

مطالعه عددی تشکیل قطره در میکروکانال Y-شکل با زوایای اتصال مختلف

کیوان فلاح*

استادیار، دانشکده فنی مهندسی، گروه مکانیک، واحد ساری، دانشگاه آزاد اسلامی، ساری، ایران

چکیده

حرکت قطرات در میکروکانال‌ها کاربردهای زیادی، از جمله کیسوله نمودن دارو، آنالیز DNA و حمل دارو دارد. در این مقاله، فرآیند تشکیل قطرات در میکروکانال Y-شکل، بصورت عددی، شبیه سازی می‌شود. به این منظور، از نرم‌افزار Ansys Fluent استفاده می‌شود. کار عددی حاضر با نتایج آزمایشگاهی محققان پیشین اعتبارسنجی شده است. مقایسه بین نتایج نشان می‌دهد که شبیه‌سازی حاضر انحرافی کمتر از ۱۰ درصد با مطالعات آزمایشگاهی محققان پیشین دارد. تاثیر تغییر نسبت جریان ($0.6 \leq Q \leq 25.2$) روی الگوی جریان، اندازه قطره، فاصله بین قطرات و زمان شکست برای چهار زاویه بین ورودی-میکروکانال (۴۵، ۹۰، ۱۳۵ و ۱۸۰ درجه) با جزئیات انجام شده است. سه نوع رژیم جریان: فشاری، چکیدن و موازی ملاحظه شد. نتایج نشان می‌دهند زاویه بین ورودی‌های میکروکانال 135° ، زاویه بهینه برای تولید کوچکترین قطرات می‌باشد. همچنین مشاهده می‌شود که در زاویه بهینه با افزایش نسبت جریان از 0.6 به 25.2 ، اندازه و زمان بی‌بعد قطرات به ترتیب $3/83$ و $3/33$ برابر کاهش می‌یابد. هرچند این پارامتر اثر معکوس روی فواصل مابین قطرات دارد بطوریکه که منجر به افزایش $4/33$ برابری فواصل مابین قطرات تشکیل شده می‌شود.

واژه‌های کلیدی: میکروفلوئیدیک، جریان دوفازی، میکروکانال Y-شکل، روش حجم سیال.

Numerical Study of Drop Formation in Y-Junction Microchannel with Different Junction Angles

K. Fallah

Department of mechanical engineering, Sari Branch, Islamic Azad University, Sari, Iran.

Abstract

Motion of drops in microchannels is encountered in a wide range of applications, such as encapsulation, DNA analysis, and drug delivery. In this study, formation of drops in a Y-junction microchannel is numerically investigated. To this approach, the Ansys Fluent software is used. To verify the simulation, results are compared to the previous experimental data. The comparison depicts that the current simulation has a deviation of less than 10% with previous experimental results. Effect of change in the flow rate ratio ($0.6 \leq Q \leq 25.2$) on the flow pattern, size of drops, the distance between them, and the breakup time are studied for the four junction angles of the microchannel (45° , 90° , 135° and 180°) in details. Three flow regimes are observed: parallel, squeezing and dripping flow. Results reveal that the junction angle of 135° is the optimum angle for the formation of the smallest drops in the microchannel. It is also observed that, at the optimum angle, increasing the flow rate ratio from 0.6 to 25.2 decreases the size and time of drop formation by factors of 3.83 and 3.33, respectively. However, it has an adverse effect on the distance between the drops which results in 4.33 time larger distance between formed drops.

Keywords: Microfluidics; Y-junction microchannel; Two-phase flow; Volume of fluid method.

۱- مقدمه

در فرآیند شکست قطره در میکروکانال‌ها، تشکیل مدام قطره‌های کوچک و با فاصله یکسان نسبت به یکدیگر و سرعت حرکت قطرات تولید شده اهمیت زیادی دارند. به این ترتیب، فرآیند تشکیل قطره و تحت کنترل در آوردن آن، و توجه به ویژگی‌های قطره از جمله طول قطره و بررسی پارامترهای تاثیرگذار بر آنها را دوجندان می‌کند.

در سال‌های اخیر، مطالعات عددی و آزمایشگاهی گوناگونی بر روی الگوی جریان و مکانیزم شکست قطره در میکروکانال برای دو سیال مخلوط نشدنی انجام شده است [۴-۱۶]. در تشکیل قطره در میکروکانال، خواص سیال، هندسه میکروکانال و دبی جریان ورودی دوسال مخلوط نشدنی به عنوان عوامل تعیین‌کننده شناخته می‌شوند. هندسه‌های مختلفی برای تشکیل قطره در میکروکانال‌ها موجود است. این هندسه‌ها عبارتند از: میکروکانال‌های T-شکل، جریان داخل دو کانال هم‌محور^۲ و جریان هندسه متقاطع^۳. در این میان، کاربرد میکروکانال‌های T-شکل بدلیل سادگی ساخت آن و ارزانتر بودن بوفور

