

## **ДЕФОРМАЦИЯ И УСТОЙЧИВОСТЬ ВЯЗКОУПРУГОЙ ПОЛИМЕРНОЙ КАПЛИ ПРИ ТЕЧЕНИИ В КАНАЛЕ С РЕЗКИМ СУЖЕНИЕМ**

**© 2025 С. А. Патлажан<sup>1, 2, \*</sup>, Д. Е. Рощин<sup>1, 3</sup>, И. В. Кравченко<sup>2</sup>,  
А. Ф. Ващенко<sup>4</sup>, И. Ю. Скворцов<sup>4</sup>**

<sup>1</sup> *Федеральный исследовательский центр химической физики им. Н. Н. Семенова  
Российской академии наук, Москва, ул. Косыгина, 4, 119991 Россия.*

<sup>2</sup> *Федеральный исследовательский центр проблем химической физики и медицинской  
химии Российской академии наук, Московская область, Черноголовка, просп. Академика  
Семенова, 1, 142432 Россия*

<sup>3</sup> *Национальный исследовательский институт Высшая Школа Экономики, Москва, ул.  
Мясницкая, 20, 101000 Россия*

<sup>4</sup> *Институт нефтехимического синтеза им. А. В. Топчиева Российской академии наук,  
Москва, Ленинский проспект, 29, 119991 Россия*

*\*e-mail: sapat@yandex.ru*

Поступила в редакцию 02.12.2025 г.

После доработки 30.12.2025 г.

Принята к публикации 11.01.2026 г.

В работе экспериментально и методами численного моделирования исследованы особенности деформационной динамики вязкоупругих капель растворов полиакрилонитрила (ПАН) в диметилсульфоксиде (ДМСО) при течении в силиконовом масле в канале с резким сужением. Основное внимание сосредоточено на изучении влияния концентрации ПАН и капиллярного числа на деформационное поведение и устойчивость таких капель. Показано, что увеличение концентрации ПАН приводит к существенному росту удлинения капель. Характер развития неустойчивости капли также зависит от концентрации полимера: при низком содержании ПАН основная капля распадается на соизмеримые вторичные капли, тогда как с ростом концентрации полимера наблюдается формирование «ласточкиного хвоста» с последующим его распадом на малые сателлитные капли. Установленные закономерности систематизированы в виде диаграммы устойчивости капли в координатах капиллярное число – концентрация ПАН. Полученные результаты представляют интерес для отработки технологии формирования микроволокон на основе вязкоупругих растворов полимеров с использованием фокусирующего течения в микрожидкостных чипах.

*Ключевые слова:* вязкоупругие капли, деформационное поведение, дисперсные среды, каналы с переменным сечением, фокусирующее течение

# Deformation and Stability of Viscoelastic Polymer Droplet Flowing through a Channel with an Abrupt Contraction

© 2025 S. A. Patlazhan, D. E. Roshchin, I. V. Kravchenko,  
A. F. Vashchenko, I. Yu. Skvortsov

In this work, the deformation dynamics of viscoelastic droplets of polyacrylonitrile (PAN) solutions in dimethyl sulfoxide (DMSO) flowing in silicone oil through a channel with an abrupt contraction are investigated experimentally and by numerical simulations. The main focus is on the influence of PAN concentration and capillary number on the deformation behavior and stability of such droplets. It is shown that increasing the PAN concentration leads to a substantial increase in droplet elongation. The mode of droplet instability development also depends on the polymer concentration: at low PAN content, the primary droplet breaks up into secondary droplets of comparable size, whereas at higher polymer concentrations a “swallow-tail” structure forms, followed by its breakup into small satellite droplets. The observed trends are systematized in the form of a droplet stability diagram in the capillary number–PAN concentration coordinates. The obtained results are of interest for the development of technologies for microfibre formation based on viscoelastic polymer solutions using flow focusing in microfluidic chips.

*Keywords:* viscoelastic droplets, deformation behavior, dispersed media, channels with variable cross-section, flow focusing

## ВВЕДЕНИЕ

Понимание механизмов деформационного поведения и устойчивости капель в процессе течения представляют значительный интерес как для фундаментальных исследований, так и успешной реализации промышленных процессов и лабораторных исследований. Среди практических приложений можно выделить нефтепереработку [1], формирование и переработку эмульсий [2, 3], пищевую и косметическую промышленности [4, 5]. В лабораторных исследованиях важно понимание особенностей динамического поведения капель в микрофлюидных чипах [6–9], при синтезе полимерных микрочастиц и капсул [10, 11], в том числе для адресной доставки лекарств [10, 12] и формирования микроволокон [13, 14]. В большей части приложений используются псевдопластичные или вязкоупругие неньютоновские жидкости. Среди них могут применяться растворы полимеров [15–17], биологические жидкости [18], ионные жидкости [19]. Таким образом, важной научной задачей является изучение особенностей деформации и разрыва капель различного реологического поведения при течении в микроканалах различной геометрии. В настоящей работе внимание сосредоточено на особенностях стационарной и нестационарной деформации и устойчивости вязкоупругих капель при течении в канале с резким сужением, поскольку такая конфигурация канала представляет особенный интерес для формирования микроволокон [14, 20].

Наиболее подробно к настоящему времени изучены дисперсные жидкости с ньютоновскими компонентами [14, 21–29]. Динамика капель в таких системах хорошо изучена в зависимости от таких ключевых безразмерных параметров, как отношение вязкостей дисперсионной и сплошной среды, капиллярного числа, параметра конфайнмента (отношения начального диаметра капли к глубине канала) и относительного сужения (отношения толщины широкой и узкой частей канала). В частности, показано, что рост относительной вязкости капли приводит к росту ее растяжения при прохождении

через сужение [23, 27, 28]. Аналогичный эффект наблюдается при увеличении параметра конфинмента [22]. Последнее обусловлено стабилизирующим влиянием твердых стенок канала, как это было показано на примере деформации капли при течении простого сдвига [29, 30]. Увеличение относительного сужения также приводит к большей деформации и более быстрому распаду капли из-за увеличения продольного градиента скорости [28].

Деформационное поведение капель в неньютоновских средах при течении в каналах переменного сечения наиболее полно исследовалось на примере вязкоупругих дисперсионных жидкостей, а существующие работы сосредоточены на обсуждении влияния их реологических свойств на динамику и устойчивость дисперсной фазы [31–40]. Так, на примере реологической модели FENE-CR (Finite Extendable Non-linear Elastic–Chilcott and Rallison) было показано, что при достаточно высоких значениях чисел Вайсенберга возможна инкапсуляция сплошной фазы с образованием композитной капли [36], а для дисперсионной жидкости Гизекуса обнаружено немонотонное поведение максимальной деформации при прохождении через сужение от числа Деборы [31]. На примере жидкости Олдройда было показано, что при превышении начальным диаметром капли толщины области сужения, ее стационарная деформация увеличивается вследствие роста первой разности нормальных напряжений в зазоре между каплей и стенками канала [33].

