. با روشی که در بخش ۴-۶ مورد ۷ توضیح داده شد، یک فیلتر نویز با روش میانگین‌گیری بر سر راه

خروجی قرار گرفت تا بتوان داده‌ها را با نویز کمتری دریافت کرد. اکنون می‌توان در شکل‌های ۵-۷ و ۵-۸ تأثیر اغتشاش را مشاهده کرد. برای ایجاد اغتشاش به صورتی که قابل‌اندازه‌گیری باشد، دبی فاز پیوسته به صورت دستی از طریق پمپ ۵۰ درصد افزایش داده شد. این کار برای قطر مطلوب ۱۶۰ انجام شد که نتایج نموداری آن در زیر آمده است.



شکل ۵-۶- نمودار تأثیر اغتشاش و پاسخ کنترلر الف) نمودار تغییر قطر قطره به ازای افزایش نسبت دبی (دایره قرمز رنگ لحظه‌ای افزایش قطر قطره به علت افزایش نسبت دبی را نشان می‌دهد). ب) نمودار تغییرات نسبت دبی بر حسب گام زمانی (دایره قرمز رنگ لحظه‌ای تغییر نسبت دبی را نشان می‌دهد). (خطا (RMSE) = ۰/۴۸)

همان‌طور که مشاهده می‌شود دایره‌های سبزرنگ لحظه تغییر دبی فاز پیوسته را نشان می‌دهند. با تأخیر کمی پس از تغییر دبی فاز پیوسته، کنترل‌گر دبی فاز گسسته را نیز افزایش می‌دهد. مطابق شکل ۵-۸ نسبت دبی کاهش می‌یابد تا به مقدار اولیه‌اش بازگردد و در نتیجه قطر قطره به همان مقدار مطلوب اولیه بازمی‌گردد. گذشته از نویز زیادی که در داده‌ها مشاهده می‌شود که ناشی از سخت‌افزار است، نتیجه قابل‌قبول است. در صورتی که پمپ سرنگی در حین فرآیند متوقف نمی‌شد، یقیناً نتایج بسیار قابل‌توجه و همگرایی به مقدار مطلوب بسیار سریع‌تر رخ می‌داد.

# فصل ششم

«نتیجه گیری»

## ۶-۱- نتیجه گیری

در این پژوهش سعی شد تا روشی برای کنترل فرآیند تولید قطره با سایز مطلوب ارائه شود؛ اما همان طور که دیده شد رفتار به شدت غیرخطی سایز قطرات برحسب نسبت دبی این کار را بسیار دشوار می نماید. با این حال با یک کنترل گر ساده اما بسیار کارآمد PID این کار انجام شد. البته با استفاده از سخت افزار پیشرفته تر (پمپ با ارتعاشات کمتر) مطمئناً می توان نتایج مناسب تری گرفت؛ اما به هر حال رفتار میکروسیالات دوفازی ذاتاً غیرخطی است و ارائه مدل ریاضی کارآمد برای طراحی یک مدل کنترل سایز قطرات کاری بسیار دشوار است و نیاز به پردازنده های بسیار پر قدرت و نتیجتاً گران قیمت دارد. غیرخطی بودن رفتار قطره ها می تواند متأثر از ارتعاشات پمپ ها نیز باشد. همچنین هر چه دبی افزایش یابد نوسانات فشار تأثیر بیشتری از ارتعاشات موتور پمپ می گیرد. همان طور که گفته شد مشکل بزرگ این بود که هنگام ارسال یک سیگنال یا دبی جدید به پمپ، پمپ متوقف می شد و دوباره شروع به کار می کرد که این امر باعث می شد تا تولید قطره ها با وقفه روبه رو شود و در ابتدا قطراتی با قطرهای نامتناسب تولید شود. در واقع کار با ارزشی که در تحقیق حاضر انجام شد اتصال تجهیزات آزمایشگاهی یعنی میکروسکوپ دیجیتال پرسرعت، نرم افزار پردازش تصویر و گزارش لحظه ای قطر قطره، کنترل گر لحظه ای برای تغییر دبی سیال و پمپ های سرنگی بود.