جریان‌های چندفازی از پرکاربردترین موضوعات مورد بررسی در پژوهش‌های دانشگاهی و پروژه‌های صنعتی می‌باشند. یکی از چالش‌های مهم در بررسی دینامیک سیالات در مقیاس میکرو، بررسی فرآیند تشکیل قطره در ابزارهای میکروفلوئیدیک می‌باشد. میکروفلوئیدیک دانش به کارگیری و کنترل مقادیر بسیار کم سیال در حجم پیکولیتر تا میکرولیتر بر پایه تنظیم جریان لایه‌ای سیال در ریز کانال‌های میکرونی است. این ابزارها، کاربردهای فراوانی در اکثر علوم تجربی و مهندسی کاربرد دارد. مثال‌های آن شامل تحقیقات زیست‌شناسی سلولی و مولکولی، ژنتیک، حمل دارو^۱، کیسوله نمودن، دینامیک سیال، اختلاط میکرونی، آزمایشگاه روی تراشه، در صنایع غذایی و آرایشی، میکرو راکتورها، آنالیز DNA، مهندسی بافت، ارگان روی تراشه، دستگاه دارورسانی، آزمایش باروری و کمک و سنتز پروتئین‌ها و مواد شیمیایی است [۱-۳].

² Co-Flowing

³ Cross-Junction

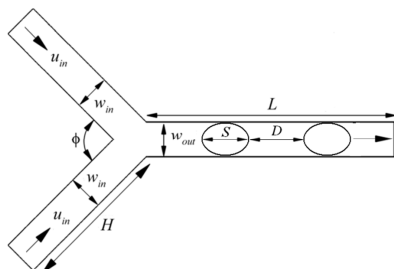
¹ Drug Delivery

در تجهیزات میکروکانال حتی به تغییرات کوچک در هندسه کانال به شدت حساس می‌باشند. فلاح و همکاران [۱۶] در ادامه تشکیل قطره در میکروکانال متقاطع را با استفاده از شبکه بولتزمن شبیه‌سازی نمودند. قادری و همکاران [۱۷] با ترکیب روش شبکه بولتزمن و دینامیک سیالات محاسباتی به بررسی اثر بکارگیری میدان مغناطیسی در میکروکانال‌های هم‌مرکز پرداختند. نتایج آنها نشان داد که اعمال میدان مغناطیسی می‌تواند به قطرات ریزتر و به تعداد بیشتر تولید نمود. همچنین نشان دادند که به راحتی و بصورت غیرتماسی می‌توان اندازه قطرات را کنترل نمود.

با توجه به بررسی‌های انجام شده، تا کنون به بررسی اثر تغییر زاویه ورودی میکروکانال بر روی پارامترهای جریان، مورد ارزیابی قرار نگرفته است. به این منظور، در این مقاله از مدل حجم سیال برای شبیه‌سازی حرکت قطره در میکروکانال Y-شکل مورد استفاده قرار گرفته است. اثر نسبت جریان و تغییر زاویه بین ورودی میکروکانال بر روی الگوی جریان، اندازه قطره، فاصله بین قطرات، زمان شکست و الگوی تغییرات فشار در هر رژیم جریان با جزئیات مورد ارزیابی قرار گرفته است.

۲- هندسه مورد بررسی

در شکل ۱ نمای طرحواره‌ای از میکروکانال دو بعدی Y-شکل نشان داده شده است. هندسه دارای دو ورودی به پهنای w_{in} و یک خروجی به پهنای w_{out} می‌باشد. که در آن نفت^۱ به عنوان فاز گسسته با سرعت u_{in} از سمت بالا و آب به عنوان فاز پیوسته با سرعت u_c از سمت چپ به داخل میکروکانال تزریق می‌شود. در ورودی شرط مرزی سرعت ثابت، در خروجی شرط مرزی خروجی و شرط مرزی عدم لغزش برای جداره‌های میکروکانال در نظر گرفته شده است.



شکل ۱- نمای طرحواره‌ای از میکروکانال دوبعدی Y-شکل.

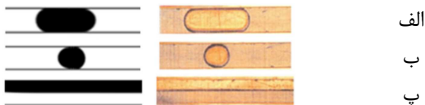
خصوصیات فیزیکی فاز پیوسته و فاز گسسته در جدول ۱ و ابعاد هندسی میکروکانال به ترتیب در جدول ۲ بیان شده است. اعداد بی بعد حاکم در مسئله حاضر عبارتند از: نسبت چگالی $(\rho = \rho_d / \rho_c)$ ، نسبت لزجت $(\mu = \mu_d / \mu_c)$ ، نسبت پهنای $(W = w_{in} / w_{out})$ ، نسبت جریان $(Q = Q_w / Q_k)$ ، زاویه تماس (θ) ، زاویه بین شاخه‌های خروجی میکروکانال (ϕ) و عدد وبر کریزون $(We_k = \frac{w \times u_{in}^2 \times \rho_d}{\sigma})$ می‌باشد. که در تحقیق حاضر نسبت چگالی، نسبت لزجت، نسبت پهنای، زاویه تماس $(\theta = 180^\circ)$ ثابت در نظر گرفته شده است و سایر پارامترها مورد