В то же время, существующие сведения о деформации вязкоупругой капли при течении в канале с резким сужением в ньютоновской среде обрывочны. В частности, было показано, что увеличение времени релаксации дисперсной жидкости слабо сказывается на максимальном удлинении капли при прохождении через сужение [32–34, 36], но приводит к интенсификации внутренних течений [31]. Было также обнаружено, что капля из вязкоупругой FENE-P (Finite Extendable Non-linear Elastic–Peterlin) жидкости распадается

на две сателлитные капли, тогда как при разрыве капли из жидкости Олдройда формируется лишь одна сателлитная капля [40].

С другой стороны, имеющиеся на сегодняшний день работы в этой области носят модельный характер и, за редким исключением [35], не имеют привязки к реальным жидкостям. В численных исследованиях допускается изменение одного параметра (например, времени релаксации) при фиксированном значении остальных характеристик – отношения вязкостей и межфазного натяжения. В случае полимерных растворов время релаксации можно варьировать путем изменения концентрации полимера.

Целью настоящей работы является численное моделирование и экспериментальный анализ влияния реологических свойств вязкоупругих капель растворов ПАН в ДМСО на их деформационное поведение и устойчивость в процессе течения в канале с резким сужением совместно с несовместимой ньютоновской дисперсионной жидкостью.

## ЭКСПЕРИМЕНТ И ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

**Постановка задачи и математическая модель.** Деформационное поведение вязкоупругих капель в плоском канале с резким сужением изучалось в прозрачной ячейке, специально изготовленной методом 3D печати на принтере Phrozen Sonic Mighty 8K из фотополимерной смолы (Anycubic Standard Resin V2). Конструкция представляла собой плоский прямоугольный корпус с оптически прозрачными стенками. В противоположных торцах расположены входной и выходной патрубки для подачи и отвода жидкой среды.

Схема канала с резким сужением приведена на Рис. 1а. Длина, ширина и глубина широкой части канала составляли  $l_1 = 30$ ,  $w_1 = 5$  и  $h = 1$  мм, соответственно. Узкая часть канала представляла капилляр с квадратным сечением со сторонами  $w_2 = 1$  мм и длиной  $l_2 = 30$  мм, соответственно. Таким образом, степень сужения канала составляла

$CR = w_1/w_2 = 5$ . В расчетах и эксперименте начальный диаметр капли составлял  $2R = 0.9$  мм, из чего следует, что параметр конфайнмента равен  $g = 2R/w_2 = 0.9$ .

Для регистрации формы капли в процессе течения применяли цифровую видеокамеру TourCam XFCAM1080PHD с частотой съёмки  $K = 25$  кадров в секунду и микроскоп Micromed MS-2-ZOOM. Система подачи жидкостей включала а) шприц со стальной иглой для формирования капель и б) шаговый двигатель с винтовой передачей для подачи непрерывной фазы с постоянным расходом.

Симметрия канала позволяет ограничиться рассмотрением лишь четвертой части канала (выделена темно-серым цветом на Рис. 1б), на внутренние грани которой накладывали граничные условия непрерывности скоростей и напряжений. Это обеспечило значительную экономию вычислительных ресурсов. Расчёты на полноразмерной модели показали, что полученные результаты полностью соответствуют зеркальным отображениям гидродинамических полей, рассчитанных в четвертой части канала.

**Рис. 1.** Схема канала с резким сужением (а) и геометрия расчетной области, выделенная темно-серым цветом (б).

Течение многофазной несжимаемой жидкой среды описывали уравнениями Навье-Стокса совместно с условием несжимаемости:

$$\rho \left[ \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right] = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} + \mathbf{f}, \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0. \quad (2)$$

Плотность объемных капиллярных сил определяли как  $\mathbf{f} = \sigma \mathbf{n} \delta(\Omega)$  [42], где  $\sigma$  – межфазное натяжение между сплошной средой и дисперсной фазой. Для моделирования динамического поведения границы раздела использовали метод объема жидкости [43]. В рамках данного метода нормаль  $\mathbf{n}$  и кривизну  $\kappa$  произвольной точки межфазной границы

определяли с помощью индикаторной функции  $\alpha$ , которая равна 1 в области капли и 0 в окружающей жидкости; на межфазной границе функция  $\alpha$  плавно меняется от 0 до 1. В этом случае  $\mathbf{n} = \nabla\alpha/|\nabla\alpha|$  – вектор нормали,  $\kappa = -\nabla \cdot \mathbf{n}$  – локальная кривизна границы раздела, а  $\delta(\Omega)$  – дельта-функция Дирака, локализованная на границе раздела  $\Omega$ .

Индикаторная функция подчиняется уравнению переноса:

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

и позволяет определить вязкость и плотность каждой точки двухфазной среды:  $\eta(\alpha) = \alpha\eta_d + (1 - \alpha)\eta_c$  и  $\rho(\alpha) = \alpha\rho_d + (1 - \alpha)\rho_c$ . Таким же способом рассчитывается и локальные тензоры напряжений:  $\boldsymbol{\tau} = \alpha\boldsymbol{\tau}_d + (1 - \alpha)\boldsymbol{\tau}_c$  (тензор  $\boldsymbol{\tau}_c = \eta_c \mathbf{D}$  соответствует вязким напряжением в сплошной фазе, а тензор напряжений для дисперсной жидкости  $\boldsymbol{\tau}_d$  рассчитывается с использованием модели вязкоупругости как это показано в следующей секции.

Для численного решения Ур. (1)–(2) применяли метод конечных объемов на базе открытой вычислительной платформы OpenFOAM [44]. С этой целью расчетную область разбивали на равномерную прямоугольную 3D сетку, включающую 1320000 ячеек. Для проверки независимости получаемых решений от числа ячеек, были выполнены тестовые расчеты длины капли  $L$  относительно ее начального диаметра  $2R$  для 10% раствора ПАН и при капиллярном числе  $Ca = 0.05$  на двух расчетных сетках: 1) исходной (1320000 ячеек) и 2) со значительно большим количеством (4455000) элементарных ячеек. Длину капли определяли, как расстояние между ее крайними точками. Результаты расчетов приведены на Рис. 2 в зависимости от безразмерного времени  $tU/R$ .

**Рис. 2.** Зависимости относительного удлинения капли 10% раствора ПАН от безразмерного времени при  $Ca = 0.05$ , полученные на двух расчетных сетках с разным числом ячеек.

