

Numerical Analysis of Formation and Uniformity of Janus Microdroplets in a Y-Shaped Microchannel

Abstract: In this study, the formation and generation of Janus microdroplets in a Y-shaped microchannel were numerically investigated using the Volume of Fluid (VOF) method in ANSYS Fluent. Silicone oil and a 5% polycaprolactone solution were considered as the two dispersed phases, while a 2% polyvinyl alcohol solution was used as the continuous phase. The effects of hydrodynamic parameters, including flow-rate ratio and capillary number, on the droplet formation mechanism, flow regime, process stability, and droplet size uniformity were analyzed. The numerical model was validated using reliable data reported in previous studies, and the results showed good agreement in predicting droplet size, formation pattern, and flow behavior. The simulations demonstrated that, among the different flow-rate scenarios, one optimal condition led to stable droplet formation, a repeatable production cycle, an appropriate dimensional balance between the two halves of the droplet, and minimum dispersion indices (CV and PDI). In addition, increasing the capillary number caused a change in the flow regime and reduced the uniformity and overall quality of the generated droplets.

Keywords: Janus Microdroplet, Stability in Microfluidics, Volume of Fluid Method, Y-Shaped Microchannel

1- Introduction

Microfluidic systems provide precise control over small-scale fluid flow and have become a powerful platform for the generation of highly controlled droplets. Among microfluidic approaches, droplet-based systems are especially important for pharmaceutical and biomedical applications due to their ability to produce monodisperse carriers and multi-compartment structures [1], [2]. Janus droplets are of particular interest because they combine two distinct fluid phases in a single droplet, making them suitable for multifunctional delivery and encapsulation systems [3]. The present study focuses on the numerical investigation of Janus microdroplet formation in a Y-shaped microchannel, a geometry selected for its structural simplicity and ability to support stable multiphase flow behavior. The target in this work is the controlled generation of droplets smaller than 100 μm , which is beneficial for improved penetration in biological tissues and for advanced therapeutic applications.

2- Numerical Method

The numerical simulations were carried out in a Y-shaped microchannel designed in ANSYS Workbench 2022-R2, and the governing equations were solved in ANSYS Fluent using the finite volume method. The geometry included a continuous-phase inlet with a width of 100 μm , dispersed-phase inlets with a width of 50 μm , and a branch angle of 45°. The continuous

phase was 2 wt.% Polyvinyl Alcohol (PVA) solution, whereas silicone oil and 5 wt.% Polycaprolactone (PCL) solution were considered as the dispersed phases. Since the problem involved incompressible multiphase flow, the continuity and momentum equations were solved together with the Volume of Fluid (VOF) model to track the interface between the phases. To validate the numerical model, the simulation results were compared with those reported by previous research [4]. The validation demonstrated acceptable agreement in droplet formation regimes, and the difference in droplet size remained below 10%, confirming that the developed model can reliably capture the essential droplet formation dynamics in the Y-shaped configuration.

Table. I Fluid properties

Material	Density (kg/m^3)	Viscosity ($\text{Pa} \cdot \text{s}$)	Surface tension ($\text{mN} \cdot \text{m}$)
Silicone oil	960	0.00934	5
Polycaprolactone 5%	999.5	0.006	3
Polyvinyl alcohol 2%	1005	0.04	2.2

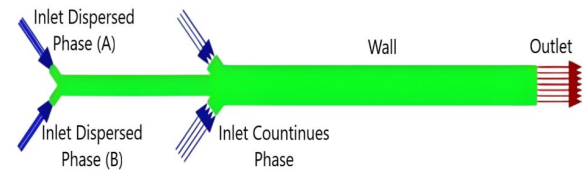


Fig. 1. Representation of boundary conditions in a microchannel

3- Results

The numerical results show that flow-rate conditions strongly affect the formation, size uniformity, morphology, and dynamic stability of Janus droplets. Comparison of the five simulations indicates that changing the operating conditions does not improve all performance criteria simultaneously; instead, each simulation yields a different balance between droplet size, uniformity, and breakup behavior. This emphasizes the need to assess Janus droplet generation using multiple complementary metrics rather than a single parameter [5].

Among the investigated Simulations, Simulation1 showed the best overall performance. It produced stable and regular droplet formation and yielded the lowest Coefficient of Variation (CV) and Polydispersity Index (PDI) values, indicating the highest size uniformity and monodispersity.

$$CV = \frac{s}{\bar{x}} \quad (1)$$

$$PDI = \left(\frac{s}{\bar{x}}\right)^2 \quad (2)$$

In Equation (1) and (2), s and $\bar{x}$ represent the standard deviation and the mean diameter of the microdroplets, respectively. These results suggest that the selected flow conditions provided a more controlled breakup regime and a more reproducible generation process. In contrast, the other simulations exhibited higher CV and PDI values, implying broader size distributions and lower production quality [5]. This trend was most pronounced in Simulation4, where droplet formation was entirely suppressed and the corresponding uniformity metrics could not be determined.

Noticeable differences were also found in droplet size and structural balance. In Simulation1, the average diameters of the two hemispheres were closely matched, indicating a more symmetric Janus morphology. Such balance is desirable in applications that require controlled compartmentalization and predictable transport behavior. By contrast, Simulations2 and 5 produced smaller droplets, whereas Simulation3 generated larger ones. This trend suggests that increasing the flow-rate ratio of the continuous phase to the dispersed phase generally reduces droplet size by enhancing viscous shear and accelerating breakup.

The dynamic behavior further supports these findings. In Simulation1, droplet generation was stable and regular, which is consistent with its low CV and PDI values. In contrast, Simulation2 exhibited irregular droplet spacing, indicating a more sensitive and less repeatable generation process. A similar deterioration was observed in Simulation5, where unstable generation and satellite droplet formation reflected a weaker operating regime. As expected, no droplet-related dynamic behavior was observed in Simulation4 because droplet formation did not occur. The spacing between successive droplets provided additional insight into process stability. Simulation1 showed the most consistent spacing, confirming the regularity and reproducibility of droplet generation. In contrast, Simulation2 exhibited significant spacing fluctuations, while Simulation3 produced a larger average inter-droplet distance. Although spacing could also be measured in Simulation5, the simultaneous presence of instability and satellite droplets shows that this parameter alone is not sufficient to evaluate production quality. Overall, the results demonstrate that Janus droplet generation must be assessed through the combined use of uniformity metrics (CV and PDI) and dynamic observations such as droplet spacing and generation stability, since only this integrated approach can adequately describe both droplet quality and regime stability.

Table. II Flow rates for each simulations

Simulation NO.	Silicone oil (dispersed phase) inlet flow rate ($\mu\text{L}/\text{h}$)	Polycaprolactone 5% (dispersed phase) flow rate ($\mu\text{L}/\text{h}$)	Polyvinyl alcohol 2% (discrete phase) inlet flow rate ($\mu\text{L}/\text{h}$)
Simulation1	18	18	92
Simulation2	18	18	180
Simulation3	171	171	342
Simulation4	630	630	342
Simulation5	90	90	342

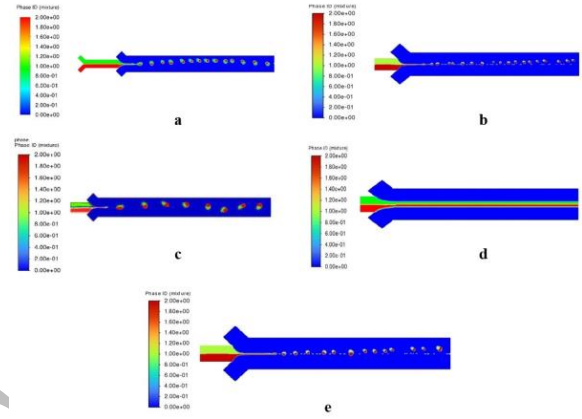


Fig. 2. simulations performed (a-Simulation1, b-Simulation2, c-Simulation3, d-Simulation4, e-Simulation5)

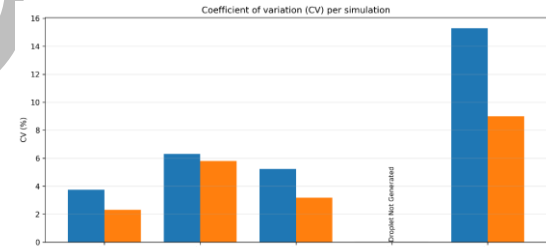


Fig. 3. CV values obtained for the two compartments of the Janus droplet under different simulation conditions. A corresponds to the upper hemisphere, while B represents the lower hemisphere. (no droplet formed in the Simulation4)

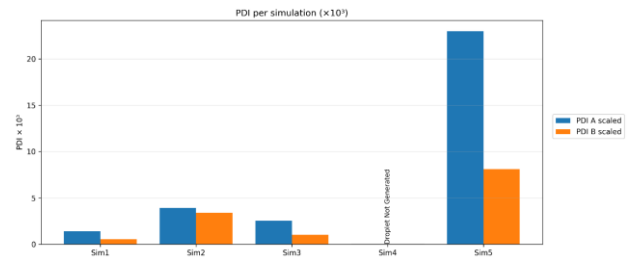


Fig. 4. PDI values obtained for the two compartments of the Janus droplet under different simulation conditions. A corresponds to the upper hemisphere, while B represents the lower hemisphere. (data multiplied by 1000 for better representation)

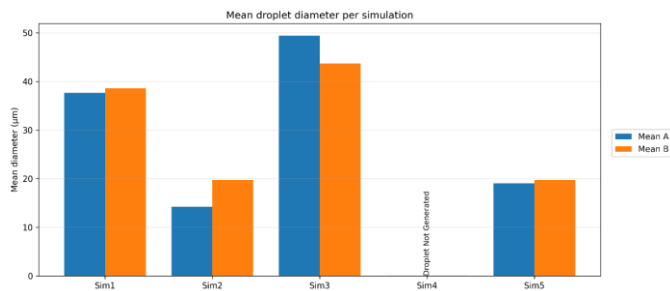


Fig. 5. Average droplet diameter obtained in each simulation

4- Conclusion

In this study, the formation of Janus microdroplets in a flow-focusing microchannel was numerically investigated under different flow-rate conditions. The results demonstrated that droplet generation behavior is strongly governed by the combined effect of flow conditions on both geometric and dynamic characteristics of the produced droplets. Among the examined simulations, one operating condition provided the most favorable performance by ensuring stable droplet generation, better size uniformity, and a more balanced Janus structure. The findings also indicate that flow-rate ratio alone is not sufficient for selecting optimal operating conditions, since droplet quality depends on multiple interconnected factors, including uniformity and generation stability. Therefore, a multi-criteria evaluation is necessary for reliable optimization of Janus droplet generation [6], [7]. Overall, the present results provide a useful numerical basis for the design and control of microfluidic systems intended for the production of Janus droplets, particularly in applications where droplet size consistency and structural balance are critical.

References

- [1] F. Khalilian and M. Bayareh, "Numerical simulation of viscoelastic fluid mixing in a T-Y shaped micromixer," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 37, no. 1, pp. 17–28, 2020, doi: 10.22067/jacsm.20.24.87029.1248.