دیده می‌شود. جولین و همکاران [۶] شکست قطرات در میکرو اتصال T-شکل را به صورت آزمایشگاهی بررسی کردند. آنها برای اولین بار مشاهده کردند که اگر طول اولیه‌ی قطره از یک مقدار خاص (به نام طول بحرانی قطره) بیش تر باشد، قطره حتما (در هر عدد مویینگی) شکسته خواهد شد. لشانسکی و پیسمن [۷] شکست قطرات در اتصال T-شکل را به صورت عددی و تحلیلی بررسی نمودند. آنها یک تئوری تحلیلی بر مبنای معادلات فیلم نازک برای سیال اصلی که در فضای بین قطره و دیواره ی بالایی قرار داد انجام داده و روابطی برای کم ترین ضخامت فیلم نازک و طول قطره در لحظه ای که در کانال پخش شده است به دست آوردند. افخمی و همکاران [۸] اتصال T-شکل متقارن را به صورت عددی بررسی نمودند. در این پژوهش صحت حل عددی با مقایسه ی نتایج با نتایج پژوهش‌هایی از قبیل لشانسکی و پیسمن [۷] اثبات شد. در پژوهش آن‌ها تاثیر عدد مویینگی و نسبت لزجت بررسی شده و با ارائه ی توزیع فشار در شرایط مختلف شکست قطره، نشان دادند نظریه تحلیلی لشانسکی و پیسمن درست است. وو و همکاران [۹] با استفاده از روش شبکه بولتزمن به شبیه‌سازی جریان چند فازی مخلوط نشدنی در میکروکانال‌های متقاطع پرداختند. آنها با مدل BGK با معرفی نمودن نیروی کشش سطحی بر اساس روش نیروی سطحی پیوسته بهبود بخشیدند و نتایج حاصل از شبیه‌سازی خود را بر روی تشکیل قطره در میکروکانال‌های متقاطع با نتایج آزمایشگاهی مقایسه نمودند که تطابق خوبی با نتایج آزمایشگاهی نشان دادند.

اویشی و همکاران [۱۰] مکانیزم تولید حباب را در اتصال T-شکل با استفاده از دستگاه سرعت سنج تصویر ذرات میکرو بررسی کرده‌اند و دریافتند، نسبت سرعت تاثیر به سزایی روی تشکیل حباب دارد. یانگ-یومین و همکاران [۱۱] به شبیه‌سازی دو سیال مخلوط نشدنی در اتصال T-شکل با استفاده از روش شبکه بولتزمن پرداختند و پنج الگوی جریان متفاوت را پیش بینی نمودند. ژائو و همکاران [۱۲] بصورت آزمایشگاهی اثرات فشار بر روی ویژگیهای هیدرودینامیکی فازهای مایع و گاز در میکروکانال T-شکل را مورد بررسی قرار دادند. آنها نیتروژن و آب زدوده از یون را به عنوان سیال مورد تست گیری خود انتخاب نمودند. آنها هفت نوع الگوی جریان را برای اتصال T-شکل مشاهده نمودند و بر روی ویژگیهای هر الگو و مکانیزم تشکیل قطرات به تفصیل بحث نمودند. یاماموتو و اوگاتا [۱۳] بصورت آزمایشگاهی افت فشار جریان Slug دوفازی آب و هوا در میکروکانال-های دایروی T شکل و تاثیر تغییر اندازه ابعاد کانال بر روی افت فشار با جزئیات بحث و بررسی نمودند. شی و تانگ [۱۴] با استفاده از روش شبکه بولتزمن تشکیل قطره غیرنیوتنی به عنوان فاز گسسته در یک فاز پیوسته را در میکروکانال‌های تی-شکل و متقاطع شبیه‌سازی نمودند. آنها نشان دادند که روش شبکه بولتزمن، یک روش مناسب برا شبیه‌سازی سیالات غیرنیوتنی در میکروکانال‌ها می‌باشد. فلاح و همکاران [۱۵] بصورت عددی و دوبعدی اثر تغییرات پارامترهای گوناگون از جمله عدد مویینگی، نسبت دبی، نسبت پهنای دو فاز و زاویه تماس بین قطره و سطح جامد روی پهنای قطره و فاصله مابین قطرات با جزئیات برای میکروکانال T-شکل معمولی و اصلاح‌شده را مطالعه نمودند. آنها پی بردند که با انجام اصلاحی ساده روی یک میکروکانال T-شکل معمولی می‌توان قطرات با اندازه‌های کوچکتر و با فواصل کمتری تولید می‌کند. از طرفی، این تحقیق مشخص می‌کند که جریان‌های چندفازی

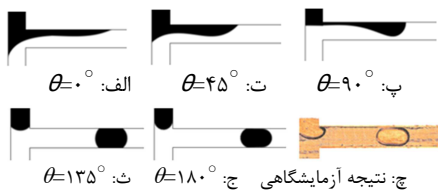
¹ Kerosene

پیداست، نتایج شبیه‌سازی بصورت کیفی تطابق بسیار خوبی با نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد. اندازه قطره تشکیل شده در رژیم‌های فشرده‌گی و چکیدن نتایج حاضر با نتایج آزمایشگاهی به ترتیب اختلاف ۶ و ۹ درصدی را نشان می‌دهد. انحراف مشاهده شده بین نتایج قسمتی به دلیل خطاهای موجود در روش‌های عددی و قسمتی نیز بدلیل اثرات تغییرات در خصوصیات فیزیکی سیال، دما، زبری کانال و خاصیت ترشوندگی سطح در شبیه‌سازی و آزمایش می‌باشد.