## ۶-۲- پیشنهادات

اکنون با ارتقا تجهیزات - مهم تر از همه پمپ سرنگی - می توان وارد مقوله ای جدیدتر یعنی تولید فعال قطرات شد. یعنی از یک انرژی خارجی به صورت موضعی در جهت تولید قطره استفاده کنیم. استفاده از انرژی الکتریکی، مغناطیسی، مکانیکی، گرمایی و ... می تواند نتایج جدید و کارآمدی

را در پی داشته باشد تا به پاسخ زمانی کوتاه‌تری در کنترل سیستم دست یابیم. به‌منظور حل مشکلاتی که در این بخش ذکر شد، می‌توان به‌جای استفاده از پمپ‌های سرنگی از مخازن تحت‌فشار هوا برای رانش جریان استفاده کرد. با توجه به کاری که توسط گروه آقای Hai Fu [۲۹] انجام شد می‌توان یک سیستم پنوماتیکی را جایگزین پمپ‌های سرنگی کرد و از همان روش تشخیص سایز قطرات تصویری در جهت تشخیص سایز قطره‌ها استفاده کرد.





# منابع

- [1] 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.
- [2] T. Thorsen, S. J. Maerkl, and S. R. Quake, “Microfluidic large-scale integration,” *Science (80-. )*, vol. 298, no. 5593, pp. 580–584, 2002.
- [3] B. S. Cho, T. G. Schuster, X. Zhu, D. Chang, G. D. Smith, and S. Takayama, “Passively driven integrated microfluidic system for separation of motile sperm,” *Anal. Chem.*, vol. 75, no. 7, pp. 1671–1675, 2003.
- [4] S. Y. Teh, R. Lin, L. H. Hung, and A. P. Lee, “Droplet microfluidics,” *Lab Chip*, vol. 8, no. 2, pp. 198–220, 2008.
- [5] T. D. Martz, D. Bardin, P. S. Sheeran, A. P. Lee, and P. A. Dayton, “Microfluidic generation of acoustically active nanodroplets,” *Small*, vol. 8, no. 12, pp. 1876–1879, 2012.
- [6] 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.
- [7] 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,” *Lab Chip*, vol. 11, no. 6, pp. 1010–1012, 2011.
- [8] E. Brouzes *et al.*, “Droplet microfluidic technology for single-cell high-throughput screening,” *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 106, no. 34, pp. 14195–14200, 2009.
- [9] J. Clausell-Tormos *et al.*, “Droplet-based microfluidic platforms for the encapsulation and screening of mammalian cells and multicellular organisms,” *Chem. Biol.*, vol. 15, no. 5, pp. 427–437, 2008.
- [10] A. Huebner *et al.*, “Quantitative detection of protein expression in single cells using droplet microfluidics,” *Chem. Commun.*, no. 12, pp. 1218–1220, 2007.
- [11] L. S. Roach, H. Song, and R. F. Ismagilov, “Controlling nonspecific protein

adsorption in a plug-based microfluidic system by controlling interfacial chemistry using fluorosurfactants,” *Anal. Chem.*, vol. 77, no. 3, pp. 785–796, 2005.

[12] W. Li, H. H. Pham, Z. Nie, B. MacDonald, A. Güenther, and E. Kumacheva, “Multi-step microfluidic polymerization reactions conducted in droplets: The internal trigger approach,” *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 130, no. 30, pp. 9935–9941, 2008.

[13] Y.-H. Chang, G.-B. Lee, F.-C. Huang, Y.-Y. Chen, and J.-L. Lin, “Integrated polymerase chain reaction chips utilizing digital microfluidics,” *Biomed. Microdevices*, vol. 8, no. 3, pp. 215–225, 2006.

[14] B. T. C. Lau, C. A. Baitz, X. P. Dong, and C. L. Hansen, “A complete microfluidic screening platform for rational protein crystallization,” *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 129, no. 3, pp. 454–455, 2007.