- [2] B. Zafarmand and Y. Noori, "Simulation of laminar and turbulent flow inside diverging channels using the random vortex method (RVM) and investigation of the effect of divergence angle and Reynolds number on the backflow inside the channel," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 26, no. 1, pp. 17–34, 2015, doi: 10.22067/fum-mech.v26i1.23642.
- [3] T. N. D. Trinh, H. D. K. Do, N. N. Nam, T. T. Dan, K. T. L. Trinh, and N. Y. Lee, "Droplet-Based Microfluidics: Applications in Pharmaceuticals," *Pharmaceuticals*, vol. 16, no. 7, 2023, doi: 10.3390/ph16070937.
- [4] F. Bai, H. Zhang, X. Li, F. Li, and S. W. Joo, "Generation and dynamics of janus droplets in shear-thinning fluid flow in a double y-type microchannel," *Micromachines*, vol. 12, no. 2, pp. 1–18, 2021, doi: 10.3390/mi12020149.
- [5] X. Chao, F. Xu, C. Yao, T. Liu, and G. Chen, "CFD Simulation of Internal Flow and Mixing within Droplets in a T-Junction Microchannel," *Industrial & Engineering Chemistry Research*, vol. 60, no. 16, pp. 6038–6047, 2021, doi: 10.1021/acs.iecr.1c00800.
- [6] P. Sundararajan, J. Wang, L. A. Rosen, A. Procopio, and K. Rosenberg, "Engineering polymeric Janus particles for drug delivery using microfluidic solvent dissolution approach," *Chemical Engineering Science*, vol. 178, pp. 199–210, 2018, doi: 10.1016/j.ces.2017.12.013.
- [7] M. Dhiman, R. Gupta, and K. Anki Reddy, "Drag on Janus Sphere in a Channel: Effect of Particle Position," *Journal of Fluids Engineering ASME*, vol. 143, no. 3, 2021, doi: 10.1115/1.4048928.

تحلیل عددی تشکیل و یکنواختی میکروقطرات جانوس در یک میکروکانال Y شکل

چکیده در این پژوهش، تشکیل و تولید میکروقطرات جانوس در یک میکروکانال Y شکل به صورت عددی و با استفاده از روش حجم سیال (VOF) در نرم افزار آنسیس فلونت مورد بررسی قرار گرفت. روغن سیلیکون و محلول پلی کاپرولاکتون ۵٪ به عنوان دو فاز پراکنده و محلول پلی وینیل الکل ۲٪ به عنوان فاز پیوسته در نظر گرفته شدند. اثر پارامترهای هیدرودینامیکی شامل نسبت دبی ها و عدد کاپیلاری بر مکانیزم تشکیل قطره، رژیم جریان، پایداری فرایند و یکنواختی اندازه قطرات تحلیل شد. مدل عددی با استفاده از داده های معتبر گزارش شده در منابع پیشین اعتبارسنجی شد و نتایج، تطابق مناسبی را در پیش بینی اندازه قطرات، الگوی تشکیل و رفتار جریان نشان داد. شبیه سازی ها نشان دادند که در میان سناریوهای مختلف دبی، یک حالت بهینه با تشکیل قطره پایدار، چرخه تولید تکرارپذیر، تعادل ابعادی مناسب بین دو نیمه قطره و کمینه بودن شاخص های پراکندگی (CV و PDI) حاصل می شود. همچنین، افزایش عدد کاپیلاری موجب تغییر رژیم جریان و کاهش یکنواختی و کیفیت کلی قطرات تولید شده گردید.

واژه های کلیدی: میکروقطره جانوس- پایداری در میکروسیالات- روش حجم سیال- میکروکانال Y شکل

مقدمه

میکروفلوئیدیک (Microfluidics) بستری برای کنترل و هدایت جریان سیالات در ابعاد میکرونی است که با توسعه فناوری های ریزساخت، به طور جدی وارد حوزه های میان رشته ای مانند شیمی، زیست شناسی، علم مواد و مهندسی پزشکی شده است [3]. در این سامانه ها، مفهوم آزمایشگاه روی تراشه امکان انجام فرآیندهای آزمایشگاهی را با مصرف کمتر نمونه و مواد، سرعت بالاتر و کنترل پذیری مناسب فراهم می کند و در کاربردهایی نظیر تحلیل های زیستی/شیمیایی، مطالعات سلولی و انتقال دارو اهمیت دارد [1, 3, 5]. یکی از شاخه های کلیدی در این حوزه، میکروفلوئیدیک مبتنی بر قطره است؛ جایی که قطرات مجزا به عنوان میکرو-راکتور برای انجام واکنش های شیمیایی، سنتز مواد، کپسوله سازی و کاربردهای دارویی به کار می روند [5]. در کاربردهای داروسازی و زیست پزشکی، تولید قطرات پرتعداد، تکرارپذیر و قابل کنترل می تواند مسیرهای مؤثری برای رهایش کنترل شده دارو و بهبود سامانه های درمانی ایجاد کند [1, 5, 6]. همچنین، راهکارهای کنترلی فعال برای دستکاری قطره (مانند جابه جایی یا تحریک های فیزیکی نظیر صوت و میدان مغناطیسی) و نیز توسعه پلتفرم های ساخت مانند چاپ سه بعدی، باعث افزایش انعطاف پذیری طراحی در سامانه های قطره ای شده اند [6-8].

با وجود مزیت ها، در کاربردهای زیستی برخی محدودیت ها نیز مطرح است؛ از جمله مسائل مرتبط با سازگاری زیستی در تماس با پروتئین ها و سلول ها، چسبندگی سطحی و احتمال سمیت برخی مواد [1]. علاوه بر این، برای اجرای قابلیت های پیشرفته تر (مانند ماژول های کنترلی و پایش)، طراحی و یکپارچه سازی اجزای کنترلی اهمیت دارد [1]. هرچند روش هایی نظیر الکترواسپری می توانند برای تولید نانوذرات مناسب باشند، تمرکز این پژوهش بر مقیاس میکرونی و تحلیل تشکیل قطره در هندسه میکروکانال است [2, 5].

در سیستم های چندفازی میکروفلوئیدیک، پایداری مرز بین فازها نقش تعیین کننده ای در تشکیل قطره یکنواخت دارد. در حالت ایده آل امتزاج پذیری، مرز فازی مشخص ایجاد می شود؛ با این حال، امتزاج پذیری جزئی می تواند مرزهای گذرا ایجاد کرده و یکنواختی تولید قطره را کاهش دهد [5]. در این راستا، استفاده از سورفکتانت ها به عنوان روشی برای کاهش کشش سطحی و افزایش پایداری مرز فازی گزارش شده است [23]. از منظر کیفیت خروجی نیز، بسیاری از کاربردهای

زیستی/دارویی نیازمند قطرات با پراکندگی اندازه کم هستند؛ زیرا یکنواختی اندازه بر دوز، نرخ رهایش و تکرارپذیری اثر می گذارد [3, 6]. به همین دلیل، شاخص هایی مانند ضریب تغییرات (CV) و شاخص پراکندگی (PDI) برای سنجش یکنواختی و تک پراکندگی/چندپراکندگی قطرات به کار می رود [20, 22].

در میان ساختارهای دوفازی، ساختارهای جانوس (Janus) به دلیل داشتن دو (یا چند) ناحیه با خواص متفاوت، ظرفیت ارائه عملکردهای چندگانه دارند [10]. در چارچوب میکروفلوئیدیک، میکروقطرات جانوس می توانند بستری برای کاربردهای پیشرفته مانند دارورسانی، مهندسی زیست پزشکی و طراحی مواد فراهم کنند [28]. همچنین در برخی مطالعات به قابلیت این ساختارها برای حمل همزمان/متوالی چند دارو و ایجاد پاسخ های عملکردی متفاوت اشاره شده است که می تواند در درمان های چندمرحله ای اهمیت داشته باشد [24]. توسعه ساختارهای جانوس در حوزه هایی مانند معماری های نانو ساختاری و کاربردهای کاتالیزستی نیز گزارش شده و انعطاف پذیری این مفهوم را نشان می دهد [27]. افزون بر این، روش های میکروفلوئیدیک برای ساخت ذرات جانوس با قابلیت تخریب برنامه ریزی شده یا تخریب تحریک پذیر با دما و pH نیز مطرح شده اند [12, 13]. با این وجود، چالش هایی مانند مقیاس پذیری تولید، اقتصاد بودن و اطمینان از زیست سازگاری همچنان از موضوعات کلیدی برای توسعه عملی این فناوری ها است [10, 28].

تشکیل قطره در میکروفلوئیدیک تحت تأثیر هندسه تراشه/کانال، خواص سیالات (ویسکوزیته، کشش سطحی، چگالی) و شرایط عملیاتی (دبی ها و نسبت آن ها) قرار دارد [17]. از این رو، هندسه های رایجی مانند T-junction، Flow-focusing و Y-junction برای کنترل اندازه و فرکانس تولید قطره توسعه یافته اند [10, 22]. در طراحی های Y شکل و هم جریان (co-flow)، با تنظیم نسبت دبی ها و انتخاب زوج سیالات مناسب، امکان کنترل پذیری بهتری روی الگوی تشکیل قطره و مشخصات آن فراهم می شود [21]. رفتار تشکیل قطره معمولاً در قالب رژیم هایی مانند چکه ای (dripping) و جت (jetting) توصیف می شود و تغییر عدد های بی بعد می تواند به گذار بین رژیم ها و تغییر اندازه، یکنواختی و پایداری قطرات منجر شود [22].

میدان فشار و نیروهای حاکم نیز بیانگر نقش غالب کشش سطحی و نیروهای برشی در تشکیل و جدایش قطره است. همچنین، اعتبار سنجی مدل با داده‌های تجربی موجود، انطباق مناسب را در پیش‌بینی اندازه قطره گزارش کرده است [3]، [6]. نوآوری این پژوهش، استفاده از سیالات برای دارورسانی شامل ۵٪ PCL و روغن سیلیکون (فاز پراکنده) و ۲٪ PVA (فاز پیوسته) است. این کار برای نخستین بار اثرات خواص فیزیکی این پلیمرها بر پایداری قطرات جانوس را در میکروکانال Y بررسی کرده تا بستری برای تولید با ذرات دارویی بارگذاری شده با داروهای متعدد (مانند پاکلی‌تاکسل و ایداروبی‌سین که برای درمان‌های تومورهای جامد مثل سرطان پستان استفاده می‌شوند) در آینده فراهم شود [6].