شکل ۲- نتایج عددی حاضر (سمت چپ) و نتایج آزمایشگاهی ژائو و همکاران [۵] (سمت راست) در سه رژیم جریان متفاوت قطره در میکروکانال T-شکل متقاطع: الف) $Q=1$ و $We_k=5.84 \times 10^{-5}$ (ب) $Q=3$ و $We_k=5.67 \times 10^{-4}$ (پ) $Q=1$ و $We_k=5.35 \times 10^{-1}$

انتخاب صحیح زاویه تماس، اهمیت به سزایی در صحت نتایج مسئله دارد. لذا برای اطمینان از صحت انتخاب این کمیت، حرکت قطره در کانال در زاویه‌های تماس مختلف بررسی و شکل قطره که در مرجع آزمایشگاهی ارائه شده بود، مقایسه گردید. مقادیر زاویه تماس اعداد ۰، ۴۵، ۹۰، ۱۳۵ و ۱۸۰ درجه انتخاب شد. شکل ۳ شکل قطره در زاویه تماس‌های مختلف نتایج حاضر با شکل قطره حاصل از پژوهش آزمایشگاهی یوچاو ژاو و همکاران [۴] را نشان می‌دهد. همانطور که ملاحظه می‌شود، زاویه تماس ۱۸۰ تطابق مناسبی در نتایج عددی با مرجع آزمایشگاهی نشان می‌دهد.



شکل ۳- الگوی جریان قطره با زاویه تماس‌های مختلف و مقایسه آن با مدل آزمایشگاهی [۴].

برای بررسی استقلال حل از شبکه، اندازه بی‌بعد قطره برای هفت اندازه شبکه با تعداد گره‌های ۳۹۸۳، ۷۸۹۲، ۱۱۹۰۱، ۱۵۸۷۰، ۱۹۹۰۰، ۲۳۸۸۲ و ۲۷۹۷۸ در $Q=3$ و $We_k=5.67 \times 10^{-4}$ اندازه‌گیری شده و در شکل ۴ نشان داده شده است. مطابق شکل ۴، برای شبکه‌های با اندازه‌های ۲۳۸۸۲ و بالاتر شکل قطره تغییر ناچیزی می‌نماید. لذا طبق این شکل استفاده از اندازه‌های شبکه‌های ۲۳۸۸۲ به بالاتر مناسب می‌باشد.

ارزیابی قرار گرفته شده است. برای نشان دادن خروجی طول بی‌بعد قطره $(S^*=S/w_{out})$ ، فاصله بی‌بعد بین قطرات $(D^*=D/w_{out})$ و زمان بی‌بعد $(t^* = \frac{u_{in}t}{w_{out}})$ تعریف می‌شوند.

جدول ۱- خصوصیات فیزیکی آب و روغن.

سیال عامل	چگالی (kg/m^3)	لزجت $(Pa \cdot s)$	کشش سطحی (N/m)
آب	۹۹۸/۲	۰/۰۰۱	۰/۰۴۵
نفت	۷۸۰	۰/۰۰۱۱۵	

جدول ۲- ابعاد هندسه میکروکانال.

$w_{out} (\mu m)$	$w_{in} (\mu m)$	$H (mm)$	$L (mm)$
۳۰۰	۳۰۰	۱،۲	۱۱

۳- معادلات حاکم

در این بخش معادلات حاکم بر جریان دو فاز همدما شامل معادله‌ی پیوستگی به روش حجت سیال مطرح می‌شود. معادله پیوستگی، ممتوم و کسر حجمی بصورت زیر می‌باشد:

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

$$\frac{\partial(\rho \mathbf{u})}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u} \mathbf{u}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\mu(\nabla \mathbf{u}^T + \nabla \mathbf{u})) + f \quad (2)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \alpha = 0 \quad (3)$$

که در روابط فوق، f نیروی کشش سطحی می‌باشد. در این تحقیق روش نیروی سطحی پیوسته [۱۸] برای محاسبه‌ی نیروی کشش سطحی به کار رفته است. که از معادله (۴) محاسبه می‌گردد:

$$f = \sigma n k \delta_s, k = -\nabla \cdot n, n = \frac{\nabla \alpha}{|\nabla \alpha|}, \nabla \alpha \quad (4)$$

در رابطه (۴)، α تابع نشانگر فاز است که بیانگر حجم سیال از یک فاز به حجم کل سلول است می‌باشد. که بصورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\alpha(x, t) = \frac{v_{phase1}}{v} = \begin{cases} \alpha = 1 & \bar{x} \in \text{phase 1} \\ 0 < \alpha < 1 & \bar{x} \text{ interface} \\ \alpha = 0 & \bar{x} \in \text{phase 2} \end{cases} \quad (5)$$

در روابط فوق، ρ چگالی و μ لزجت به ترتیب از رابطه (۶) و (۷) محاسبه می‌شوند.