Видно, что увеличение числа ячеек в несколько раз приводит лишь к незначительному изменению рассчитанного удлинения. При этом изменение числа ячеек не сказывается на максимальном значении  $L/2R$ , а также не приводит к существенным изменениям стационарной длины капли в узкой части канала. Однако, расчетное время на сетке меньшей плотности снижалось многократно. В связи с этим в дальнейшем использовали сетку с числом ячеек 1320000. Вычисления проводили на суперкомпьютере CHARISMA суперкомпьютерного центра НИУ ВШЭ [45]

**Вязкоупругие жидкости и реологические модели.** В качестве ньютоновской сплошной среды использовалось силиконовое масло с постоянной вязкостью  $\eta_c = 16.7$  Па·с и плотностью  $\rho_c = 0.97$  г/см<sup>3</sup>. Дисперсная фаза состояла из растворов полиакрилонитрила (Good Fellow, Великобритания,  $M_n = 50000$  г/моль,  $M_w = 85000$  г/моль) в диметилсульфоксиде (ХЧ, Экос-1, Россия) с концентрацией полимера 10, 15 и 20 масс.%. Далее в тексте для краткости массовая доля полимера указывается в процентах (%). Плотность исследуемых растворов  $\rho_d$  лежала в диапазоне от 1.10 до 1.13 г/см<sup>3</sup>. Таким образом, относительно силиконового масла капли растворов ПАН характеризуются слабой отрицательной плавучестью ( $\rho_c - \rho_d \approx -0.16$ ), которая, однако, не оказывала заметного влияния на деформационную динамику капель в течение времени проведения экспериментов.

Вязкость  $\eta_d$  и реологические характеристики (динамические модули упругости и нормальные напряжения) полимерных растворов измеряли при комнатной температуре с использованием ротационного реометра HAAKE MARS 60 (Thermo Fisher Scientific, Карлсруэ, Германия), оснащённого измерительными ячейками типа конус–плоскость с диаметрами 20 и 60 мм и углом между образующей конуса и плоскостью 1°. Результаты измерений приведены на Рис. 3 и 4. Межфазное натяжение  $\sigma$  на границе силиконового

масла и растворов ПАН измеряли на цифровом тензиометре K20 (KRÜSS, Гамбург, Германия); оно составило  $\sigma = 20$  мН/м и практически не зависело от концентрации полимера.

Реологическое поведение полимерных растворов моделировали при помощи модели Олдройда-Б [40]. В рамках этой модели тензор напряжений вязкоупругой жидкости  $\tau_d$  включает две составляющие – тензор напряжений  $\tau_s$  ньютоновского растворителя и вязкоупругой вклад - со стороны полимерных цепей:

$$\tau_d = \tau_p + \tau_s, \quad (4)$$

$$\tau_s = \eta_s \mathbf{D}, \quad (5)$$

где тензор скоростей деформации  $\mathbf{D} = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)$ , диагональные компоненты которого,  $u_{kk}$ , соответствуют продольным (растягивающим) градиентам скорости, а недиагональные,  $u_{ik}$  ( $i \neq k$ ), – скоростям сдвига. Вязкоупругий вклад  $\tau_p$  в тензор напряжения определяется из решения уравнения:

$$\tau_p + \lambda \tau_p^\nabla = -\eta_p \mathbf{D}, \quad (3)$$

где  $\tau_p^\nabla = \frac{D\tau}{Dt} - [(\nabla \mathbf{u})^T \cdot \tau_p - \tau_p \cdot \nabla \mathbf{u}]$  – верхняя конвективная производная,  $\frac{D\tau}{Dt} = \frac{\partial \tau}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \tau$ .

Для определения реологических параметров модели – вязкостей  $\eta_s$  и  $\eta_p$  и времени релаксации полимерного раствора  $\lambda$  – были измерены частотные зависимости динамических модулей накопления и потерь,  $G'(\omega)$  и  $G''(\omega)$ , при малой амплитуде сдвига. Для жидкости Олдройда-Б эти зависимости имеют вид:

$$G'(\omega) = \eta_d \omega^2 \frac{(\lambda - \lambda_2)}{1 + \lambda^2 \omega^2}, \quad (4)$$

$$G''(\omega) = \eta_d \omega \frac{1 + \lambda \lambda_2 \omega^2}{1 + \lambda^2 \omega^2}, \quad (5)$$

где  $\eta_d = \eta_s + \eta_p$ , а  $\lambda_2 = \lambda \eta_p / \eta_s$ . Используя экспериментальные данные, можно определить реологические параметры  $\eta_d$ ,  $\lambda$  и  $\lambda_2$ , которые наилучшим образом описывают

экспериментальные данные. Аппроксимацию экспериментальных данных и оценку стандартных отклонений проводили на примере комплексного модуля  $|G^*| = \sqrt{G'^2 + G''^2}$  методом наименьших квадратов.

Таблица. 1. Реологические параметры модели Олдройда для растворов ПАН различной концентрации в ДМСО.

Концентрация ПАН, масс. %	$\eta_s$ , Па·с	$\eta_p$ , Па·с	$\lambda \cdot 10^3$ , с
10	$0.47 \pm 0.034$	$0.67 \pm 0.034$	$3.6 \pm 0.28$
15	$3.02 \pm 0.41$	$5.2 \pm 0.41$	$12 \pm 0.14$
20	$20.44 \pm 0.14$	$34.01 \pm 0.15$	$48 \pm 0.35$

Экспериментальные зависимости  $|G^*|$ ,  $G'$  и  $G''$  от частоты сдвиговых осцилляций и соответствующие им расчетные кривые, построенные по формулам (4) и (5) с использованием реологических параметров из Таблицы 1, показаны на Рис. 3 для разных концентраций ПАН. Видно, что выведенные значения параметров обеспечивают удовлетворительное согласие с экспериментом.

**Рис. 3.** Частотные зависимости комплексного модуля упругости  $|G^*|$  (а), модуля накоплений  $G'$  (б) и потерь  $G''$  (в). Символы соответствуют эксперименту, а сплошные кривые – результат аппроксимации по уравнениям (4) и (5). Концентрация ПАН: 10 (круги), 15 (квадраты), 20% (ромбы).

**Рис. 4.** Зависимость вязкости растворов ПАН различной концентрации от скорости сдвига. Символы соответствуют экспериментальным значениям, пунктирные прямые – рассчитанные значения параметра  $\eta_d = \eta_s + \eta_p$ . Концентрация ПАН: 10 (круги), 15 (квадраты), 20% (ромбы).