بیان مسئله

در این پژوهش، تشکیل میکروقطرات جانوس در یک میکروکانال Y شکل به صورت عددی بررسی شده است. جریان مورد مطالعه شامل یک جریان دوفازی متراکزناپذیر است که در آن، دو فاز پراکنده به‌طور هم‌زمان وارد کانال شده و در برخورد با فاز پیوسته منجر به تشکیل قطرات جانوس می‌شوند. هدف اصلی، تحلیل اثر پارامترهای جریان بر مکانیزم تشکیل و ویژگی‌های قطرات جانوس در مقیاس میکرو است. برای این منظور، از یک کانال Y شکل استفاده شده است که به دلیل سادگی طراحی و قابلیت ایجاد شرایط پایدار برای جریان‌های چندفازی، به‌طور گسترده در مطالعات میکروسیالات به‌کار می‌رود [20]. این هندسه امکان تزریق هم‌زمان دو سیال پیوسته و یک سیال پراکنده را فراهم کرده و بستر مناسبی برای بررسی اثر نسبت جریان‌ها و نیروهای برشی بر تشکیل قطرات ایجاد می‌کند. در این پیکربندی، دو کانال ورودی جانبی به فازهای پراکنده و یک کانال ورودی مرکزی به فاز پیوسته اختصاص داده شده و جریان‌ها در یک کانال اصلی مشترک به هم می‌پیوندند. ابعاد کانال بر اساس مقالات مرجع و نیازمندی‌های شبیه‌سازی تعیین شد. عرض کانال ورودی سیال پیوسته ۱۰۰ میکرومتر و عرض کانال ورودی سیال پراکنده ۵۰ میکرومتر در نظر گرفته شد و زاویه انشعاب ورودی‌ها ۴۵ درجه انتخاب گردید تا جریان یکنواختی در ناحیه گلوگاه ایجاد شود. طول کانال اصلی و شاخه‌های جانبی به‌گونه‌ای طراحی شد که زمان کافی برای شکل‌گیری جریان و تشکیل قطرات فراهم گردد، بدون آنکه جریان دچار تلاطم یا اختلال شود [38]. یکی از اهداف این پژوهش، تشکیل قطرات با ابعاد کوچکتر از ۱۰۰ میکرون است؛ زیرا قطرات ریزتر نفوذ مؤثرتری در بافت‌های متراکم مانند تومورهای جامد دارند. کاهش اندازه قطرات می‌تواند عبور آن‌ها از فضاها بین سلولی را تسهیل کرده و موجب افزایش غلظت دارو در ناحیه هدف شود [35]، [36]. در مقابل، قطرات بزرگتر معمولاً کارایی دارورسانی کمتری دارند؛ بنابراین، استفاده از هندسه Y شکل در مقیاس میکرونی امکان تولید قطرات پایدار و یکنواخت با ابعاد مناسب برای دارورسانی را فراهم می‌کند [37]. در این پژوهش معادلات پیوستگی و مومنتوم جریان غیرقابل تراکم حل شده و ردیابی مرز مشترک فازها با استفاده از روش VOF انجام شده است. شرایط مرزی شامل سرعت یکنواخت در ورودی‌ها، فشار ثابت در خروجی و دیواره‌های بدون لغزش است و نسبت دبی‌ها و سرعت‌های ورودی به‌عنوان پارامترهای کنترلی تغییر داده شده‌اند. هندسه کانال‌ها در نرم‌افزار آنسیس ورکبنچ نسخه R2 ۲۰۲۲ طراحی شده و حل عددی معادلات با استفاده از نرم‌افزار آنسیس فلونت این نسخه و بر پایه روش حجم محدود انجام شده است. معیار همگرایی مناسب انتخاب شده و استقلال شبکه و تنظیمات زمانی به‌منظور اطمینان از دقت نتایج بررسی شده‌اند.

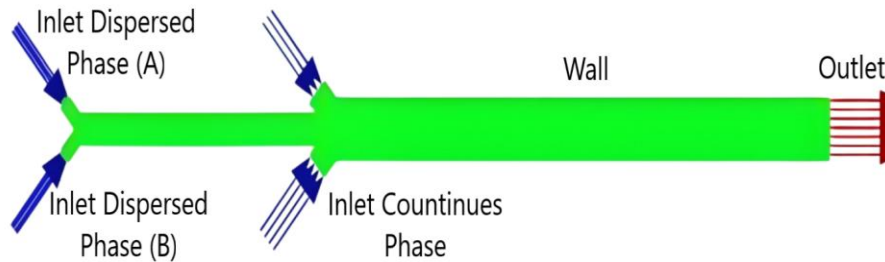
برای تحلیل و طراحی سیستم‌های چندفازی در مقیاس میکرو، استفاده از کمیت‌های بی‌بعد ضروری است. عدد کاپیلاری (Ca) نسبت نیروهای ویسکوز به کشش سطحی را بیان می‌کند و نقش مهمی در پایداری مرز فازی و نحوه تشکیل قطره دارد [33]. مقادیر پایین Ca معمولاً با غلبه کشش سطحی و تشکیل قطرات پایدارتر همراه است، در حالی که افزایش Ca می‌تواند رفتارهای وابسته به لزجت را تقویت کرده و زمینه تغییر رژیم را فراهم کند [33]. عدد وبر (We) نیز نسبت نیروهای لختی به کشش سطحی را نشان می‌دهد و می‌تواند بیانگر گرایش سیستم به غلبه اینرسی بر کشش سطحی و تغییرات جدایش/شکست جریان باشد [33]. در برخی مسائل چندفازی با بیش از یک مرز فازی، نحوه محاسبه Ca و We (مانند انتخاب مقدار بیشینه متناظر با مرزهای فازی مختلف) نیز اهمیت پیدا می‌کند [34]. از طرف دیگر، بسیاری از سیالات زیستی و برخی محلول‌های پلیمری رفتار غیرنیوتنی (shear-thinning)، از خود نشان می‌دهند؛ در این حالت ویسکوزیته ظاهری با افزایش نرخ برش کاهش می‌یابد و این وابستگی می‌تواند شکل جبهه جریان، اندازه قطره و نرخ تشکیل آن را تغییر دهد [18]، [19]. مطالعات نشان داده‌اند که حضور چنین رفتارهایی در میکروکانال‌ها می‌تواند کنترل تشکیل قطره را پیچیده‌تر کند و لازم است در طراحی و تحلیل چندفازی در نظر گرفته شود [16]، [9]، [15].

در کنار پژوهش‌های تجربی، شبیه‌سازی عددی ابزار مناسبی برای تحلیل پارامتری، بهینه‌سازی طراحی و کاهش هزینه آزمون و خطا است [1]، [17]. با وجود حساسیت شبیه‌سازی‌های چندفازی به شبکه، شرایط مرزی و هزینه محاسباتی، در صورت اعتبار سنجی مناسب می‌توان سازوکارهای فیزیکی را با جزئیات بیشتری تحلیل کرد [17]. در مطالعات پیشین، دینامیک سیالات محاسباتی (CFD) برای بررسی الگوهای جریان و اختلاط در قطرات و نیز اثر نسبت ویسکوزیته فازها بر کیفیت قطره به‌کار رفته است [9]. همچنین در تحلیل تشکیل قطره در هندسه‌های مختلف، روش‌هایی مانند روش حجم سیال (VOF) و مجموعه تراز (Level-set) استفاده شده‌اند [39]، [41] و نتایج این مطالعات بر اهمیت سه محور هندسه کانال، نسبت دبی‌ها و خواص سیال تأکید دارد [17]، [22]. در حوزه قطرات جانوس نیز، گزارش شده است که در یک میکروکانال Y شکل و با سیال غیرنیوتنی، تغییر شرایط می‌تواند گذار رژیم را تحت تأثیر قرار دهد و کاهش ویسکوزیته در برش‌نازک‌شونده‌ها بر حجم قطره اثرگذار است [15]. همچنین شبیه‌سازی سه‌بعدی در میکروکانال Y هم‌جریان نشان داده است که با تنظیم نسبت جریان و کمیت‌های بی‌بعد و انتخاب زوج سیال مناسب، می‌توان تولید ساختارهای دوفازی یکنواخت و قابل کنترل را هدف‌گذاری کرد [21]. تولید امولسیون‌های جانوس در پیکربندی‌های هم‌جریان مانند میکروتیوب نیز گزارش شده و مسیرهای طراحی هندسه برای ساخت قطرات جانوس را تقویت می‌کند [18]. با وجود این پیشرفت‌ها، برای کاربرد های زیستی/دارویی همچنان نیاز به مدل‌هایی وجود دارد که ضمن توجه به پارامترهای کلیدی مانند نسبت دبی‌ها، Ca و We، قابلیت پیش‌بینی رژیم جریان و دقت مناسب در اندازه قطره را ارائه دهند؛ زیرا کنترل اندازه و یکنواختی برای دارورسانی هدفمند و رهایش کنترل‌شده حیاتی است [24]، [25].

بر همین اساس، در این پژوهش، شبیه‌سازی عددی تشکیل میکروقطرات جانوس در یک میکروکانال Y شکل با استفاده از روش VOF در نرم‌افزار آنسیس فلونت انجام شده است. هدف، تحلیل اثر پارامترهای مؤثر شامل نسبت دبی‌ها، عدد کاپیلاری و عدد وبر بر تشکیل و پایداری قطرات است [31]. نتایج نشان می‌دهد افزایش عدد کاپیلاری می‌تواند گذار رژیم جریان را تحت تأثیر قرار دهد و تحلیل

جدول ۱- شرایط مرزی

شرط مرزی	نوع شرط
ورودی اول فاز گسسته	Inlet (velocity inlet)
ورودی دوم فاز گسسته	Inlet (velocity inlet)
ورودی فاز پیوسته	Inlet (velocity inlet)
دیواره	Wall (no slip condition)
خروجی	Outlet (pressure outlet)



شکل ۱- نمایش شرایط مرزی در میکروکانال

نیوتنی در قالب سه بعدی به صورت زیر ارائه می‌شود:

$$\frac{\partial u_j}{\partial t} + u_k \frac{\partial u_j}{\partial x_k} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\nu \left(\frac{\partial u_k}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_k} \right) \right] + \rho \vec{g} + \vec{F}_b \quad (4)$$

در معادله ی فوق $\nu, p, \rho \vec{g}, \vec{F}_b, t$ به ترتیب زمان، نیروی حجمی خارجی، نیروی حجمی گرانش، فشار استاتیک و ویسکوزیته می باشند [15].

در این مطالعه، سه نیروی اصلی مؤثر بر تشکیل و رفتار قطرات جانوس شامل نیروی کشش سطحی، نیروی ناشی از تنش برشی و نیروی حاصل از اختلاف فشار در کانال‌ها در نظر گرفته شده است. در میان این نیروها، کشش سطحی نقش کلیدی در تشکیل و پایداری قطرات ایفا می‌کند؛ به گونه‌ای که تمایل دارد سطح مشترک بین دو فاز را به حداقل برساند. در سامانه‌های میکروسیال، تغییرات کشش سطحی می‌تواند به‌طور مستقیم بر اندازه، شکل و تقارن قطرات اثر بگذارد، به‌طوری که کاهش آن منجر به تولید قطرات کوچک‌تر و یکنواخت‌تر و افزایش آن موجب تشکیل قطرات بزرگ‌تر و ناپایدارتر می‌شود. از این رو، کنترل کشش سطحی از طریق تنظیم ترکیب شیمیایی سیال یا استفاده از سورفکتانت‌ها ابزار مؤثری برای مدیریت دینامیک قطرات محسوب می‌شود [15].

$$F_\sigma = \nabla P \cdot A_c = \left[\sigma_1 \left(\frac{1}{h/2} + \frac{1}{L_g} \right) - \sigma_1 \left(\frac{1}{h/2} + \frac{1}{L_g/2} \right) \right] \frac{L_g}{2} h + \left[\sigma_2 \left(\frac{1}{h/2} + \frac{1}{L_g} \right) - \sigma_2 \left(\frac{1}{h/2} + \frac{1}{L_g/2} \right) \right] \frac{L_g}{2} h = -\frac{1}{2} h (\sigma_1 + \sigma_2) \quad (5)$$

در این جا $A_c, L_g, h, \sigma_2, \sigma_1$ به ترتیب کشش سطحی بین فاز پراکنده ۱ و سیال پیوسته، کشش سطحی بین فاز پراکنده ۲ و سیال پیوسته، ارتفاع کانال، طول گلوگاه و سطح مقطع کانال در قسمت سیال پیوسته می باشند. نیروی ناشی از تنش برشی نقش مهمی در برش و جدایش قطرات دارد. در کانال‌های Y-شکل، جریان