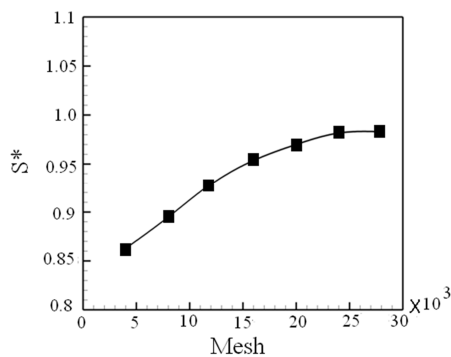
$$\rho(x, t) = \rho_a + \alpha(\rho_c - \rho_a) \quad (6)$$

$$\mu(x, t) = \mu_a + \alpha(\mu_c - \mu_a) \quad (7)$$

۴- شبیه‌سازی عددی

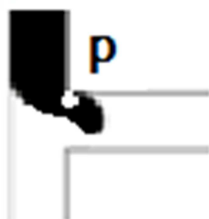
در این بخش، ابتدا اعتبارسنجی و استقلال حل از شبکه پرداخته می‌شود و سپس نتایج مربوط به بررسی حرکت قطره در میکروکانال Y-شکل بیان می‌شود.

شکل ۲ نتایج حاصل از شبیه‌سازی حاضر در مقایسه با نتایج آزمایشگاهی ژائو و همکاران [۵] در سه رژیم جریان متفاوت شامل رژیم‌های فشرده‌گی، چکیدن و موازی میکروکانال T-شکل متقاطع ($\theta = 180^\circ$) را نشان می‌دهد. بمنظور اعتبارسنجی، ابعاد هندسی و فازها مشابه پژوهش آنها استفاده شده است. همان طور که از شکل



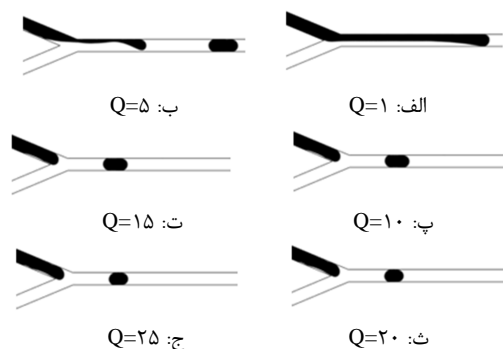
شکل ۴- منحنی استقلال حل از شبکه.

($\theta = 180^\circ$) را نشان می‌دهند. برای رژیم فشاری (شکل ۷-الف)، در قسمت ۱ (اعداد نشان داده شده در شکل) مرحله پر شدن در فاز جدا شونده در جهت عمودی آغاز می‌شود. گرادیان فشار قابل توجهی مشاهده می‌شود. در این مرحله فاز جدا شونده در حالی که تلاش می‌کند وارد کانال اصلی شود، بر فاز پیوسته فشار می‌آورد. این باعث می‌شود، فاز جدا شونده شیب فشار قابل توجهی را تجربه کند. در قسمت ۲، مرحله پر شدن فاز جدا شونده در جهت افقی همراه با یک کاهش فشار آغاز می‌شود. زیرا مقدار فشار در جهت نرمال کاهش می‌یابد، و نیروهای تنش برشی که در جهت مماس هستند، افزایش یافته و فاز جدا شونده دیوار اطراف کانال را لمس می‌کند. هنگامی که قطرات در جهت مماس حرکت می‌کنند، مرحله پر شدن فاز جدا شونده در جهت عمودی دوباره در حالی که فشار افزایش می‌یابد، آغاز می‌شود. در این مرحله، زمانیکه حجم زیادی از فاز جدا شونده برای تشکیل قطرات وارد کانال اصلی می‌شود، مرحله پر شدن در مقایسه با سایر مراحل، طولانی تر است. در قسمت ۳، مرحله پر شدن پایان می‌یابد. طول شدن فاز جدا شونده بین مراحل ۳ و ۴ رخ می‌دهد. در این مرحله، قطره شروع به حرکت در جهت مماس بر کانال اصلی می‌کند و در مرحله ۴، مرحله مسدود کردن رخ می‌دهد. این می‌تواند افزایش مقدار فشار در جدایی قطره را توجیه کند. جریان فاز پیوسته به طور کامل مسدود است، این در حالی است که گرادیانهای فشار بالا روی فاز جدا شونده برای تشکیل قطره اعمال می‌شود. در قسمت ۵ مرحله فشردگی اتفاق می‌افتد، و بین مراحل ۵ و ۶ که شکست قطره اتفاق می‌افتد، افزایش ناگهانی در گرادیان فشار وجود دارد. شکست قطره وقتی اتفاق می‌افتد که گرادیان فشار بیشترین مقدار را دارد. واضح است که گرادیان فشار، عامل اصلی تشکیل قطره در رژیم فشاری می‌باشد. برای رژیم چکیدن (شکل ۷-ب)، میزان فشار در رژیم چکیدن در نقطه مشخص شده را نشان می‌دهد. تمام مراحل، شبیه رژیم فشاری می‌باشد با این تفاوت که گرادیان فشار قابل توجهی در تمام مراحل تشکیل قطره وجود ندارد. گرادیان فشار نقش مهمی در شکل گیری قطره ندارد. در این رژیم همانگونه که ذکر شد، نیروی تنش برشی مماسی نقش اصلی در تشکیل قطره دارد.