Для дополнительной проверки адекватности полученных реологических параметров была выполнена верификация экспериментальных зависимостей вязкости полимерных растворов от скорости сдвига  $\dot{\gamma}$  с рассчитанной общей вязкостью  $\eta_d = \eta_s + \eta_p$ . Рис. 4 показывает, что  $\eta_d$  совпадает с нулевой вязкостью исследуемых растворов. Стоит отметить, что при достаточно больших скоростях сдвига вязкость исследуемых растворов снижается, в то время как используемая модель не предусматривает изменение вязкости и потому может быть использована лишь в диапазоне скоростей сдвига, где вязкость постоянна. По этой причине следовало убедиться, что наибольший из градиентов скоростей лежит ниже значений, соответствующих области переменной вязкости у любого из рассматриваемых растворов. Тестовый расчет показал, что продольный градиент скорости  $\frac{\partial u_x}{\partial x}$  демонстрирует значительный скачок у входа в сужение вдоль центральной оси канала (Рис. 5) и, следовательно, будет вносить наибольший вклад во второй инвариант тензора скоростей деформации, которым определяется значение вязкости неньютоновской среды [40, 41].

**Рис. 5.** Зависимость продольного градиента скорости от координаты вдоль центральной оси канала с резким сужением. Пунктирная линия соответствует входу в сужение.

Капиллярное число  $Ca = 0.15$ .

Рис. 5 показывает, что при максимальном значении капиллярного числа  $Ca = \frac{\eta_c U}{\sigma} = 0.15$  ( $U$  – средняя скорость течения в широкой части канала), используемом в данной работе, градиент скорости  $\frac{\partial u_x}{\partial x}$ , не превышает 1.5, что значительно ниже порога изменения вязкости даже для наиболее концентрированного из растворов, которая начинает уменьшаться при скоростях сдвига порядка  $10 \text{ с}^{-1}$ . Отсюда можно заключить, что для

исследуемых вязкоупругих растворов изменение вязкости можно не принимать во внимание.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На Рис. 6 приведено сравнение экспериментальных данных и численных расчетов для изменения во времени относительного удлинения капель 10% раствора ПАН при  $Ca = 0.15$ . Наблюдается хорошее согласие эксперимента с результатами компьютерного моделирования. Отметим, что ось времени представлена в виде  $(t - t_{\max})U/R$ , для совмещения экспериментальных и расчетных кривых ( $t_{\max}$  соответствует максимуму деформации). Минимумы на кривых отвечают моменту распада капли на два части. Дальнейший рост кривых отражает лишь увеличение расстояния между крайними точками этих фрагментов из-за их взаимного удаления.

На Рис. 7 отображена эволюция формы капли того же полимерного раствора в ходе проникновения в сужение канала при  $Ca = 0.15$ . Правая колонка демонстрирует экспериментальные наблюдения, а левая соответствует аналогичным результатам численного моделирования. Видно, что в заданные моменты времени экспериментальные и расчетные формы капель хорошо согласуются друг с другом, что дополняет результаты, представленные на Рис. 6.

**Рис. 6.** Зависимость относительного удлинения капли 10% раствора ПАН от безразмерного времени при  $Ca = 0.15$ . Символы соответствуют экспериментальным данным, а оранжевые кривые – результатам расчетов. Планки погрешностей показывают среднеквадратичное отклонение по результатам десяти измерений.

Для оценки влияния вязкоупругих эффектов на деформационное поведение капель полимерных растворов рассчитали зависимости относительного удлинения во времени капель при концентрациях ПАН от 10, 15 и 20% при разных значениях капиллярного числа. Полученные результаты приведены на Рис. 8. Открытые символы соответствуют ньютоновским каплям (время релаксации  $\lambda = 0$ ) с такой же относительной вязкостью. Видно, что деформационные кривые, соответствующие разной концентрации полимера, носят разный характер.

**Рис. 7.** Сопоставление экспериментальных и расчетных форм капли 10% раствора ПАН в плоскости  $(x, y)$  при  $Ca = 0.15$  в различные моменты времени. Размерная шкала соответствует 1 мм.

В случае 10% раствора ПАН при  $Ca \leq 0.1$  увеличение длины капли переходит в ее релаксацию с последующим выходом на стационарное значение. Напротив, при  $Ca > 0.1$  процесс релаксации завершается распадом капли с образованием пары соизмеримых капель (см. Рис. 7). При этом рост капиллярного числа ведет к уменьшению промежутка времени, требуемого для достижения максимального удлинения. Это связано с увеличением соотношения между вязкими и капиллярными силами на межфазной границе, что приводит к ускорению растяжения капли.

**Рис. 8.** Зависимость относительного удлинения капель растворов ПАН от времени при концентрации 10 (а), 15 (б), 20% (в) и разных значениях капиллярного числа:  $Ca = 0.05$  (синие круги), 0.075 (оранжевые треугольники), 0.1 (зеленые квадраты), 0.125 (красные пятиугольники), 0.15 (фиолетовые ромбы). Заполненные символы соответствуют

вязкоупругим полимерным растворам, а открытые – ньютоновским каплям с такими же отношениями вязкости. Для 10% раствора ПАН крестики соответствуют разрыву капли.

Характер удлинения капли 15% раствора ПАН качественно напоминает деформационное поведение капель 10% раствора лишь при сравнительно небольших значениях капиллярного числа, при которых имеет место переход к стационарным удлинениям. При  $Ca \leq 0.1$  время, требуемое для перехода капель с повышенной концентрацией ПАН в стационарное состояние, оказывается заметно больше, чем у капель 10% раствора ПАН. Сравнение Рис. 8а и 8б показывает, что стационарная деформация капли 15% раствора ПАН оказывается более чувствительной к росту капиллярного числа, чем у капли с меньшей концентрацией ПАН. Указанные закономерности связаны с увеличением вязкости более концентрированного раствора (см. Табл. 1).

На Рис. 9 приведены расчетные формы капли 15% раствора ПАН в разные моменты времени при трех значениях капиллярного числа,  $Ca = 0.075, 0.125$  и  $0.15$ . Можно видеть, что такая капля сохраняет устойчивость лишь при двух первых значениях капиллярного числа. С другой стороны, при  $Ca = 0.15$  наблюдается отделение от нее мелких сателлитных капель в безразмерный момент времени  $tU/R = 5.5$ . Такой тип неустойчивости качественно отличается от картины распада капли 10% раствора ПАН (см. Рис. 7). Это свидетельствует о том, что увеличение концентрации полимера благоприятствует формированию сателлитных капель.

Начало распада капли 15% раствора ПАН при  $Ca = 0.15$  совпадает со «срывом» ее удлинения, наблюдаемым на Рис. 8б. Следующее вслед за этим снижение относительного удлинения капли обусловлено релаксацией деформации образовавшейся вторичной капли под действием капиллярных сил. Видно, что скорость релаксации зависит от капиллярного числа. При полном проникновении капли в область сужения канала, в ее задней части

формируется небольшое углубление с периферическим выступом, вследствие чего наблюдаемая длина капли немного возрастает (см. Рис. 8б при  $Ca = 0.125$  и  $0.15$ ).