معادلات حاکم

در شبیه سازی جریان‌های چندفازی، از روش VOF برای ردیابی مرز مشترک بین فازهای غیرقابل امتزاج استفاده می‌شود [32]. در این روش، به جای دنبال کردن مستقیم سطح مشترک، برای هر فاز یک کسر حجمی به صورت $\alpha_p(\vec{x}, t)$ تعریف می‌شود که سهم آن فاز را در هر سلول محاسباتی نشان می‌دهد. مجموع کسرهای حجمی فازها در هر نقطه برابر با یک است که این شرط تضمین می‌کند فضای هر سلول به‌طور کامل توسط فازهای موجود اشغال شده باشد [40].

$$\alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_3 = 1 \quad (1)$$

معادله ی انتقال کسری حجمی برای فاز p به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\frac{\partial \alpha_p(\vec{x}, t)}{\partial t} + \vec{U} \cdot \nabla \alpha_p(\vec{x}, t), p = 1, 2, 3 \quad (2)$$

که در آن U میدان سرعت مشترک جریان و $\vec{x}, t$ به ترتیب زمان و بردار مکان سلول است. این معادله بیان می‌کند که کسری حجمی هر فاز در اثر جابه‌جایی توسط میدان سرعت منتقل می‌شود، بدون آن که جرم بین فازها مبادله گردد. در چارچوب روش VOF، تنها معادله ی کسری حجمی حل می‌شود (در این جا دو معادله برای سه فاز) و مقدار کسری حجمی فاز سوم از شرط پایستگی معادله ی (۲) به دست می‌آید. معادلات پایه جریان سیال نیوتنی شامل معادله پیوستگی و معادله ناویر-ستوکس می‌باشد که رفتار حرکت سیال را در شرایط مختلف توصیف می‌کنند [8].

$$\frac{\partial u_k}{\partial x_k} = 0 \quad (3)$$

این معادله بیانگر شرط پایستگی جرم برای جریان غیرقابل تراکم است که در آن u_k مولفه سرعت در راستای محور X می‌باشد. معادله ناویر-ستوکس برای جریان

سطحی به سلول‌های واقع در مرز بین فازها اختصاص داده شده و نقش مؤثری در تغییر شکل و پایداری قطرات ایفا می‌کند [29].

$$F_{sv} = \sigma k \hat{n} \delta_s \quad (12)$$

پارامترهای $k, \hat{n}, \delta_s$ انحنا، بردار نرمال سطح و تابع دلتا سطحی که نیرو را به سلول‌های مرزی اختصاص می‌دهد می‌باشد.

$$k = \nabla \cdot \hat{n} = \nabla \cdot \frac{\nabla \alpha(\vec{x}, t)}{|\nabla \alpha(\vec{x}, t)|} \quad (13)$$

$$\hat{n} = \hat{n}_w \cos \theta + \hat{t}_w \sin \theta \quad (14)$$

پارامترهای $\hat{t}_w, \hat{n}_w, \theta$ به ترتیب زاویه‌ی تماس سیال و دیواره، بردار واحد نرمال و بردار مماس بر دیوار می‌باشند. ضریب تغییرات یک شاخص آماری بدون بُعد است که میزان پراکندگی داده‌ها را نسبت به مقدار میانگین آن‌ها بیان می‌کند و از نسبت انحراف معیار به میانگین به دست می‌آید.

$$CV = \frac{s}{\bar{x}} \quad (15)$$

پارامترهای $s, \bar{x}$ به ترتیب میانگین قطر میکروقطره‌ها و انحراف معیار می‌باشند. شاخص پراکندگی یکی از معیارهای متداول در تحلیل اندازه ذرات و قطرات است که میزان یکنواختی یا پراکندگی توزیع اندازه‌ها را نشان می‌دهد.

$$PDI = \left(\frac{s}{\bar{x}}\right)^2 \quad (16)$$

در این مطالعه، برای سامان‌دهی بررسی شرایط جریان و جلوگیری از انتخاب‌های پراکنده، از رویکرد طراحی آزمایش‌ها (DOE) به عنوان یک چارچوب برنامه‌ریزی استفاده شد. در این چارچوب، دبی فاز پیوسته (Q_c) و دبی دو فاز پراکنده (Q_a و Q_b) بوده و برای مقایسه نرمال شده سناریوها، نسبت دبی R نیز به عنوان شاخص کمکی در تفهیم روندها در نظر گرفته شد. نیز به عنوان یک متغیر کمکی تعریف گردید. ارزیابی پاسخ‌ها بر اساس شاخص‌های آماری یکنواختی و تک‌پراکندگی شامل CV و PDI و همچنین شاخص‌های ابعادی و دینامیکی شامل میانگین قطر، طول جدایش و متوسط فاصله بین قطرات انجام شد؛ علاوه بر این، تشکیل یا عدم تشکیل قطره به عنوان یک معیار کیفی برای تفکیک ناحیه عملیاتی قابل قبول لحاظ گردید. بر این اساس، سناریوهای شبیه‌سازی به صورت هدفمند انتخاب شدند تا هم امکان مقایسه‌ی هم‌زمان اثر تغییر دبی‌ها بر اندازه و یکنواختی قطرات فراهم شود و هم رفتار جدایش از نظر پایداری و نظم تولید قطرات قابل تفسیر باشد.

اعتبارسنجی مدل عددی

به منظور ارزیابی صحت و دقت مدل عددی به کاررفته در این پژوهش، نتایج شبیه‌سازی با داده‌های گزارش شده در مطالعه‌ی بای و همکاران (۲۰۲۱) مقایسه شده است لازم به ذکر است فرآیند اعتبارسنجی صرفاً بر اساس بخش مربوط به سیال نیوتونی در مقاله‌ی آقای بای و همکاران صورت گرفته است [15]. در این راستا، شبیه‌سازی تشکیل قطرات در یک میکروکانال Y شکل دوگانه با استفاده از روش حجم سیال (VOF) انجام شده و شرایط هندسی، خواص سیال و پارامترهای جریان تا حد امکان مطابق با مرجع مذکور انتخاب گردیده است. مقایسه کیفی

سیال با اعمال تنش برشی بر سطح مشترک فازها، به طور مستقیم بر محل جدایش و شکل قطرات اثر می‌گذارد. افزایش تنش برشی می‌تواند موجب کاهش اندازه قطرات و تغییر پایداری آن‌ها شود و مطالعات عددی و تجربی نشان داده‌اند که با افزایش سرعت جریان در شاخه‌های ورودی، تنش برشی افزایش یافته و در نتیجه قطرات کوچک‌تر و با نرخ تولید بالاتری تشکیل می‌شوند [30].

$$F_r = 2\tau \cdot A = 2 \cos 45^\circ \mu_c \frac{Q_c}{h(w-L_g)(w-L_g)} L_g h = \frac{\sqrt{2} \mu_c Q_c L_g}{(w-L_g)^2} \quad (6)$$

در معادله‌ی بالا μ_c, w, Q_c به ترتیب دبی حجمی سیال پیوسته، عرض کانال فاز پیوسته و ویسکوزیته سیال پیوسته می‌باشند. علاوه بر نیروهای داخلی، اختلاف فشار بین شاخه‌های ورودی و نقاط مختلف کانال نقش مهمی در شکل‌گیری و حرکت قطرات دارد. این اختلاف فشار با تنظیم میدان جریان، نرخ تولید و اندازه قطرات را کنترل می‌کند. در هندسه‌های Y شکل، اختلاف فشار بین ورودی‌ها تعیین‌کننده محل جدایش قطره و نرخ حرکت قطرات جانوس است. این عامل به ویژه در جریان‌های چندفازی و سیالات با ویسکوزیته‌های متفاوت اهمیت داشته و می‌تواند موجب تغییر رژیم جریان از حالت چکه‌ای به جتی شود [30].

$$F_p = (p_r - p_t) \cdot A_c = Q_c \frac{\mu_c L_g}{h(w-L_g)^3} L_g h = \frac{\mu_c L_g^2 Q_c}{(w-L_g)^3} \quad (7)$$

در معادله‌ی فوق p_t, p_r به ترتیب فشار در انتها و ابتدا میکروکانال می‌باشد. طبق معادلات فوق (5)، (6)، (7) نیروی کل بدین صورت بیان می‌شود:

$$F_{total} = \frac{\sqrt{2} \mu_c Q_c L_g}{(w-L_g)^2} - \frac{1}{2} h(\sigma_1 + \sigma_2) + \frac{k \mu_c L_g^2 Q_c}{(w-L_g)^3} \quad (8)$$

در این مطالعه، به دلیل حضور سه فاز شامل دو نیمه‌قطره و یک فاز پیوسته، اعداد بی‌بعد هیدرودینامیکی به صورت جداگانه برای هر رابط بین‌فازی محاسبه شده‌اند. از آنجا که قطره جانوس به عنوان یک سیستم مرکب عمل می‌کند و هر نیمه‌قطره در تماس مستقیم با فاز پیوسته قرار دارد، محاسبه مستقل اعداد کاپیلاری و وبر برای هر رابط به منظور تحلیل دقیق رفتار جریان و پایداری قطره ضروری است. عدد کاپیلاری و وبر بین فاز پیوسته (۳) و فاز i ($i = 1, 2$) که بیانگر فازهای پیوسته می‌باشند به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$Ca_{i-3} = \frac{U \mu_3}{\sigma_{i-3}} \quad (9)$$

$$We_{i-3} = \frac{\rho_3 U^2 D_h}{\sigma_{i-3}} \quad (10)$$

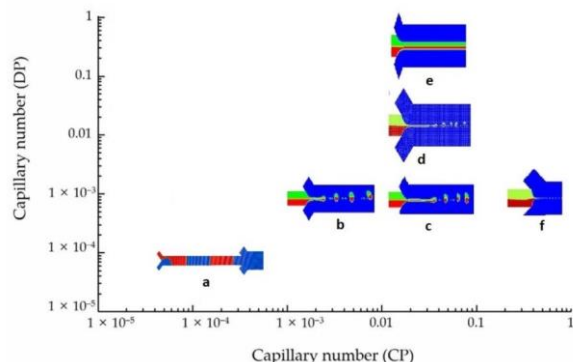
در معادلات فوق U, σ, D_h به ترتیب قطر هیدرودینامیکی کانال، کشش سطحی و سرعت نسبی فاز پیوسته نسبت به فاز گسسته می‌باشد.

عدد کورانت یک کمیت بی‌بعد در شبیه‌سازی‌های عددی جریان است که نسبت سرعت انتقال اطلاعات در شبکه محاسباتی به گام زمانی و اندازه سلول‌ها را بیان می‌کند و نقش مهمی در پایداری حل عددی دارد [29].

$$CLF = \frac{u \Delta t}{\Delta x} \quad (11)$$

پارامترهای $\Delta t, \Delta x$ به ترتیب اندازه مش و گام زمانی می‌باشند. با فعال سازی مدل سازی نیروی کشش سطحی در نرم‌افزار فلوئنت، اثر کشش سطحی بین فازها به صورت یک نیروی حجمی در معادلات مومنوم لحاظ می‌شود. در این مدل، تنش

قطرات تشکیل شده را در شرایط مختلف بررسی کرده‌اند. نتیجه نشان می‌دهد که وقتی مقادیر کاپیلاری در یک محدوده متعادل باشند، قطرات به صورت منظم و پایدار تشکیل می‌شوند. اگر این مقادیر خیلی زیاد شود، حالت جت رخ می‌دهد و قطرات یکنواخت تولید نمی‌شوند. در محدوده بین این دو حالت نیز قطرات به صورت نامنظم و ناپایدار شکل می‌گیرند [15].