[15] L.-H. Hung, K. M. Choi, W.-Y. Tseng, Y.-C. Tan, K. J. Shea, and A. P. Lee, “Alternating droplet generation and controlled dynamic droplet fusion in microfluidic device for CdS nanoparticle synthesis,” *Lab Chip*, vol. 6, no. 2, pp. 174–178, 2006.

[16] T. Hatakeyama, D. L. Chen, and R. F. Ismagilov, “Microgram-scale testing of reaction conditions in solution using nanoliter plugs in microfluidics with detection by MALDI-MS,” *J. Am. Chem. Soc.*, vol. 128, no. 8, pp. 2518–2519, 2006.

[17] 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.

[18] 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 Chip*, vol. 16, no. 1, pp. 35–58, 2016.

[19] F. Dutka, A. S. Opalski, and P. Garstecki, “Nano-liter droplet libraries from a pipette: step emulsifier that stabilizes droplet volume against variation in flow rate,” *Lab Chip*, vol. 16, no. 11, pp. 2044–2049, 2016.

[20] Y. X. Zhang and L. Q. Wang, “Nanoscale Microscale Thermophys,” *Eng.*, vol. 13, pp. 228–242, 2009.

- [२१] R. Seemann, M. Brinkmann, T. Pfohl, and S. Herminghaus, “Droplet based microfluidics,” *Reports Prog. Phys.*, vol. 75, no. 1, p. 16601, 2011.
- [२२] A. R. Abate, M. B. Romanowsky, J. J. Agresti, and D. A. Weitz, “Valve-based flow focusing for drop formation,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 94, no. 2, p. 23503, 2009.
- [२३] H. A. Stone, A. D. Stroock, and A. Ajdari, “Engineering Flows in Small Devices,” *Annu. Rev. Fluid Mech.*, vol. 36, no. 1, pp. 381–411, 2004.
- [२४] K. Churski, M. Nowacki, P. M. Korczyk, and P. Garstecki, “Simple modular systems for generation of droplets on demand,” *Lab Chip*, vol. 13, no. 18, pp. 3689–3697, 2013.
- [२५] 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 Chip*, vol. 16, no. 1, pp. 35–58, 2016.
- [२६] D. R. Link *et al.*, “Electric control of droplets in microfluidic devices,” *Angew. Chemie Int. Ed.*, vol. 45, no. 16, pp. 2556–2560, 2006.
- [२७] 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.*, vol. 91, no. 13, pp. 1–3, 2007.
- [२८] C. Elbuken, T. Glawdel, D. Chan, and C. L. Ren, “Sensors and Actuators A : Physical Detection of microdroplet size and speed using capacitive sensors,” *Sensors Actuators A. Phys.*, vol. 171, no. 2, pp. 55–62, 2011.
- [२९] 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.
- [३०] P. He, H. Kim, D. Luo, M. Marquez, and Z. Cheng, “Low-frequency ac electro-flow-focusing microfluidic emulsification,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 96, no. 17, p. 174103, 2010.
- [३१] N.-T. Nguyen *et al.*, “Thermally mediated droplet formation in

microchannels,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 91, no. 8, p. 84102, 2007.

[32] C. A. Stan, S. K. Y. Tang, and G. M. Whitesides, “Independent control of drop size and velocity in microfluidic flow-focusing generators using variable temperature and flow rate,” *Anal. Chem.*, vol. 81, no. 6, pp. 2399–2402, 2009.

[33] C. N. Baroud, J.-P. Delville, F. Gallaire, and R. Wunenburger, “Thermocapillary valve for droplet production and sorting,” *Phys. Rev. E*, vol. 75, no. 4, p. 46302, 2007.

[34] N. Pamme, “Magnetism and microfluidics,” *Lab Chip*, vol. 6, no. 1, pp. 24–38, 2006.

[35] N.-T. Nguyen and Z. Wu, “Micromixers—a review,” *J. micromechanics microengineering*, vol. 15, no. 2, p. R1, 2004.