**Рис. 9.** Расчетные формы капли 15% раствора ПАН, наблюдаемые в плоскости  $(x, y)$  в различные моменты времени при трех значениях капиллярного числа. Размерная шкала соответствует 1 мм.

Чтобы количественно охарактеризовать эффект релаксации капель 15% раствора ПАН, на каждой из приведенных на Рис. 8б кривых после максимумов были выделены линейные участки, которые приведены на Рис. 10а. Тангенс углов наклона этих отрезков соответствует безразмерной скорости релаксации и может быть оценен, как  $d\left(\frac{L}{2R}\right)/d\left(t\frac{U}{R}\right) = \frac{1}{2U} \frac{dL}{dt}$ . Рис. 10б показывает, что данная величина является линейной функцией от капиллярного числа и описывается простым соотношением:

$$\frac{1}{2U} \left| \frac{dL}{dt} \right| = -10.71 \cdot Ca + 2.31. \quad (9)$$

**Рис. 10.** (а) Линейные отрезки на релаксационных ветвях зависимости относительного удлинения капли 15% раствора ПАН от времени (Рис. 8б) при  $Ca = 0.05$  (1),  $0.075$  (2),  $0.1$  (3),  $0.125$  (4),  $0.15$  (5). (б) Зависимость скорости релаксации капли от капиллярного числа.

Отметим, что в пределе малых капиллярных чисел скорость релаксации капли равна  $\left| \frac{dL}{dt} \right| \approx 4.62U$ . Вспоминая, что степень сужения рассматриваемого канала составляет  $CR = 5$ , из условия непрерывности потока получим среднюю скорость течения сплошной среды в узкой части канала равной  $v = 5U$ . Отсюда следует, что  $\left| \frac{dL}{dt} \right| \approx 0.92v$  весьма близка к средней скорости  $v$  сплошной среды в области сужения. Таким образом, динамическое

время релаксации капли можно оценить как  $\lambda_d = R / \left| \frac{dL}{dt} \right| \approx \frac{R}{v}$ . Таким образом, для радиуса капли  $R \approx 0.5$  мм и капиллярного числа  $Ca = 0.1$  средняя скорость течения в узкой части канала равна  $v = 5Ca\sigma/\eta_c \cong 0.6$  мм/с. Отсюда следует, что капля релаксирует к динамически устойчивой форме за время  $\lambda_d \approx 0.9$  с.

Интересно сравнить полученную оценку для  $\lambda_d$  с временем релаксации капли, вызванным межфазным натяжением. Оно определяется выражением  $\lambda_\sigma = \frac{R\eta_c}{\sigma} \frac{(2m+3)(19m+16)}{40(m+1)}$  [46], которое зависит от отношения вязкостей фаз,  $m = \eta_d/\eta_c$ . Для 15% раствора ПАН  $m = 0.505$  (см. Табл. 1). Отсюда следует, что  $\lambda_\sigma = 0.67$  с. Данная величина согласуется с динамическим временем релаксации  $\lambda_d$ , полученным из численного эксперимента. Этот факт подтверждает связь наблюдаемых на Рис. 8а и 8б релаксационных процессов с действием капиллярных сил.

Рассчитанное время динамической релаксации капли на несколько порядков превосходит время релаксации рассматриваемых вязкоупругих растворов ПАН в ДМСО (см. Табл. 1). Эту оценку можно распространить и на релаксационное поведение полимерных растворов внутри деформированной капли при ее проникновении в область сужения. Действительно, несмотря на то, что вдоль центральной оси капли доминирует продольный градиент скорости, на периферии капли формируется вихревое течение, в котором преобладают сдвиговые компоненты скорости деформации [47]. Последние способствуют деформированию полимерных клубков (но не их разворачиванию). По этой причине средние по объему капли времена релаксации растворов ПАН в основном будут определяться сдвиговыми компонентами тензора скорости деформации, а по величине соизмеримы с оценками, приведенными в Таблице 1. Это объясняет практически полное совпадение деформационных кривых вязкоупругих капель рассматриваемых полимерных растворов с ньютоновскими аналогами такой же вязкости (см. Рис. 8).

Рисунок 8в показывает, что при  $Ca > 0.075$  капля 20% раствора ПАН растягивается значительно больше, чем капли с меньшим содержанием полимера. Такое деформационное поведение обусловлено более высокой вязкостью составляющего полимерного раствора (см. Табл. 1). Отмеченный эффект согласуется с экспериментальными наблюдениями [48] и численным моделированием [23]. Качественно это можно объяснить тем, что при заданном капиллярном числе повышенная вязкость капли в течение характерного времени прохождения области сужения эффективнее подавляет капиллярную релаксацию межфазной границы, что приводит к накоплению деформации, индуцированной растягивающим течением.

Интересно, что при  $Ca \geq 0.1$  капли 20% раствора ПАН демонстрируют каскады срывов удлинения. Это явление обусловлено потерей устойчивости тонкого выступа в задней части капли, наблюдаемого в плоскости  $(x, y)$ , что в конечном итоге приводит к его фрагментации с образованием малых сателлитных капель (см. Рис. 11). Перед распадом формирующийся выступ может достигать длины, значительно превышающей длину капель менее концентрированных растворов, ПАН. Этим объясняется более высокая степень удлинения капли 20%-го раствора ПАН. Отметим, что в данном случае на рис. 8в отсутствует фаза релаксации длины капли, а ее распад происходит в процессе растяжения.

**Рис. 11.** Расчетные формы капли 20% раствора ПАН при  $Ca = 0.15$ , наблюдаемые в плоскости  $(x, y)$  в моменты времени близкие к критической точке распада. Размерная шкала соответствует 1 мм.

Целесообразно рассмотреть форму той же капли в ортогональной плоскости  $(x, z)$ . Такое изображение приведено на Рис. 12 в момент времени  $t \frac{U}{R} = 7.1$ . Видно, что задняя часть капли принимает форму «ласточкиного хвоста», который быстро теряет устойчивость

и распадается на множество сателлитных капель. Такая форма капли была описана для больших значений конфинмента ( $g \gg 1$ ) [49]. Однако, для капель, размер которых сопоставим с поперечным размером канала ( $g \sim 1$ ), такая форма впервые получена в данной работе.

**Рис. 12.** Форма капли 20% раствора ПАН в ортогональной плоскости ( $x, z$ ) в момент безразмерного времени  $tU/R = 7.1$  при  $Ca = 0.15$ . Размерная шкала соответствует 1 мм.

**Рис. 13.** Карта морфологических состояний капель с разным содержанием ПАН при разных режимах течения: устойчивая капля (синие круги), неустойчивая капля, распадающаяся на две соизмеримые дочерние капли (красные пятиугольники), капля с устойчивым углублением в задней части (оранжевые треугольники), капля с неустойчивым выступом в задней части, распадающимся на малые сателлитные капли (зеленые квадраты).