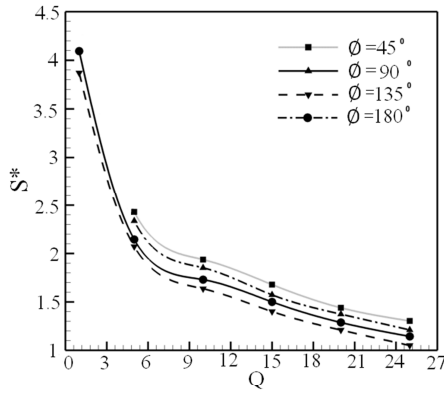
شکل ۶- مکان نقطه P بمنظور بررسی تغییرات فشار در رژیم فشاری و رژیم چکیدن.

شکل ۵ اثر نسبت جریان بر روی الگوی جریان برای میکروکانال Y-شکل در $\theta = 45^\circ$ برای $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$ را نشان می‌دهد. همانطور که از شکل مشخص است، با تغییر نسبت جریان، سه نوع رژیم جریان موازی (۵-الف)، فشردگی (۵-ب، ۵-پ و ۵-ت) و چکیدن (۵-ث و ۵-ج) مشاهده می‌شود. به طور کلی، فعل و انفعال ما بین سه نیروی کشش سطحی، نیروی تنش برشی و نیروی فشاری باعث ایجاد الگوهای مختلف می‌گردند. نیروی تنش برشی و نیروی فشاری سعی دارند که باعث شکست قطره شوند در حالیکه نیروی کشش سطحی از شکست قطره ممانعت می‌کند. در رژیم جریان موازی، نیروهای فشاری و تنش برشی، نمی‌تواند بر نیروی کشش سطحی غلبه کنند و به همین دلیل فاز گسسته موازی با مجرای کانال اصلی حرکت می‌کند و قطره نمی‌شکند. در رژیم فشردگی، نیروی فشاری نقش اساسی را ایفا می‌کند. در این حالت، نیروی تنش برشی اعمال شده بر فصل مشترک، بسیار ناچیز می‌باشد و می‌توان از آن صرف نظر نمود. در این رژیم، اندازه قطره از پهنای کانال بزرگتر می‌باشد. در رژیم جریان چکیدن، اندازه قطره از پهنای کانال اصلی کمتر می‌باشد. در این رژیم نیروی تنش برشی عامل اصلی غلبه بر نیروی کشش سطحی می‌باشد.

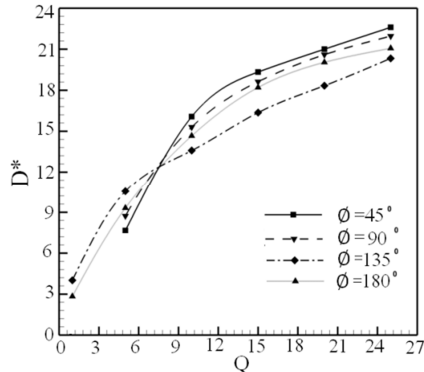


شکل ۵- بررسی نسبت جریان بر روی الگوی جریان در $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$ برای میکروکانال Y-شکل در $\theta = 45^\circ$.

با انتخاب یک نقطه P در میکروکانال (همانگونه در شکل ۶ نشان داده شده است) تغییرات فشار نقطه مورد نظر ثبت شده و نتایج در شکل ۷ نشان داده شده است. شکل ۷-الف و ۷-ب، به ترتیب منحنی تغییرات فشار در دو رژیم فشاری ($Q = 12.5$ و $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$) و رژیم چکیدن ($Q = 40$ و $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$) برای میکروکانال Y-شکل



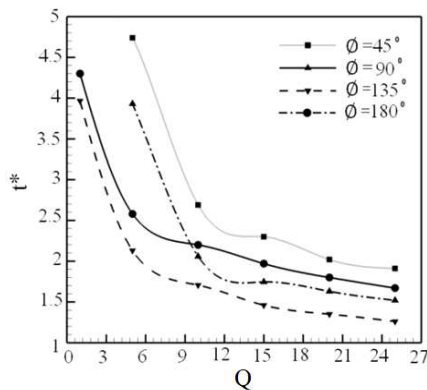
الف



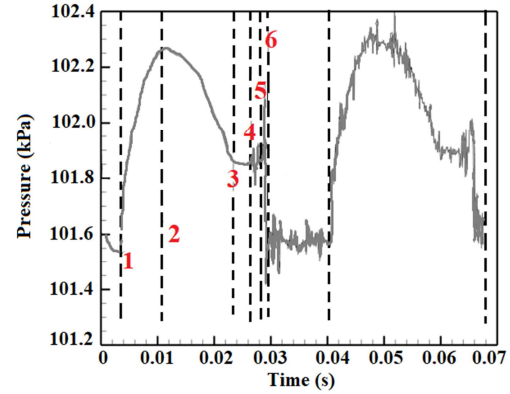
ب

شکل ۸- منحنی اثر تغییرات نسبت جریان و زاویه کانال بر اندازه بی- بعد قطره (۸-الف) و فاصله بی بعد بین دو قطره متوالی (۸-ب) در $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$.