شکل ۳- نمودار فوق بیانگر اعتبارسنجی فازی تشکیل و دینامیک قطرات جانوس در میکروکانال Y شکل (نمایش رژیم‌های مختلف جریان شامل چکه‌ای، جت و ناپایدار، طبق نمودار فوق شکل a قطره ای تشکیل نشده، در شکل b و c قطره ها همرا با قطرات ماهواره ای با اندازه های متفاوت تشکیل شده اند، در شکل e دوفاز پراکنده به صورت رشته ای جریان پیدا کرده‌اند، در شکل d جریان به صورت جت صورت گرفته و شکل f قطرات در اندازه های بسیار کوچک و به صورت ناپایدار تشکیل می‌شوند).

جدول ۳- جدول زیر مقایسه ی اندازه ی دوقطره فاز پراکنده HDDA در مقاله و اعتبارسنجی را نشان می‌دهد (قسمت V-e چون قطره ای تشکیل نشده است اندازه ی عرضی جریان رشته ای فاز HDDA اندازه گیری شده است)

تصاویر مقایسه شده	اندازه فاز پراکنده HDDA مقاله (برحسب میکرون)	اندازه فاز پراکنده HDDA اعتبارسنجی (برحسب میکرون)	درصد اختلاف اندازه دو قطره یا جریان دو فاز پراکنده
II-b	۳۶	۳۷	۲/۷
III-c	۴۸	۵۰	۴/۱
IV-d	۲۰	۱۸	۱۰
V-e	۲۰	۲۱	۵

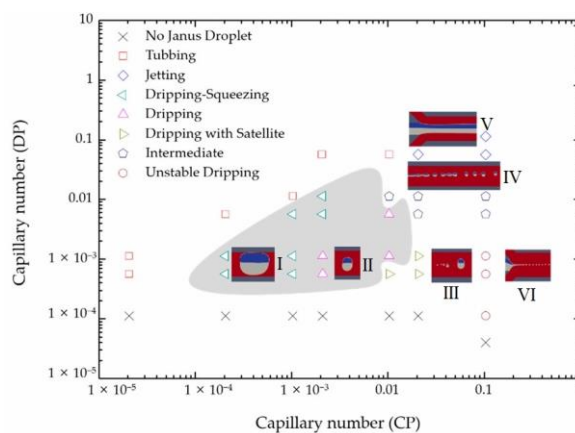
جدول ۴- شرایط مرزی اعمال شده در این پژوهش جدول فوق مقایسه ی اندازه ی دوقطره فاز پراکنده روغن سیلیکون در مقاله و اعتبارسنجی را نشان می‌دهد (قسمت V-e چون قطره ای تشکیل نشده است اندازه ی عرضی جریان رشته‌ای فاز روغن سیلیکون اندازه گیری شده است)

تصاویر مقایسه شده	اندازه فاز پراکنده روغن سیلیکون مقاله (برحسب میکرون)	اندازه فاز پراکنده روغن سیلیکون اعتبارسنجی (برحسب میکرون)	درصد اختلاف اندازه دو قطره یا جریان دو فاز پراکنده
II-b	۳۶	۳۷	۲/۷
III-c	۴۸	۵۰	۴/۱
IV-d	۲۰	۱۸	۱۰
V-e	۲۰	۲۱	۵

رژیم‌های جریان برحسب عدد کاپیلاری نشان داد که نواحی مختلف تشکیل قطره شامل حالت‌های چکه‌ای، جتی و ناپایدار در شبیه‌سازی حاضر با نتایج گزارش شده در مرجع انطباق مناسبی دارند. همچنین روند تغییر رژیم جریان با افزایش عدد کاپیلاری در هر دو مطالعه مشابه بوده است که بیانگر تولناپی مدل عددی در پیش‌بینی صحیح رفتار فیزیکی جریان است. علاوه بر این، مقایسه کمی اندازه قطرات تشکیل شده نشان داد که اختلاف نسبی میانگین اندازه قطره در شبیه‌سازی حاضر نسبت به داده‌های مرجع، برای فازهای مختلف کمتر از حدود ۱۰٪ است. این میزان اختلاف در بازه قابل قبول مطالعات عددی میکرو سیالات قرار داشته و نشان‌دهنده دقت مناسب مدل عددی است. براساس نتایج فوق، می‌توان نتیجه گرفت که مدل عددی به کاررفته از اعتبار کافی برای تحلیل تشکیل و پایداری میکروقطرات جانوس برخوردار بوده و نتایج آن قابل اتکا است [20]-[25].

جدول ۲- مشخصات سیال و شرایط مرزی در مقاله ی بای و همکاران

سیال	چگالی (kg/m^3)	ویسکوزیته ($Pa.s$)	تنش سطحی ($mN.m$)	سرعت ورودی ($\mu L/h$)
روغن سیلیکون	۹۶۰	۰/۰۰۹۳۴	۵/۳	۱۸
هگزاندیول دی‌اکریلات (HD) (DA)	۱۰۰۰	۰/۰۰۶۳۵	۴/۵	۱۸
کربوکسی متیل سلولز	۹۹۹/۵	۰/۰۰۴۸۹	۲/۸	۱۸۰۰



شکل ۲- نقشه رژیم‌های تشکیل قطرات جانوس در میکروکانال Y شکل برحسب عدد کاپیلاری فاز پیوسته - فاز گسسته (CP-DP)، استخراج شده از نتایج گزارش شده توسط بای و همکاران

در این نمودار، محور افقی نشان‌دهنده عدد کاپیلاری فاز گسسته و محور عمودی نشان‌دهنده عدد کاپیلاری فاز پیوسته است. محققان در این نمودار ترتیب و اندازه

II-b	۴۸	۴۷	۲
III-c	۵۲	۴۸	۷/۶
IV-d	۲۲	۲۱/۵	۶/۸
V-e	۲۳	۲۵	۸/۷

مطالعه شبکه و شرایط مرزی

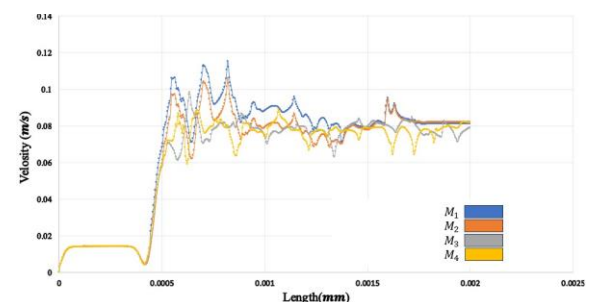
معادلات حاکم با استفاده از روش حجم محدود (Finite Volume Method) گسسته‌سازی شدند. برای کوپل کردن فشار و سرعت از الگوریتم ضمنی فشار مبتنی بر تفکیک عملگرها (PISO) استفاده گردید. معادلات تکانه و کسر حجمی با طرح بالادست مرتبه دوم و معادله فشار با طرح PRESTO گسسته‌سازی شدند. معیار همگرایی برای تمام معادلات برابر با 10^{-5} در نظر گرفته شد. علاوه بر بررسی باقیمانده‌ها، پایداری حل از طریق پایش تغییرات کسر حجمی در خروجی کانال کنترل شد. با توجه به اعمال شرط سرعت ثابت در ورودی‌ها و فشار ثابت در خروجی کانال، بررسی استقلال نتایج از شبکه محاسباتی انجام شد. شبیه‌سازی‌ها با شبکه‌هایی با تراکم متفاوت انجام و پارامترهای شاخص شامل شکل و اندازه قطرات جانوس و محل جدایش آن‌ها مورد مقایسه قرار گرفت. نتایج نشان داد که با افزایش تراکم شبکه، تغییرات نتایج کاهش یافته و پس از رسیدن به یک سطح مشخص از ریزش‌دگی شبکه، پاسخ عددی به حالت پایدار همگرا می‌شود. بر این اساس، شبکه‌ای با دقت مناسب و هزینه محاسباتی معقول به عنوان شبکه نهایی انتخاب شد.

جدول ۵- جزئیات شبکه و المان‌ها

شماره شبکه	اندازه المان (میکرون)	تعداد المان‌ها
M_1	۵	۴۲۳۰۰۰
M_2	۴	۴۹۰۰۰۰
M_3	۳	۶۰۰۰۰۰
M_4	۲/۵	۸۱۰۰۰۰



شکل ۴- A-A محور تقارن هندسه می باشد و میزان سرعت سیال بر روی این محور برای مطالعه ی آنالیز استقلال از شبکه و گام زمانی استفاده خواهد شد.

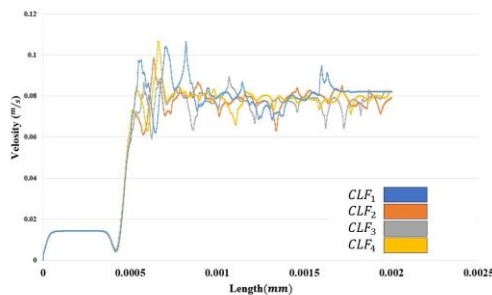


شکل ۵- آنالیز استقلال از شبکه برای مش‌های M_1, M_2, M_3, M_4 (در این آزمون سرعت در طول محور تقارن این کانال میکروسیال بررسی شده است و طبق نمودار فوق شبکه‌های M_3, M_4 ، بهترین انتخاب می باشند اما برای کاهش و صرفه جویی در مدت زمان محاسبات برای ادامه شبیه سازی از شبکه M_3 استفاده شده است).

از آنجا که جریان مورد مطالعه ماهیت گذرا دارد و شرایط مرزی بر پایه سرعت اعمال شده‌اند، بررسی استقلال نتایج از گام زمانی ضروری است. در این راستا، شبیه‌سازی‌ها با گام‌های زمانی متفاوت انجام و رفتار تشکیل و جدایش قطرات جانوس مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که با کاهش گام زمانی، تغییرات نتایج ناچیز شده و در یک بازه مشخص به حالت پایدار می‌رسند. بر این اساس، گام زمانی مناسبی که شرط پایداری عددی را ارضا می‌کرد، برای ادامه شبیه‌سازی‌ها انتخاب شد [30].

جدول ۶- مشخصات گام زمانی بر حسب اندازه شبکه M_3 برابر ۳ میکرون

مقدار عدد کورانت CLF	گام زمانی
۰/۲۴	$1/5 \times 10^{-5}$
۰/۲۲	$1/3 \times 10^{-5}$
۰/۲	$1/2 \times 10^{-5}$
۰/۱۸	1×10^{-5}



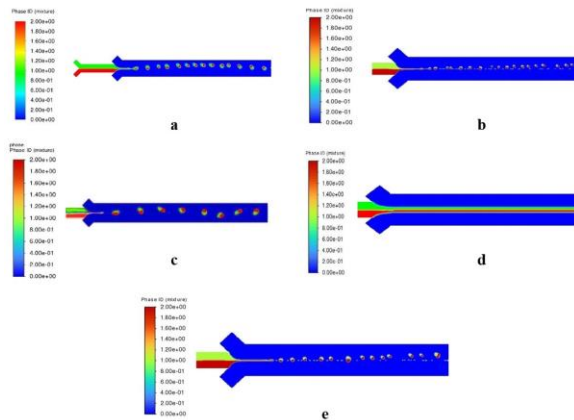
شکل ۶- شکل فوق نشان دهنده استقلال از گام زمانی می باشد.