Для обобщения полученной информации о возможной форме вязкоупругой капли, в процессе проникновения в область сужения, на Рис. 13 построили карту морфологических состояний капель при разных концентрациях ПАН и режимах течения. Хорошо видно, что вне зависимости от концентрации полимера при небольших капиллярных числах капля остается устойчивой. В то же время, с ростом капиллярного числа при разных концентрациях ПАН морфология капли может претерпевать значительные изменения: может происходить разрыв на две дочерние капли (10% ПАН), в задней части капли может формироваться устойчивая каверна (15% ПАН) или нестабильный «ласточкин хвост» (20 % ПАН).

**Рис. 14.** Расчетные формы капель 10% раствора ПАН при  $Ca = 0.15$ , наблюдаемые в плоскости  $(x, y)$  в различные моменты времени при разных временах релаксации в модели Олдройда. Размерная шкала соответствует 1 мм.

Выше отмечалось практически полное совпадение деформационных кривых рассматриваемых вязкоупругих и ньютоновских капель одинаковой вязкости, которое, как показано, связано с малостью времен релаксации рассматриваемых растворов ПАН в ДМСО по сравнению с динамическим временем релаксации капли. Вследствие этого исследуемые растворы релаксируют гораздо быстрее самой капли и, тем самым, с гидродинамической точки зрения ведут себя, как ньютоновские жидкости. Для демонстрации влияния вязкоупругости полимерной составляющей на динамическое поведение капель, были проведены расчеты с более высоким временем релаксации в модели Олдройда при сохранении других параметров системы (вязкости, межфазного натяжения, капиллярного числа и конфайнмента). Сопоставление последовательной эволюции формы капель в процессе проникновения в узкую часть рассматриваемого канала в разные моменты при разных временах релаксации ( $\lambda = 3.6 \cdot 10^{-3}, 0.36$  и  $3.6$  с) приведено на Рис. 14. Видно, что увеличение времени релаксации приводит к качественному изменению характера деформирования капель. Так, после прохождения входа в сужение при всех  $\lambda$  капля перестает быть устойчивой и, в конечном счете, распадается на вторичную и несколько дочерних капель. Отсюда можно заключить, что в общем случае вязкоупругость дисперсной фазы может существенно влиять на динамическое поведение полимерных капель. Данный эффект усиливается с увеличением времени релаксации полимерной жидкости.

## ВЫВОДЫ

Экспериментально и методами численного моделирования исследовано деформационное поведение капель растворов ПАН в ДМСО при течении в канале с резким сужением при разных капиллярных числах. Показано, что характер деформационного поведения и эволюция морфологии таких капель существенно зависит от концентрации полимера. Обнаружено, что капли 10% раствора ПАН сохраняют устойчивость при  $Ca < 0.125$ , а при  $Ca \geq 0.15$  теряют устойчивость с последующим распадом на две дочерние капли примерно равных размеров. Распад капель при той же концентрации полимера и при  $Ca = 0.15$  был подтвержден экспериментально. При этом расчетная и экспериментальная кривые удлинения совпадают с хорошей точностью. Капли 15% раствора ПАН остаются устойчивыми во всем исследованном диапазоне капиллярных чисел. Однако при  $Ca > 0.1$  наблюдается формирование устойчивой полости в задней части капли, размер которой растет с повышением капиллярного числа. Стационарное значение деформации таких капель значительно выше, чем для капель 10% раствора ПАН. При повышенной концентрации полимера (20%) формировался сильно вытянутый выступ (ласточкин хвост) в задней части капли уже при малых значениях капиллярного числа ( $Ca > 0.05$ ). Такой выступ быстро терял устойчивость и распадался на множество сателлитных капель. Сопоставление деформационных кривых для вязкоупругих и ньютоновских капель при их равной вязкости показало практически полное совпадение. Показано, что это связано с большой разницей между временем релаксации рассматриваемых полимерных растворов и временем релаксации капли, обусловленным межфазным натяжением. Численные эксперименты для вязкоупругих капель с большими временами релаксации позволили установить качественное изменение морфологии и особенностей распада капель. Полученные результаты могут быть полезны при проектировании и оптимизации процессов формирования полимерных микроволокон в микрожидкостных чипах.

## ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант № 24-29-00411).

## СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

В данной работе отсутствуют исследования человека или животных.

## КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Yang Z., Yang S., Sun G., Wang W., Fei D., Mu B.-Z., Gang H. High efficiency of biosurfactants in stabilizing oil micro-droplets within the aging time scale of milliseconds: a microfluidic study // *Soft Matter*. 2024. V. 20. № 33. P. 6635–6647.  
<https://doi.org/10.1039/d4sm00630e>
2. Fidalgo L.M., Whyte G., Bratton D., Kaminski C.F., Abell C., Huck W.T.S. From microdroplets to microfluidics: Selective emulsion separation in microfluidic devices // *Angew. Chem., Int. Ed.* 2008. V. 47. № 11. P. 2042–2045.  
<https://doi.org/10.1002/anie.200704903>
3. Windhab E.J., Dressler M., Feigl K., Fischer P., Megias-Alguacil D. Emulsion processing—from single-drop deformation to design of complex processes and products // *Chem. Eng. Sci.* 2005. V. 60. P. 2101–2113.  
<https://doi.org/10.1016/j.ces.2004.12.003>
4. Schemberg J., Grodrian A., Römer R., Gastrock G., Lemke K. Online optical detection of food contaminants in microdroplets // *Eng. Life Sci.* 2009. V. 9. № 5. P. 391–397.  
<https://doi.org/10.1002/elsc.200800127>
5. Gunes D.Z. Microfluidics for food science and engineering // *Curr. Opin. Food Sci.* 2018. V. 21. P. 57–65.  
<https://doi.org/10.1016/j.cofs.2018.06.002>
6. Baroud C.N., Gallaire F., Dangla R. Dynamics of microfluidic droplets // *Lab Chip*. 2010. V. 10. № 16. P. 2032–2045.  
<https://doi.org/10.1039/c001191f>
7. Sadasivan S., Pradeep S., Ramachandran J.C., Narayan J., Gęca M.J. Advances in droplet microfluidics: a comprehensive review of innovations, morphology, dynamics, and applications // *Microfluid. Nanofluid.* 2025. V. 29. P. 17.

<https://doi.org/10.1007/s10404-025-02789-5>

8. *Shang L., Cheng Y., Zhao Y.* Emerging droplet microfluidics // *Chem. Rev.* 2017. V. 117. № 12. P. 7964–8040.

<https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.6b00848>

9. *Moragues T., Arguijo D., Beneyton T., Modavi C., Simutis K., Abate A.R., Baret J.-C., deMello A.J., Densmore D., Griffiths A.D.* Droplet-based microfluidics // *Nat. Rev. Methods Primers.* 2023. V. 3. P. 32.