[36] S. H. Tan, N. T. Nguyen, L. Yobas, and T. G. Kang, “Formation and manipulation of ferrofluid droplets at a microfluidic T-junction,” *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 20, no. 4, 2010.

[37] J. Liu, S. H. Tan, Y. F. Yap, M. Y. Ng, and N. T. Nguyen, “Numerical and experimental investigations of the formation process of ferrofluid droplets,” *Microfluid. Nanofluidics*, vol. 11, no. 2, pp. 177–187, 2011.

[38] H. Willaime, V. Barbier, L. Kloul, S. Maine, and P. Tabeling, “Arnold tongues in a microfluidic drop emitter,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 96, no. 5, p. 54501, 2006.

[39] C.-T. Chen and G.-B. Lee, “Formation of microdroplets in liquids utilizing active pneumatic choppers on a microfluidic chip,” *J. microelectromechanical Syst.*, vol. 15, no. 6, pp. 1492–1498, 2006.

[40] B.-C. Lin and Y.-C. Su, “On-demand liquid-in-liquid droplet metering and fusion utilizing pneumatically actuated membrane valves,” *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 18, no. 11, p. 115005, 2008.

[41] P. Zhu and L. Wang, “Passive and active droplet generation with microfluidics: a review,” *Lab Chip*, vol. 17, no. 1, pp. 34–75, 2017.

[42] R. M. Erb, D. Obrist, P. W. Chen, J. Studer, and A. R. Studart, “Predicting

sizes of droplets made by microfluidic flow-induced dripping,” *Soft Matter*, vol. 7, no. 19, pp. 8757–8761, 2011.

[۴۳] C. K. Batchelor and G. K. Batchelor, *An introduction to fluid dynamics*. Cambridge university press, 2000.

[۴۴] 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, p. 94502, 2007.

[۴۵] P. Garstecki, M. J. Fuerstman, and G. M. Whitesides, “Nonlinear dynamics of a flow-focusing bubble generator: An inverted dripping faucet,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 94, no. 23, p. 234502, 2005.

[۴۶] S. L. Anna, “Droplets and bubbles in microfluidic devices,” *Annu. Rev. Fluid Mech.*, vol. 48, pp. 285–309, 2016.

[۴۷] 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, p. 4163, 2001.

[۴۸] J. H. Xu, S. W. Li, J. Tan, Y. J. Wang, and G. S. Luo, “Preparation of highly monodisperse droplet in a T-junction microfluidic device,” *AIChE J.*, vol. 52, no. 9, pp. 3005–3010, 2006.

[۴۹] C.-X. Zhao and A. P. J. Middelberg, “Two-phase microfluidic flows,” *Chem. Eng. Sci.*, vol. 66, no. 7, pp. 1394–1411, 2011.

[۵۰] J. H. Xu, G. S. Luo, S. W. Li, and G. G. Chen, “Shear force induced monodisperse droplet formation in a microfluidic device by controlling wetting properties,” *Lab Chip*, vol. 6, no. 1, pp. 131–136, 2006.

[۵۱] L. Wang, Y. Zhang, and L. Cheng, “Magic microfluidic T-junctions: Valving and bubbling,” *Chaos, solitons & fractals*, vol. 39, no. 4, pp. 1530–1537, 2009.

[۵۲] K. Khoshmanesh, A. Almansouri, H. Albloushi, P. Yi, R. Soffe, and K. Kalantar-Zadeh, “A multi-functional bubble-based microfluidic system,” *Sci. Rep.*, vol. 5, p. 9942, 2015.

[Δ³] L. Ménétrier-Deremble and P. Tabeling, “Droplet breakup in microfluidic junctions of arbitrary angles,” *Phys. Rev. E*, vol. 74, no. 3, p. 35303, 2006.

[Δ⁴] A. R. Abate, A. Poitzsch, Y. Hwang, J. Lee, J. Czerwinska, and D. A. Weitz, “Impact of inlet channel geometry on microfluidic drop formation,” *Phys. Rev. E*, vol. 80, no. 2, p. 26310, Aug. 2009.