بررسی استقلال نتایج از گام زمانی بر اساس پروفیل سرعت در امتداد محور تقارن کانال؛ انطباق مناسب بین CLF_3, CLF_4 نشان‌دهنده همگرایی زمانی مدل است. بین CLF_3, CLF_4 نمودار تطابق بیشتری دارد (وجود قطرات ماهواره ای موجب عدم انطباق بین برخی قسمت از منحنی ها می شود و سرعت در طول محور تقارن بررسی شده است) CLF_4 معیار خوبی برای انتخاب گام زمانی و عدد کورانت بدلیل حذف قطرات ماهواره ای و کیفیت سطح بهتر می باشد. (تشکیل قطره در مدت زمان ۱۱۰ میلی ثانیه می باشد)

خواص فیزیکی سیالات (چگالی، ویسکوزیته و تنش سطحی) مطابق جدول ۷ خواص سیال، در مدل اعمال شده‌اند. شرایط مرزی مطابق جدول زیر تعریف شده است.

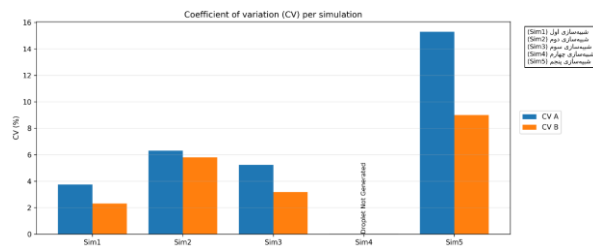
جدول ۷- خواص سیال

سیال	چگالی (kg/m^3)	ویسکوزیته ($Pa.s$)	تنش سطحی ($mN.m$)
روغن سیلیکون	۹۶۰	۰/۰۰۹۳۴	۵
پلی کاپرولاکتون ۵٪	۹۹۹/۵	۰/۰۰۶	۳
پلی وانیل الکل ۳٪	۱۰۰۵	۰/۰۴	۲/۲



شکل ۷- نمونه شبیه سازی های انجام شده (a- شبیه سازی اول، b- شبیه سازی دوم، c- شبیه سازی سوم، d- شبیه سازی چهارم، e- شبیه سازی پنجم)

در گام نخست از تحلیل کمی، یکنواختی اندازه قطرات برای هر فاز به صورت جداگانه با ضریب تغییرات ارزیابی شد. یک معیار متداول برای سنجش پراکندگی نسبی اندازه است و در تحلیل تولید قطرات، معمولاً CV کمتر از ۵ درصد به عنوان نشانگر یکنواختی مناسب و تک پراکندگی قابل قبول در نظر گرفته می شود، در حالی که افزایش CV به بالاتر از این بازه بیانگر اغت کنترل پذیری و افزایش تغییرپذیری اندازه قطرات است [22], [31].



شکل ۸- مقدار CV برای شبیه سازی ها (در شبیه سازی چهارم قطره ای تشکیل نشده است)

بر اساس نتایج، شبیه سازی اول کمترین مقدار CV را نشان می دهد و مقادیر آن در محدوده یکنواختی مناسب قرار دارد. در مقابل، در برخی سناریوها افزایش CV نشان دهنده افزایش پراکندگی اندازه و کاهش کیفیت یکنواختی است. همچنین در حالتی که قطره تشکیل نشده است، ارزیابی CV برای قطرات امکان پذیر نیست. در ادامه، برای تأیید روندهای مشاهده شده در CV، شاخص PDI نیز برای هر فاز محاسبه شد. به عنوان شاخص مکمل، میزان گستردگی توزیع اندازه را نشان می دهد و هرچه مقدار آن کوچک تر باشد، تک پراکندگی بهتر و یکنواختی بالاتر است. در بسیاری از گزارش ها، مقادیر PDI نزدیک به صفر به عنوان نشانگر خروجی یکنواخت و کنترل پذیر معرفی می شوند و افزایش PDI بیانگر توزیع گسترده تر و کیفیت پایین تر تک پراکندگی است [22].

برای تحلیل نتایج، در هر حالت شبیه سازی قطر هفت میکروقطره برای هر فاز به صورت جداگانه اندازه گیری شد و میانگین قطر، CV و PDI برای هر فاز محاسبه گردید. همچنین طول جدایش قطره و متوسط فاصله بین قطرات به عنوان پارامترهای تکمیلی تحلیل جریان گزارش شد [35].

در این بخش، نتایج شبیه سازی عددی تشکیل میکروقطرات جانوس در میکروکانال Y شکل برای ۵ سناریوی مختلف دبی ارائه می شود. به منظور مقایسه جامع عملکرد سامانه در شرایط جریان متفاوت، خروجی هر سناریو با دو دسته شاخص تحلیل شده است: (۱) تحلیل کیفی شامل بررسی وقوع تشکیل قطره، پایداری چرخه جدایش، مشاهده رژیم های گذار یا ناپایدار، احتمال تشکیل قطرات ماهواره ای و همچنین تشخیص حالت عدم تشکیل قطره؛ و (۲) تحلیل کمی شامل اندازه گیری قطر ۷ میکروقطره در هر سناریو برای هر فاز به صورت جداگانه و استخراج میانگین قطر قطره، ضریب تغییرات و شاخص پراکندگی و علاوه بر این، برای توصیف دینامیک تشکیل و نظم تولید قطرات، طول جدایش قطره و متوسط فاصله بین قطرات نیز به عنوان پارامترهای تکمیلی گزارش شده اند [16], [32].

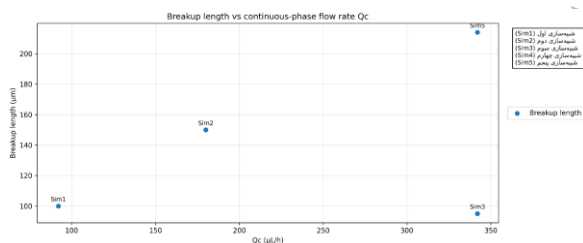
جدول ۸- سناریوهای دبی در شبیه سازی ها

شماره شبیه سازی	روغن سیلیکون (فاز پراکنده) دبی ورودی ($\mu L/h$)	پلی کاپرولاکتون (فاز پراکنده) دبی ورودی ($\mu L/h$)	پلی وانیل الکل ۳٪ (فاز گسسته) دبی ورودی ($\mu L/h$)
شبیه سازی اول	۱۸	۱۸	۹۲
شبیه سازی دوم	۱۸	۱۸	۱۸۰
شبیه سازی سوم	۱۷۱	۱۷۱	۳۴۲
شبیه سازی چهارم	۶۳۰	۶۳۰	۳۴۲
شبیه سازی پنجم	۹۰	۹۰	۳۴۲

در میان پنج سناریوی شبیه سازی بررسی شده، شبیه سازی اول به عنوان حالت مرجع انتخاب می شود؛ زیرا این حالت هم زمان سه ویژگی کلیدی مطلوب در تولید میکروقطرات جانوس را نشان می دهد: (۱) تشکیل قطره پایدار و تکرار شونده، (۲) تعادل ابعادی دو نیمه قطره جانوس (نزدیک بودن میانگین قطر قطره دو فاز به یکدیگر) و (۳) یکنواختی بالا که با کوچک بودن شاخص های پراکندگی CV و PDI نسبت به سایر سناریوها مشخص می شود [22], [40]. بر این اساس شبیه سازی اول مبنای مقایسه قرار می گیرد تا اثر تغییر دبی ها بر اندازه قطره، یکنواختی و پایداری جدایش در سایر حالت ها به صورت روشن تر تفسیر شود. در شبیه سازی اول، قطرات از نظر شکل و فاصله گذاری منظم تر بوده و چرخه جدایش رفتاری تکرار پذیر تر دارد.

بر اساس روند کلی، با افزایش R (افزایش سهم فاز پیوسته)، تمایل به کوچک‌تر شدن قطرات مشاهده می‌شود که با افزایش برش مؤثر و تسهیل گردن‌زنی و شکست هم‌خوانی دارد. با این حال، نتایج نشان می‌دهد R به‌تنهایی معیار کافی برای پیش‌بینی کیفیت خروجی نیست؛ به‌طور مثال ممکن است در برخی شرایط با وجود R نسبتاً بالا، ناپایداری چرخه جدایش و افزایش پراکندگی اندازه رخ دهد. بنابراین در این پژوهش، از R صرفاً به‌عنوان ابزار کمکی برای تفسیر روند اندازه قطرات استفاده شد و قضاوت نهایی درباره بهینگی بر پایه ترکیب شاخص‌های یکنواختی و شاخص‌های دینامیکی (طول جدایش و فاصله قطرات) انجام شد [22].

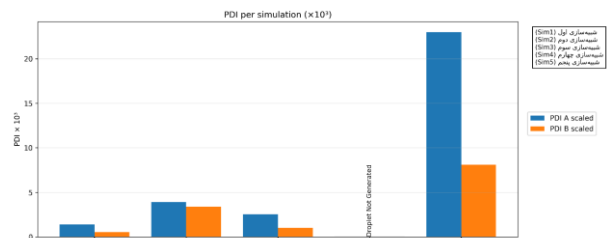
بر اساس نتایج، در شبیه‌سازی اول که از نظر PDI و CV بهترین عملکرد را نشان داد، میانگین قطر دو نیمه نیز در مقادیر نزدیک به هم قرار گرفته و تعادل ابعادی مناسبی را برای قطره جانوس ایجاد کرده است. در سناریوهایی مانند شبیه‌سازی دوم و پنجم، مقیاس قطرات کوچک‌تر شده و در شبیه‌سازی سوم قطرات درشت‌تر مشاهده می‌شود؛ در حالی که در شبیه‌سازی چهارم به علت عدم تشکیل قطره، میانگین قطر قابل گزارش نیست. بنابراین، نتایج این بخش نشان می‌دهد انتخاب شرایط دبی می‌تواند هم بر کیفیت یکنواختی و هم بر مقیاس ابعادی قطرات اثرگذار باشد و شبیه‌سازی اول از منظر ترکیب این دو معیار، مناسب‌ترین حالت را ارائه می‌کند [39]. به‌منظور تکمیل تحلیل نتایج و بررسی پایداری فرایند تشکیل قطره از منظر دینامیکی، طول جدایش قطره و متوسط فاصله بین قطرات به‌عنوان دو شاخص کلیدی مورد ارزیابی قرار گرفتند. طول جدایش بیانگر فاصله‌ای است که جریان قبل از وقوع شکست طی می‌کند و می‌تواند نمایانگر میزان تکرارپذیری چرخه شکست و حساسیت فرایند به نوسانات جریان باشد [14].