<https://doi.org/10.1038/s43586-023-00212-3>

10. *Lee S., Lee T.Y., Amstad E., Kim S.* Microfluidic production of capsules-in-capsules for programed release of multiple ingredients // *Adv. Mater. Technol.* 2018. V. 3. № 5. P. 1800006.

<https://doi.org/10.1002/admt.201800006>

11. *Liu H., Wang Y., Wang H., Zhao M., Tao T., Zhang X., Qin J.* A droplet microfluidic system to fabricate hybrid capsules enabling stem cell organoid engineering // *Adv. Sci.* 2020. V. 7. № 11. P. 1903739.

<https://doi.org/10.1002/advs.201903739>

12. *Alavi S.E., Alharthi S., Alavi S.F., Alavi S.Z., Zahra G.E., Raza A., Ebrahimi Shahmabadi H.* Microfluidics for personalized drug delivery // *Drug Discovery Today.* 2024. V. 29. № 4. P. 103936.

<https://doi.org/10.1016/j.drudis.2024.103936>

13. *Abrishamkar A., Nilghaz A., Saadatmand M., Naeimirad M., deMello A.J.* Microfluidic-assisted fiber production: Potentials, limitations, and prospects // *Biomicrofluidics.* 2022. V. 16. № 6. P. 061301.

<https://doi.org/10.1063/5.0129108>

14. *Патлажан С.А., Кравченко И.В., Полдушов М.А., Мирошников Ю.П., Куличихин В.Г.* Деформационное поведение капель при течении в канале с резким сужением // *Коллоидный*

- журнал. 2022. Т. 84. № 2. С. 186–191. <https://doi.org/10.31857/S0023291222020082> [*Patlazhan S.A., Kravchenko I.V., Poldushov M.A., Miroshnikov Yu.P., Kulichikhin V.G.* Deformation behavior of droplets flowing in a channel with sudden contraction // *Colloid J.* 2022. V. 84. № 2. P. 183–188.
- <https://doi.org/10.1134/S1061933X22020089>
15. *Haase A.S., Wood J.A., Sprakel L.M.J., Lammertink R.G.H.* Inelastic non-Newtonian flow over heterogeneously slippery surfaces // *Phys. Rev. E.* 2017. V. 95. P. 023105.
- <https://doi.org/10.1103/physreve.95.023105>
16. *Song K.-W., Kim Y.-S., Chang G.-S.* Rheology of concentrated xanthan gum solutions: Steady shear flow behavior // *Fibers Polym.* 2006. V. 7. P. 129–138.
- <https://doi.org/10.1007/bf02908257>
17. *Benchabane A., Bekkour K.* Rheological properties of carboxymethyl cellulose (CMC) solutions // *Colloid Polym. Sci.* 2008. V. 286. P. 1173–1180.
- <https://doi.org/10.1007/s00396-008-1882-2>
18. *Zhao Q., Yan S., Zhang B., Fan K., Zhang J., Li W.* An on-chip viscoelasticity sensor for biological fluids // *Cyborg Bionic Syst.* 2023. V. 4. P. 0006.
- <https://doi.org/10.34133/cbsystems.0006>
19. *Yamada T., Bonnaud P.A., Tejima S., Fujita J.* Modelling shear thinning of Imidazolium-based ionic liquids // *Chem. Phys. Lett.* 2023. V. 816. P. 140387.
- <https://doi.org/10.1016/j.cplett.2023.140387>
20. *Vagner S.A., Patlazhan S.A.* Flow-induced transition of compound droplet to composite microfiber in a channel with sudden contraction // *Phys. Fluids.* 2023. V. 35. № 3. P. 032009.
- <https://doi.org/10.1063/5.0137904>
21. *Hoang V.T., Le V.D., Park J.M., Truong-Le B.-T.* Effect of entry geometry on droplet dynamics in contraction microchannel // *Int. J. Multiphase Flow.* 2023. V. 167. P. 104543.

<https://doi.org/10.1016/j.ijmultiphaseflow.2023.104543>

22. *Xing L., Zhou X., Jiang M., Cai M., Zhao L., Qi H.* The effect of variable-diameter ratio on the deformation characteristics of discrete oil droplet in the sudden contraction and expansion round pipe // *Phys. Fluids*. 2024. V. 36. № 11. P. 112121.

<https://doi.org/10.1063/5.0237887>

23. *Hoang V.T., Nguyen T.T., Truong-Le B.-T., Vo T.A.* Simultaneous effects of capillary number, viscosity ratio, and contraction ratio on droplet dynamics in contraction microchannel // *J. Micromech. Microeng.* 2024. V. 34. P. 115007.

<https://doi.org/10.1088/1361-6439/ad6f1b>

24. *Nguyen T.T., Hoang V.T.* Regime dynamics of droplet behavior in hydrophilic contraction microchannel // *Chem. Pap.* 2025. V. 79. P. 2337–2345.

<https://doi.org/10.1007/s11696-025-03928-6>

25. *Do L.H.T., Nguyen T.T., Hoang V.T., Tran M.S.* Geometric influence of width ratio and contraction ratio on droplet dynamics in microchannel using a 3D numerical simulation // *Heat Transfer*. 2024. V. 53. № 6. P. 2934–2947.

<https://doi.org/10.1002/htj.23066>

26. *Harvie D.J.E., Davidson M.R., Cooper-White J.J., Rudman M.* A parametric study of droplet deformation through a microfluidic contraction: Low viscosity Newtonian droplets // *Chem. Eng. Sci.* 2006. V. 61. № 15. P. 5149–5158.

<https://doi.org/10.1016/j.ces.2006.03.011>

27. *Harvie D.J.E., Davidson M.R., Cooper-White J.J., Rudman M.* A parametric study of droplet deformation through a microfluidic contraction // *ANZIAM J.* 2005. V. 46. P. C150–C165.

<https://doi.org/10.21914/anziamj.v46i0.953>

28. *Hoang V.T., Lim J., Byon C., Park J.M.* Three-dimensional simulation of droplet dynamics in planar contraction microchannel // *Chem. Eng. Sci.* 2018. V. 176. P. 59–65.

<https://doi.org/10.1016/j.ces.2017.10.020>

29. *Sibillo V., Pasquariello G., Simeone M., Cristini V., Guido S.* Drop deformation in microconfined shear flow // *Phys. Rev. Lett.* 2006. V. 97. P. 054502.

<https://doi.org/10.1103/physrevlett.97.054502>

30. *Pathak J.A., Migler K.B.* Droplet-string deformation and stability during microconfined shear flow // *Langmuir*. 2003. V. 19. № 21. P. 8667–8674.