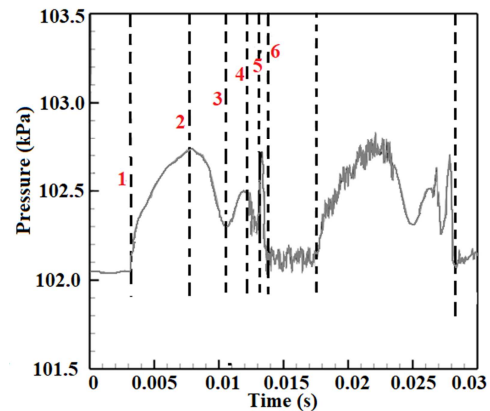
در شکل ۹ زمان بی بعد شکست قطره در نسبت جریان های متفاوت برای چهار زاویه ورودی میکروکانال 45° ، 90° ، 135° و 180° درجه برای $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$ رسم شده است. همانطور که قبلا بیان شد، چون برای $Q=1$ در زوایای ورودی میکروکانال 45° و 90° شکست قطره اتفاق نمی افتد، t^* مشخص نشده است. از شکل مشخص است که با افزایش نسبت جریان، زمان بی بعد شکست قطره کاهش می یابد بطوریکه برای زوایای ورودی میکروکانال 45° ، 90° ، 135° و 180° درجه به ترتیب زمان بی بعد شکست $2/41$ ، $2/67$ ، $3/33$ و $2/59$ کاهش می یابد.



شکل ۹- منحنی اثر تغییرات نسبت دبی و زاویه کانال بر زمان بی بعد شکست قطره در $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$.



الف



ب

شکل ۷- منحنی تغییرات فشار در دو رژیم مختلف در نقطه مشخص شده در میکروکانال Y-شکل ($\theta = 180^\circ$): الف: رژیم فشاری ($Q=12.5$) و ب: رژیم چکیدن ($We_k = 5.84 \times 10^{-4}$ و $Q=40$).

شکل ۸-الف و ۸-ب به ترتیب تغییرات طول بی بعد قطره و اندازه بی بعد بین دو قطره متوالی برای چهار زاویه ورودی میکروکانال 45° ، 90° ، 135° و 180° در نسبت جریان های متفاوت برای $We_k = 5.84 \times 10^{-4}$ را نشان می دهند. برای $Q=1$ در زوایای ورودی میکروکانال 45° و 90° S^* و D^* مشخص نشده است، چون در این حالت، شکست قطره اتفاق نمی افتد و رژیم موازی مشاهده می گردد. همانطور که از شکل ۸-الف پیداست، برای زاویه ورودی میکروکانال 135° به ازای تمام نسبت های جریان، قطره تولید شده کوچکترین مقدار را دارد. برای نسبت جریان های کمتر از ۶، اندازه بی بعد قطره به شدت کاهش می یابد ولی در نسبت جریان های بزرگتر از ۶، اندازه بی بعد قطره با افزایش نسبت جریان تقریبا بصورت خطی کم می شود. بطوریکه با افزایش نسبت جریان، برای زاویه ورودی کانال 45° ، 90° ، 135° و 180° اندازه بی بعد قطره، به ترتیب $2/41$ ، $2/67$ ، $3/33$ و $3/73$ کاهش می یابد. همچنین از شکل ۸-ب مشخص است، با افزایش نسبت جریان در هر زاویه ورودی کانال، فاصله بی بعد بین دو قطره متوالی افزایش می یابد بطوریکه با افزایش نسبت جریان، برای زاویه ورودی کانال 45° ، 90° ، 135° و 180° فاصله بی بعد بین دو قطره متوالی، به ترتیب تقریبا $2/56$ ، $2/78$ ، $4/33$ و $7/46$ کاهش می یابد.

۵- نتیجه گیری

در این مقاله، جریان دوفازی مایع-مایع مخلوط نشدنی در میکروکانال Y-شکل متقارن بصورت دوبعدی شبیه سازی شده است. بعد از اعتبارسنجی و بررسی استقلال حل از شبکه، به بررسی الگوهای مختلف جریان پرداخته شد و سه نوع رژیم جریان موازی، چکیدن و فشاری مشاهده شد. در ادامه، تفاوت‌های تغییرات فشار در دو الگوی چکیدن و فشاری مورد ارزیابی قرار گرفت. در انتها، اثر تغییر زاویه ورودی میکروکانال در نسبت دبی‌های مختلف روی نسبت بی‌بعد طول قطره، نسبت بی‌بعد فاصله بین دو قطره متوالی و زمان بی‌بعد شکست قطره، پرداخته شد و نتایج زیر استخراج شد:

۱- سه نوع رژیم جریان: فشاری، چکیدن و موازی ملاحظه شد،

۲- زاویه بین ورودی‌های میکروکانال بهینه برای تولید کوچکترین قطرات، زاویه 135° می باشد،

۳- با افزایش نسبت جریان در هر زاویه بین ورودی‌های میکروکانال ثابت، اندازه بی‌بعد قطره برای نسبت جریان‌های کمتر از ۶، به شدت ولی برای نسبت جریان‌های بزرگتر از ۶، بصورت خطی کاهش می‌یابد،

۴- با افزایش نسبت جریان از 0.6 به $2.5/2$ ، برای زاویه ورودی کانال 45° ، 90° ، 135° و 180° اندازه بی‌بعد قطره، به ترتیب $2/41$ ، $2/67$ ، $3/83$ و $3/73$ و زمان بی‌بعد شکست قطره به ترتیب $2/41$ ، $2/67$ ، $3/33$ و $2/59$ کاهش می‌یابد و

۵- با افزایش نسبت جریان در هر زاویه ورودی کانال، فاصله بی‌بعد بین دو قطره متوالی افزایش می‌یابد بطوریکه با افزایش نسبت جریان، برای زاویه ورودی کانال 45° ، 90° ، 135° و 180° فاصله بی‌بعد بین دو قطره متوالی، به ترتیب تقریباً $2/56$ ، $2/78$ ، $4/33$ و $7/46$ کاهش می‌یابد.