شکل ۱۲- مقدار طول جدایش قطره برای هر شبیه‌سازی (در شبیه‌سازی چهارم قطره‌ای تشکیل نشده است)

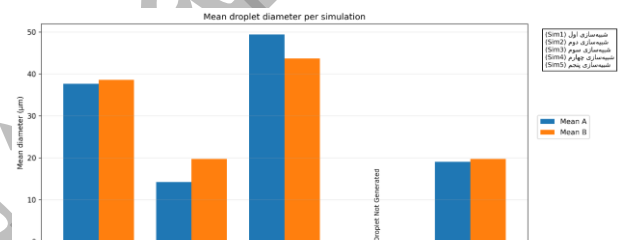
بر اساس نتایج، در شبیه‌سازی اول طول جدایش در بازه‌ای قرار دارد که با شکست منظم‌تر و چرخه جدایش پایدارتر سازگار است؛ این موضوع با عملکرد بهتر این سناریو در شاخص‌های آماری CV و PDI هم‌خوانی دارد. در شبیه‌سازی دوم افزایش طول جدایش همراه با گزارش ناپایداری فاصله بین قطرات، نشان‌دهنده حساس شدن چرخه شکست و افزایش تغییرپذیری در نظم تولید قطرات است. در شبیه‌سازی پنجم طول جدایش بزرگ‌تر بوده و این رفتار با خروجی ناپایدار و تشکیل قطرات ماهواره‌ای هم‌راستا است؛ به‌طوری که کشیده شدن رشته و شکست چندمرحله‌ای می‌تواند به افزایش پراکندگی اندازه و افت یکنواختی منجر شود [15]، [41]. در مقابل، در شبیه‌سازی چهارم به علت عدم تشکیل قطره، طول جدایش قابل تعریف و گزارش نیست و این حالت به‌عنوان یک مرز عملیاتی نامطلوب در نظر گرفته می‌شود.

علاوه بر طول جدایش، بررسی متوسط فاصله بین قطرات نیز اطلاعات تکمیلی درباره نظم قطرات ارائه می‌کند. در شبیه‌سازی اول فاصله بین قطرات مقدار مشخص و پایدارتری دارد که با تکرارپذیری چرخه جدایش سازگار است. در



شکل ۹- مقدار PDI برای شبیه‌سازی‌ها (داده‌ها برای نمایش بهتر در عدد ۱۰۰۰ ضرب شده‌اند)

نتایج PDI نیز روند کلی CV را تأیید می‌کند؛ به‌گونه‌ای که شبیه‌سازی اول کمترین مقدار PDI را نشان داده و از منظر پراکندگی اندازه، بهترین عملکرد را دارد. در مقابل، افزایش PDI در برخی سناریوها بیانگر افت کیفیت تک‌پراکندگی و افزایش پراکندگی اندازه قطرات است. پس از تعیین سناریوهای برتر از نظر یکنواختی، میانگین قطر دو نیمه قطره جانوس برای سناریوهای مختلف مقایسه شد تا مشخص شود تغییر دبی‌ها علاوه بر یکنواختی، چگونه مقیاس ابعادی قطرات را تغییر می‌دهد.

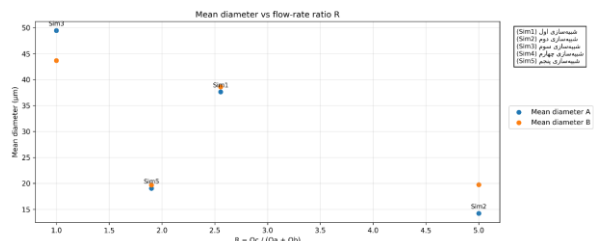


شکل ۱۰- مقدار میانگین قطر قطره‌ها برای هر شبیه‌سازی

برای ارائه یک بیان نرمال‌شده از شرایط جریان و مقایسه سناریوها مستقل از مقادیر مطلق دبی‌ها، از نسبت دبی به‌صورت زیر استفاده شد:

$$R = \frac{Q_c}{Q_a + Q_b} \quad (17)$$

که در آن Q_c دبی فاز پیوسته و Q_a ، Q_b دبی دو فاز پراکنده هستند. این نسبت به‌صورت فشرده نشان می‌دهد سهم فاز پیوسته نسبت به مجموع فازهای پراکنده چه میزان است و بنابراین می‌تواند به‌عنوان یک شاخص کمکی برای تفسیر تغییرات مقیاس قطرات به‌کار رود.



شکل ۱۱- مقدار نسبت هر دبی برای هر شبیه‌سازی به‌عنوان کمیتی بدون بعد برای تفسیر روند اندازه قطره‌ها (شبیه‌سازی چهارم بدلیل عدم تشکیل قطره در نمودار وجود ندارد)

-	عدد وبر	Weber Number	We
-	ضریب تغییرات	Coefficient of Variation	CV
-	شاخص پراکندگی	Polydispersity Index	PDI
-	روش حجم سیال	Volume of Fluid	VOF
-	دینامیک سیالات محاسباتی	Computational Fluid Dynamics	CFD
-	پلی کاپرولاکتون	Polycaprolactone	PCL
-	پلی وینیل الکل	Polyvinyl Alcohol	PVA
N/m	کشش سطحی	Surface Tension	σ
Pa.s_N/m.s ²	ویسکوزیته دینامیکی	Dynamic Viscosity	μ
kg/m ³	چگالی	Density	ρ
m/s	سرعت	Velocity	U
$\mu\text{L/h}$	دبی حجمی	Volumetric Flow Rate	Q
Pa	فشار	Pressure	P
μm	قطر هیدرولیکی	Hydraulic Diameter	D_h
μm	طول گلوگاه	Length of the constriction (neck)	L_g
μm	عرض کانال	Channel Width	w
μm	ارتفاع کانال	Channel Height	h
-	کسر حجمی	Volume Fraction	α
ms	زمان	Time	t
m/s ²	شتاب گرانش	Gravitational Acceleration	g
-	عدد کورانت	Courant Number	CLF
μm	اندازه سلول (مش)	Cell Size	Δx
s	گام زمانی	Time Step	Δt
-	نسبت دبی	Flow Rate Ratio ($Q_{c/(Q_a+Q_b)}$)	R
N	نیرو	Force	F
μm^2	سطح	Area	A
1/m	انحنای	Curvature	k
-	بردار واحد نرمال	Unit Normal Vector	n

واژه نامه

پیشنهاد نویسنده	واژه لاتین
میکروفلوئیدیک	Microfluidics
آزمایشگاه روی تراشه	Lab-on-a-Chip
جانوس	Janus
هم جریان	co-flow
جریان متمرکز	Flow-focusing
Y-شکل	Y-junction
T-شکل	T-junction
رژیم چکه ای	dripping
رژیم جت	jetting
سیال غیر نیوتنی	shear-thinning
باقی مانده ها	Residuals
روش حجم محدود	Finite Volume Method
مجموعه تراز	Level-set

شبیه سازی دوم فاصله ها ناپایدار و متغیر گزارش شده است که نشان می دهد فرآیند شکست از نظم کافی برخوردار نیست و احتمال نوسان در زمان بندی جدایش افزایش یافته است. در شبیه سازی سوم فاصله متوسط بزرگتر مشاهده می شود که می تواند ناشی از تغییر در زمان جدایش و مقیاس قطرات باشد، در حالی که در شبیه سازی پنجم با وجود قابل گزارش بودن فاصله متوسط، به دلیل ناپایداری رژیم و تشکیل قطرات ماهواره ای، فاصله به تنهایی معیار کافی برای قضاوت درباره کیفیت خروجی نیست و باید در کنار شاخص های یکنواختی تفسیر شود. به طور کلی، نتایج این بخش نشان می دهد که شبیه سازی اول علاوه بر یکنواختی آماری مناسب، از منظر دینامیک جدایش نیز رفتار پایدارتر و کنترل پذیرتری نسبت به سایر سناریوها ارائه می کند [5].

نتیجه گیری

در این پژوهش، تشکیل میکروقطرات جانوس از دو فاز پراکنده (روغن سیلیکون و محلول پلی کاپرولاکتون ۵٪) در حضور فاز پیوسته (محلول پلی وینیل الکل ۲٪) به صورت عددی بررسی شد و اثر سناریوهای مختلف دبی بر کیفیت تشکیل قطره ارزیابی گردید. برای مقایسه شرایط جریان، علاوه بر مشاهده کیفی رژیم تشکیل قطره، شاخص های کمی شامل میانگین قطر، CV، PDI و همچنین پارامترهای دینامیکی نظیر طول جدایش و فاصله بین قطرات در نظر گرفته شد [3]، [22]، [26].

نتایج نشان داد که شبیه سازی اول بهترین عملکرد را ارائه می کند؛ زیرا به طور همزمان تشکیل قطره پایدار، یکنواختی بالاتر (کاهش CV و PDI)، و تعادل ابعادی مناسب دو نیمه قطره جانوس را فراهم کرده است. همچنین، رفتار دینامیکی این سناریو از نظر طول جدایش و نظم فاصله گذاری قطرات، تکرارپذیری چرخه شکست و کنترل پذیری فرآیند را تأیید می کند. در مقابل، در شرایطی که شاخص های پراکندگی افزایش یافته یا رفتار ناپایدار (مانند قطرات ماهواره ای) مشاهده شد، کیفیت خروجی کاهش یافت و در یک سناریو نیز به علت عدم تشکیل قطره، تولید پایدار میسر نبود [30]، [31].

در مجموع، این پژوهش نشان می دهد انتخاب شرایط مناسب دبی باید بر پایه ترکیب همزمان معیارهای یکنواختی (CV/PDI) و شاخص های دینامیکی (طول جدایش/فاصله قطرات) انجام شود. پیشنهاد می شود در ادامه، دامنه دبی ها با گام های ریزتر برای تعیین دقیق تر مرزهای گذار رژیم ها بررسی گردد و در صورت امکان، نتایج عددی با داده های تجربی اعتبارسنجی شود [24]. نتایج این مطالعه می تواند به عنوان چارچوبی عددی برای طراحی بهینه میکروکانال های تولید قطرات جانوس در سامانه های میکروفلوئیدیک مورد استفاده قرار گیرد. به ویژه در کاربردهای دارورسانی هدفمند، که کنترل همزمان اندازه، یکنواختی و تعادل ابعادی دو نیمه قطره اهمیت حیاتی دارد، انتخاب دقیق نسبت دبی و بازه عدد کاپیلاری می تواند تضمین کننده عملکرد قابل پیش بینی و تکرارپذیر سامانه باشد. از این منظر، رویکرد حاضر می تواند در توسعه پلتفرم های میکروسیالی تولید داروهای چندمرحله ای یا رهش کنترل شده مورد استفاده قرار گیرد [30]، [40]، [42].