[ΔΔ] L. Shui, F. Mugele, A. van den Berg, and J. C. T. Eijkel, “Geometry-controlled droplet generation in head-on microfluidic devices,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 93, no. 15, p. 153113, 2008.

[Δ⁶] M. L. J. Steegmans, K. G. P. H. Schroën, and R. M. Boom, “Characterization of emulsification at flat microchannel Y junctions,” *Langmuir*, vol. 25, no. 6, pp. 3396–3401, 2009.

[Δ⁷] B. Zheng, J. D. Tice, and R. F. Ismagilov, “Formation of droplets of alternating composition in microfluidic channels and applications to indexing of concentrations in droplet-based assays,” *Anal. Chem.*, vol. 76, no. 17, pp. 4977–4982, 2004.

[Δ⁸] L. Frenz, J. Blouwoff, A. D. Griffiths, and J.-C. Baret, “Microfluidic production of droplet pairs,” *Langmuir*, vol. 24, no. 20, pp. 12073–12076, 2008.

[Δ⁹] M. G. Simon, R. Lin, J. S. Fisher, and A. P. Lee, “A Laplace pressure based microfluidic trap for passive droplet trapping and controlled release,” *Biomicrofluidics*, vol. 6, no. 1, p. 14110, 2012.

[⁶•] U. Tangen, A. Sharma, P. Wagler, and J. S. McCaskill, “On demand nanoliter-scale microfluidic droplet generation, injection, and mixing using a passive microfluidic device,” *Biomicrofluidics*, vol. 9, no. 1, p. 14119, 2015.

[⁶\] P. B. Umbanhowar, V. Prasad, and D. A. Weitz, “Monodisperse emulsion generation via drop break off in a coflowing stream,” *Langmuir*, vol. 16, no. 2, pp. 347–351, 2000.

[⁶⁷] A. M. Gañán-Calvo, “Generation of steady liquid microthreads and micron-sized monodisperse sprays in gas streams,” *Phys. Rev. Lett.*, vol. 80, no. 2, p. 285, 1998.

- [٤٣] 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.
- [٤٤] S. Takeuchi, P. Garstecki, D. B. Weibel, and G. M. Whitesides, “An axisymmetric flow-focusing microfluidic device,” *Adv. Mater.*, vol. 17, no. 8, pp. 1067–1072, 2005.
- [٤٥] L. Yobas, S. Martens, W.-L. Ong, and N. Ranganathan, “High-performance flow-focusing geometry for spontaneous generation of monodispersed droplets,” *Lab Chip*, vol. 6, no. 8, pp. 1073–1079, 2006.
- [٤٦] A. S. Utada, L.-Y. Chu, A. Fernandez-Nieves, D. R. Link, C. Holtze, and D. A. Weitz, “Dripping, jetting, drops, and wetting: The magic of microfluidics,” *Mrs Bull.*, vol. 32, no. 9, pp. 702–708, 2007.
- [٤٧] P. Garstecki, M. J. Fuerstman, A. Stone, and G. M. Whitesides, “Formation of droplets and bubbles in a microfluidic T-junction — scaling and mechanism of break-up {,” *Lab Chip*, pp. 437–446, 2006.
- [٤٨] S. H. Tan, N. T. Nguyen, L. Yobas, and T. G. Kang, “Formation and manipulation of ferrofluid droplets at a microfluidic T-junction,” *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 20, no. 4, 2010.
- [٤٩] 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.
- [٧٠] 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, p. 42003, 2009.
- [٧١] 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.
- [٧٢] P. Renaud, H. Van Lintel, M. Heuschkel, and L. Guerin, “Photo-polymer microchannel technologies and applications,” in *Micro Total Analysis Systems’ 98*,



1998, pp. 17–22.

[۷۳] J. Friend and L. Yeo, “Fabrication of microfluidic devices using polydimethylsiloxane,” *Biomicrofluidics*, vol. 4, no. 2, 2010.