تقدیر و تشکر

این مقاله حاصل طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه آزاد اسلامی واحد ساری که با حمایت مالی دانشگاه آزاد اسلامی واحد ساری اجرا شده است.

۶- مراجع

- [1] Cal K., How does the Type of Vehicle Influence the in Vitro Skin Absorption and Elimination Kinetics of Terpenes. *Arch. Dermatol.*, Vol. 297, pp. 311–315, 2006.
- [2] Losey M.W., Jackman R.J., Firebaugh S.L., Schmidt M.A. and Jensen, K.F., Design and Fabrication of Microfluidic Devices for Multiphase Mixing and Reaction, *J. Microelectromech. Syst.*, Vol. 11, pp. 709–717, 2002.
- [3] Burns M.A., Johnson B.N., Brahma Sandra S.N., Handique K., Webster J.R., Krishnan M., Sammarco T.S., Man P.M., Jones D., Heldsinger D., Mastrangelo C.H. and Burke D.T., An Integrated Nanoliter DNA Analysis Device, *Science*, Vol. 282, pp. 484–487, 1998.
- [4] Karniadakis, G., Beskok, A., and Aluru, N., *Microflows and Nanoflows Fundamentals and Simulation*. Springer Inc, 2005.
- [5] Zhao Y., Chen G. and Yuan, Q., Liquid-liquid Two-phase Flow Patterns in a Rectangular Microchannel. *AIChE J.*, Vol. No. 2, pp. 4052–4060, 2006.
- [6] Jullien M.C., Ching M.J., Cohen C., Menetrier L. and Tabeling P., Droplet Break up in Microfluidic T-junction at Small Capillary Number. *Physics of Fluids*, Vol. 21, pp. 072001, 2009.
- [7] Leshansky A.M. and Pismen L.M., Break up of Drops in a Microfluidic T junction. *Physics of fluid*, Vol. 21, pp. 023303, 2009.
- [8] Afkhami S., Leshansky A.M. and Renardy Y., Numerical Investigation of Elongated Drops in a Microfluidic T-Junction. *Physics of Fluid*, Vol. 23, pp. 022002, 2011.
- [9] Wu L., Tsutahara M., Kim L.S. and Ha M., Three-dimensional Lattice Boltzmann Simulations of Droplet Formation in a Cross-junction Microchannel, *International Journal of Multiphase Flow*, Vol. 34, pp. 852–864, 2008.
- [10] Oishi M., Kinoshita H., Fujii T. and Oshima M., Measurement of Three Dimensional Flow Structure of Droplet Formation Mechanism in T-shaped Junction Using Phase-locked Confocal Micro-PIV, *14th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*, Groningen, Netherlands, October 3 - 7, 2010.
- [11] Mei Y.Y., Chao Y., Yi J. Ameya J., Chun S.Y. and Long X., Numerical Simulation of Immiscible Liquid-liquid Flow in Microchannels Using Lattice Boltzmann Method, *Science China Chemistry*, Vol. 54, pp 224–256, 2011.
- [12] Zhao Y., Chen G., Ye C., and Yuan Q., Gas-liquid Two-phase Flow in Microchannel at Elevated Pressure, *Chemical Engineering Science*, Vol. 87, pp 122–132, 2013.
- [13] Yamamoto K., and Ogata S., Drag Reduction of Slug Flows in Microchannels by Modifying the Size of T-junctions, *International Journal of Multiphase Flow*, Vol. 62, pp. 67–72, 2014.
- [14] Shi Y., and Tang G.H., Lattice Boltzmann Simulation of Droplet Formation in Non-Newtonian Fluids. *Communications in Computational Physics*, Vol. 17, pp. 1056–1072, 2015.
- [15] Fallah K. and Rahni M.H., Lattice Boltzmann Simulation of Drop Formation in T-junction Microchannel. *Journal of Molecular Liquids*, Vol. 240, pp. 723–732, 2017.
- [16] Fallah K., Rahni M.H., Mohammadzadeh A., and Najafi M., Drop Formation in Cross-junction Microchannel, Using Lattice Boltzmann Method. *THERMAL SCIENCE*, Vol. 22, No. 2, pp. 909-919, 2018.
- [17] Ghaderi A., Kayhani M.H., Nazari M. and Fallah K., Drop Formation of Ferrofluid at Co-flowing Microchannel under Uniform Magnetic Field. *European Journal of Mechanics/B Fluids*, Vol. 67, pp. 87–96, 2018.