فهرست علائم

نماد	معادل انگلیسی	معادل فارسی	واحد (SI)
Ca	Capillary Number	عدد کاپیلاری	-

الگوریتم ضمنی فشار مبتنی بر تفکیک عملگرها	PISO (Pressure-Implicit with Splitting of Operators)
طرح بالادست مرتبه دوم	Second Order Upwind

مراجع

- [1] F. Khalilian and M. Bayareh, "Numerical simulation of viscoelastic fluid mixing in a T-Y shaped micromixer," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. ۳۷, no. ۱, pp. ۱۷–۲۸, ۲۰۲۵, doi: ۱۰.۲۲۰۶۷/jacsm.۲۰۲۴.۸۷۵۲۹.۱۲۴۸.
- [2] D. Shahani, A. Ramyar, and A. Mahboubi Doost, "Numerical Simulation of Same-sized Cells Focusing and Separation with Surface Acoustic Waves," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. ۳۲, no. ۱, pp. ۷۷–۹۲, ۲۰۲۱, doi: ۱۰.۲۲۰۶۷/jacsm.۲۰۲۱.۵۶۲۱۷.۰.
- [3] A. Nabifar Khafri and M. Bayareh, "Numerical simulation of a micropump based on piezoelectric actuator," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. ۳۶, no. ۳, pp. ۱–۱۴, ۲۰۲۴, doi: ۱۰.۲۲۰۶۷/jacsm.۲۰۲۴.۸۰۶۱۰.۱۱۵۸.
- [4] D. S. Ling, Y. Geng, A. Chen, Y. Du, and J. Xu, "Enhanced single-cell encapsulation in microfluidic devices: From droplet generation to single-cell analysis," *Biomicrofluidics*, vol. 14, no. 6, Art. no. 061508, 2020, doi: 10.1063/5.0018785.
- [5] T. N. D. Trinh, H. D. K. Do, N. N. Nam, T. T. Dan, K. T. L. Trinh, and N. Y. Lee, "Droplet-Based Microfluidics: Applications in Pharmaceuticals," *Pharmaceuticals*, vol. 16, no. 7, 2023, doi: 10.3390/ph16070937.
- [6] M. Taheri, H. Faraji, and P. Karimi, "Manipulation of breast cell tissue with the aim of calculating Young's modulus, using Tatara contact theory and atomic force microscopy," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 35, no. 3, pp. 1–16, 2023, doi: 10.22067/jacsm.2023.80537.1156.
- [7] L. A. Chacon Orellana and J. C. Baret, "Rapid Stabilization of Droplets by Particles in Microfluidics: Role of Droplet Formation," *ChemSystemsChem*, vol. 1, no. 1–2, pp. 16–24, 2019, doi: 10.1002/syst.201900007.
- [8] X. Cao et al., "Towards an active droplet-based microfluidic platform for programmable fluid handling," *Lab on a Chip*, vol. 23, no. 8, pp. 2029–2038, 2023, doi: 10.1039/d3lc00015j.
- [9] X. Chao, F. Xu, C. Yao, T. Liu, and G. Chen, "CFD Simulation of Internal Flow and Mixing within Droplets in a T-Junction Microchannel," *Industrial & Engineering Chemistry Research*, vol. 60, no. 16, pp. 6038–6047, 2021, doi: 10.1021/acs.iecr.1c00800.
- [10] H. Su, C. A. Hurd Price, L. Jing, Q. Tian, J. Liu, and K. Qian, "Janus particles: design, preparation, and biomedical applications," *Materials Today Bio*, vol. 4, p. 100033, 2019, doi: 10.1016/j.mtbio.2019.100033.
- [11] M. Mastiani, S. Seo, B. Riou, and M. Kim, "High inertial microfluidics for droplet generation in a flow-focusing geometry," *Biomedical Microdevices*, vol. 21, no. 3, pp. 1–12, 2019, doi: 10.1007/s10544-019-0405-x.
- [12] Z. Feng et al., "One-step fabrication of multiphasic Janus microparticles with programmed degradation properties based on a microfluidic chip," *Materials and Design*, vol. 225, p. 111516, 2023, doi: 10.1016/j.matdes.2022.111516.
- [13] Z. Y. Feng et al., "Microfluidic Preparation of Janus Microparticles With Temperature and pH Triggered Degradation Properties," *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, vol. 9, no. September, pp. 1–12, 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.756758.
- [14] Z. Qiao, Z. Wang, C. Zhang, S. Yuan, Y. Zhu, and J. Wang, "PVAm-PIP/PS composite membrane with high performance for CO₂/N₂ separation," *Journal of Data Analysis and Information Processing*, vol. 59, no. 4, pp. 215–228, 2012, doi: 10.1002/aic.
- [15] F. Bai, H. Zhang, X. Li, F. Li, and S. W. Joo, "Generation and dynamics of Janus droplets in shear-thinning fluid flow in a double y-type microchannel," *Micromachines*, vol. 12, no. 2, pp. 1–18, 2021, doi: 10.3390/mi12020149.
- [16] M. Besanjideh, A. Shamloo, and S. Kazemzadeh Hannani, "Enhanced oil-in-water droplet generation in a T-junction microchannel using water-based nanofluids with shear-thinning behavior: A numerical study," *Physics of Fluids*, vol. 33, no. 1, 2021, doi: 10.1063/5.0030676.

- [17] A. Jafari and A. Shamloo, "CFD study of droplet formation in a cross-Junction microfluidic device: investigating the impact of outflow channel design and viscosity ratio," *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, vol. 17, no. 1, 2023, doi: 10.1080/19942060.2023.2243091.
- [18] Y. Pang, Y. Du, J. Wang, and Z. Liu, "Generation of single/double Janus emulsion droplets in co-flowing microtube," *International Journal of Multiphase Flow*, vol. 113, pp. 199–207, 2019, doi: 10.1016/j.ijmultiphaseflow.2019.01.011.
- [19] M. Dhiman, R. Gupta, and K. A. Reddy, "Lift on Janus and stick spheres in laminar channel flow: a computational study," *Theoretical and Computational Fluid Dynamics*, vol. 35, no. 5, pp. 659–682, 2021, doi: 10.1007/s00162-021-00579-7.
- [20] Y. Pang, H. Kim, Z. Liu, and H. A. Stone, "A soft microchannel decreases polydispersity of droplet generation," *Lab on a Chip*, vol. 14, no. 20, pp. 4029–4034, 2014, doi: 10.1039/c4lc00871e.
- [21] H. Wang, Y. Fu, Y. Wang, L. Yan, and Y. Cheng, "Three-dimensional lattice Boltzmann simulation of Janus droplet formation in Y-shaped co-flowing microchannel," *Chemical Engineering Science*, vol. 225, p. 115819, 2020, doi: 10.1016/j.ces.2020.115819.
- [22] S. S. S. Paramanantham, V. M. Nagulapati, and H. Lim, "Numerical Investigation of the Influence of Microchannel Geometry on the Droplet Generation Process," *Journal of Applied Fluid Mechanics*, vol. 15, no. 5, pp. 1291–1305, 2022, doi: 10.47176/jafm.15.05.1126.
- [23] S. Orbay and A. Sanyal, "Molecularly Imprinted Polymeric Particles Created Using Droplet-Based Microfluidics: Preparation and Applications," *Micromachines*, vol. 14, no. 4, 2023, doi: 10.3390/mi14040763.
- [24] L. Zhang et al., "Dual drug delivery and sequential release by amphiphilic Janus nanoparticles for liver cancer theranostics," *Biomaterials*, vol. 181, pp. 113–125, 2018, doi: 10.1016/j.biomaterials.2018.07.060.
- [25] A. Sattari, P. Hanafizadeh, and M. Hoorfar, "Multiphase flow in microfluidics: From droplets and bubbles to the encapsulated structures," *Advances in Colloid and Interface Science*, vol. 282, 2020, doi: 10.1016/j.cis.2020.102208.
- [26] B. Zafarmand and Y. Noori, "Simulation of laminar and turbulent flow inside diverging channels using the random vortex method (RVM) and investigation of the effect of divergence angle and Reynolds number on the backflow inside the channel," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. 26, no. 1, pp. 17–34, 2015, doi: 10.22067/fum-mech.v26i1.23642.
- [27] Z. Wu et al., "Janus nanoarchitectures: From structural design to catalytic applications," *Nano Today*, vol. 22, pp. 62–82, 2018, doi: 10.1016/j.nantod.2018.08.009.
- [28] P. Sundararajan, J. Wang, L. A. Rosen, A. Procopio, and K. Rosenberg, "Engineering polymeric Janus particles for drug delivery using microfluidic solvent dissolution approach," *Chemical Engineering Science*, vol. 178, pp. 199–210, 2018, doi: 10.1016/j.ces.2017.12.013.
- [29] H. B. Zhang, J. P. Liu, and H. X. Lai, "Numerical simulation of jetting instability in flow focusing microfluidics," *Key Engineering Materials*, vol. 609–610, pp. 630–636, 2014, doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.609-610.630.
- [30] M. Dhiman, R. Gupta, and K. Anki Reddy, "Drag on Janus Sphere in a Channel: Effect of Particle Position," *Journal of Fluids Engineering ASME*, vol. 143, no. 3, 2021, doi: 10.1115/1.4048928.
- [31] M. A. Woodruff and D. W. Hutmacher, "The return of a forgotten polymer - Polycaprolactone in the 21st century," *Progress in Polymer Science*, vol. 35, no. 10, pp. 1217–1256, 2010, doi: 10.1016/j.progpolymsci.2010.04.002.
- [32] Y. Zhao, Z. Wang, Q. Gao, Q. Yang, H. Yang, and J. Chen, "Controllable generation of core-shell composite droplets in a conical inlet double-focus microchannel," *Engineering Applications of Computational Fluid Mechanics*, vol. 17, no. 1, 2023, doi: 10.1080/19942060.2023.2287206.
- [33] J. Y. LIAN, S. X. ZHENG, Z. Bin XU, and X. D. RUAN, "Study on Co-flow Effect on Janus Droplet Generation Based on Step Emulsification," *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, vol. 48, no. 1, pp. 57–65, 2020, doi: 10.1016/S1872-2040(19)61210-7.
- [34] M. Nekouei and S. A. Vanapalli, "Volume-of-fluid simulations in microfluidic T-junction devices: Influence of viscosity ratio on droplet size," *Physics of Fluids*, vol. 032007, pp. 1–22, 2017, doi: 10.1063/1.4978801.
- [35] F. Danhier, O. Feron, and V. Préat, "To exploit the tumor microenvironment: Passive and active tumor targeting of nanocarriers for anti-cancer drug delivery," *Journal of Controlled Release*, vol. 148, no. 2, pp. 135–146, 2010, doi: 10.1016/j.jconrel.2010.08.027.
- [36] I. A. Vagena, C. Malapani, M. A. Gatou, N. Lagopati, and E. A. Pavlatou, "Enhancement of EPR Effect for Passive Tumor Targeting: Current Status and Future Perspectives," *Applied Sciences*, vol. 15, no. 6, 2025, doi: 10.3390/app15063189.
- [37] A. M. Ibrahim, J. I. Padovani, R. T. Howe, and Y. H. Anis, "Modeling of droplet generation in a microfluidic flow-focusing junction for droplet size control," *Micromachines*, vol. 12, no. 6, pp. 1–11, 2021, doi: 10.3390/mi12060590.
- [38] W. Han and X. Chen, "Effect of Geometry Configuration on the Merged Droplet Formation in a Double T-Junction," *Microgravity Science and Technology*, vol. 31, no. 6, pp. 855–864, 2019, doi: 10.1007/s12217-019-09720-y.
- [39] P. Jangir and A. K. Jana, "CFD simulation of droplet splitting at microfluidic T-junctions in oil–water two-phase flow using conservative level set method," *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, vol. 41, no. 2, pp. 1–16, 2019, doi: 10.1007/s40430-019-1569-2.

- [40] R. Filimonov, Z. Wu, and B. Sundén, "Toward computationally effective modeling and simulation of droplet formation in microchannel junctions," *Chemical Engineering Research and Design*, vol. 166, pp. 135–147, 2021, doi: 10.1016/j.cherd.2020.11.010.
- [41] I. L. Chaves, L. C. Duarte, W. K. T. Coltro, and D. A. Santos, "Droplet length and generation rate investigation inside microfluidic devices by means of CFD simulations and experiments," *Chemical Engineering Research and Design*, vol. 161, pp. 260–270, 2020, doi: 10.1016/j.cherd.2020.07.015.
- [42] S. Davoodi, M. Esmaili, and H. Shokrollahi, "Numerical Study on the Thermal Stress caused by Laser Radiation on Healthy and Cancerous Skin Tissue," *Journal of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, vol. ۳۲, no. ۱, pp. ۵۹–۷۶, ۲۰۲۱, doi: ۱۰.۲۲۰۶۷/jacsm.۲۰۲۱.۵۶۸۷۱.۰.