[۷۴] J. G. Santiago, S. T. Wereley, C. D. Meinhart, D. J. Beebe, and R. J. Adrian, “A particle image velocimetry system for microfluidics,” *Exp. Fluids*, vol. 25, no. 4, pp. 316–319, 1998.

[۷۵] H. N. Joensson, M. Uhlén, and H. A. Svahn, “Droplet size based separation by deterministic lateral displacement—separating droplets by cell-induced shrinking,” *Lab Chip*, vol. 11, no. 7, pp. 1305–1310, 2011.

[۷۶] Z. Zhi, Z. Jie, and S. Hwa, “Automated droplet measurement ( ADM ): an enhanced video processing software for rapid droplet measurements Author Automated Droplet Measurement ( ADM ) An enhanced video processing software for rapid droplet measurements,” 2016.

[۷۷] 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*, vol. 15, no. 4, pp. 1110–1115, 2015.

## **Abstract**

Emulsions, foams, aerosols and other dispersions are examples of multiphase fluids. These materials have applications in various fields such as therapeutic, nutritional, petroleum and so on. In many of these applications, the production of these materials is uncontrolled while there are many methods for Size control and volume distribution are available in the emulsion field. Latest things in order Emulsification is accompanied by methods for precise control of droplet size on a micrometer scale , Which enables precise control of chemical compounds and heat transfer environments as well. A drop can be used individually as an isolated chemical content To take. One of the great advantages of microfluidic devices is the ability to control droplet formation They have very large scales. Hence the micro fluid droplets using the channels and tubes that they have Are also micrometer-scale, obtained to form a drop of a continuous aqueous phase Energy must be transferred to the droplet surface to convert some of the energy to surface energy. It doesn't make me energy Is to come from a hydrodynamic pressure induced by a flow that has no other external input and with It is known as passive drop production but if an external energy is locally oriented Entering drop production is called active drop production. Usually required to create Dubai Syringe pumps are used with a controllable discharge however pressure control units are also used for Flow drift is used. The microfluidic channel provides a boundary for the micro current The geometry of these boundaries can influence the droplet formation. In recent years development MEMS technology-based microfluidic systems have attracted the attention of scientists and artisans has done. Recent advances have been based more on conventional semiconductors and more on technologies The field of integrated circuits has improved. Using these materials and technologies for systems Not only is the Vicky Maker expensive but it also has many limitations. At work ahead PDMS polymer was used to make the channel. What we needed in our research was just to find the diameter of the droplets Was. To do this, the primary image is taken from a high-speed camera attached to a microscope, cropping the image It is done so that only one full drop is placed in the resulting image and its height is equal to the width Be the channel. The image becomes binary, yet using the method of finding the edges, the edges of the drop Find and consider an appropriate threshold value Extra image components are eliminated and finally the diameter The pixel is found and converted to a diameter in

proportion to micrometers. Finally with communication The camera, the pumps, and the PC turn to the design of a control Floodgram. To control this The system and the desired size were used to control the PID. The behavior of the drops drastically It is non-linear that this is a major challenge in controlling drop production. Nonlinearity of behavior Drops can also be affected by pump vibrations. In this article we tried a method to control Provide the optimum droplet production process. But we will see that the highly nonlinear behavior of these drops It makes it very difficult. However we were able to do this with a simple but very effective PID controller Of course with the use of more advanced hardware, the pump with less vibration can certainly The results were more appropriate. However, the behavior of biphasic microfluidics is inherently nonlinear and presents a model Efficient math is very difficult to design for a droplet size control model It has very powerful processors and expensive results.

**Keywords:** Micro Fluidics - Micro Fluid - Microchannel - Droplet - Micro Droplet Size -Droplet Production - Syringe Pump - Image Processing



**University of Shahrood**

**Faculty of Mechanical Engineering**

**Master of Mechatronics**

**Active control of droplet generation in a micro channel**

**By:**

**Sina Mottaghi Amlashi**

**Supervisors:**

**Dr. Mostafa Nazari**

**Advisors:**

**Dr. Mohsen Nazari**

**Dr. Naseroddin Sepehri**

**January 2020**