<https://doi.org/10.1021/la0346907>

31. *Izbassarov D., Muradoglu M.* A computational study of two-phase viscoelastic systems in a capillary tube with a sudden contraction/expansion // *Phys. Fluids*. 2016. V. 28. № 1. P. 012110.

<https://doi.org/10.1063/1.4939940>

32. *Zhou D., Yue P., Feng J.J.* Viscoelastic effects on drop deformation in a converging pipe flow // *J. Rheol.* 2008. V. 52. № 2. P. 469–487.

<https://doi.org/10.1122/1.2837525>

33. *Chung C., Hulsén M.A., Kim J.M., Ahn K.H., Lee S.J.* Numerical study on the effect of viscoelasticity on drop deformation in simple shear and 5:1:5 planar contraction/expansion microchannel // *J. Non-Newtonian Fluid Mech.* 2008. V. 155. № 1–2. P. 80–93.

<https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2008.06.002>

34. *Chung C., Kim J.M., Hulsén M.A., Ahn K.H., Lee S.J.* Effect of viscoelasticity on drop dynamics in 5:1:5 contraction/expansion microchannel flow // *Chem. Eng. Sci.* 2009. V. 64. № 2. P. 4515–4524.

<https://doi.org/10.1016/j.ces.2009.05.049>

35. *Harvie D.J.E., Cooper-White J.J., Davidson M.R.* Deformation of a viscoelastic droplet passing through a microfluidic contraction // *J. Non-Newtonian Fluid Mech.* 2008. V. 155. № 1–2. P. 67–79.

<https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2008.05.002>

36. *Zhou C., Yue P., Feng J.J.* Simulation of neutrophil deformation and transport in capillaries using Newtonian and viscoelastic drop models // *Ann. Biomed. Eng.* 2007. V. 35. P. 766–780.  
<https://doi.org/10.1007/s10439-007-9286-x>
37. *Ma J., Huang Q., Zhu Y., Xu Y.-Q., Tian F.-B.* Effects of fluid rheology on dynamics of a capsule through a microchannel constriction // *Phys. Fluids*. 2023. V. 35. № 9. P. 091901.  
<https://doi.org/10.1063/5.0165614>
38. *Prasad N.K., Ghosh S.S., Dalal A.* Understanding deformation and breakup tendency of shear-thinning viscoelastic drops in constricted microchannels // *Langmuir*. 2023. V. 39. № 34. P. 11975–11991.  
<https://doi.org/10.1021/acs.langmuir.3c00716>
39. *Izbassarov D., Muradoglu M.* A front-tracking method for computational modeling of viscoelastic two-phase flow systems // *J. Non-Newtonian Fluid Mech.* 2015. V. 223. P. 122–140.  
<https://doi.org/10.1016/j.jnnfm.2015.05.012>
40. *Bird R.B., Armstrong R.C., Hassager O.* Dynamics of polymeric liquids. Vol. 1, Fluid Mechanics. New York, Wiley, 1987.
41. *Macosko C.W.* Rheology: Principles, measurements, and applications. New York, VCH, 1994.
42. *Brackbill J.U., Kothe D.B., Zemach C.* A continuum method for modeling surface tension // *J. Comput. Phys.* 1992. V. 100. № 2. P. 335–354.  
[https://doi.org/10.1016/0021-9991\(92\)90240-y](https://doi.org/10.1016/0021-9991(92)90240-y)
43. *da Silva F.S.P., Lisboa-Filho P.N.* Volume of fluid (VOF) method as a suitable method for studying droplet formation in a microchannel // *Micromachines*. 2025. V. 16. P. 757.  
<https://doi.org/10.3390/mi16070757>

44. *Moukalled F., Mangani L., Darwish M.* The finite volume method in computational fluid dynamics: An advanced introduction with openfoam and matlab // Fluid Mech. Appl. 2015. V. 113.  
<https://doi.org/10.1007/978-3-319-16874-6>
45. *Kostenetskiy P.S., Chulkevich R.A., Kozyrev V.I.* HPC Resources of the Higher School of Economics // J. Phys.: Conf. Ser. 2021. V. 1740. P. 012050.  
<https://doi.org/10.1088/1742-6596/1740/1/012050>
46. *Oldroyd J.G.* The elastic and viscous properties of emulsions and suspensions // Proc. R. Soc. London, Ser. A. 1953. V. 218. № 1132. P. 122–132.  
<https://doi.org/10.1098/rspa.1953.0092>
47. *Patlazhan S.A., Kravchenko I.V., Vashchenko A.F., Roshchin D.E., Kulichikhin V.G.* Shear-thinning droplets in abrupt contraction flow: transient deformation and interfacial instability // Chem. Eng. Sci. 2026. V. 323. P. 123203.  
<https://doi.org/10.1016/j.ces.2025.123203>
48. *Stone H.A., Bentley B.J., Leal L.G.* An experimental study of transient effects in the breakup of viscous drops // J. Fluid Mech. 1986. V. 173. P. 131–158.  
<https://doi.org/10.1017/S0022112086001118>
49. *Mulligan M.K., Rothstein J.P.* The effect of confinement-induced shear on drop deformation and breakup in microfluidic extensional flows // Phys. Fluids. 2011. V. 23. № 2. P. 022004.  
<https://doi.org/10.1063/1.3548856>

## ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

**Рис. 1.** Схема канала с резким сужением (а) и геометрия расчетной области, выделенная темно-серым цветом (б).

**Рис. 2.** Зависимости относительного удлинения капли 10% раствора ПАН от безразмерного времени при  $Ca = 0.05$ , полученные на двух расчетных сетках с разным числом ячеек.

**Рис. 3.** Частотные зависимости комплексного модуля упругости  $|G^*|$  (а), модуля накоплений  $G'$  (б) и потерь  $G''$  (в). Символы соответствуют эксперименту, а сплошные кривые – результат аппроксимации по уравнениям (4) и (5). Концентрация ПАН: 10 (круги), 15 (квадраты), 20% (ромбы).

**Рис. 4.** Зависимость вязкости растворов ПАН различной концентрации от скорости сдвига. Символы соответствуют экспериментальным значениям, пунктирные прямые – рассчитанные значения параметра  $\eta_d = \eta_s + \eta_p$ . Концентрация ПАН: 10 (круги), 15 (квадраты), 20% (ромбы).

**Рис. 5.** Зависимость продольного градиента скорости от координаты вдоль центральной оси канала с резким сужением. Пунктирная линия соответствует входу в сужение. Капиллярное число  $Ca = 0.15$ .

**Рис. 6.** Зависимость относительного удлинения капли 10% раствора ПАН от безразмерного времени при  $Ca = 0.15$ . Символы соответствуют экспериментальным данным, а оранжевые кривые – результатам расчетов. Планки погрешностей показывают среднеквадратичное отклонение по результатам десяти измерений.

**Рис. 7.** Сопоставление экспериментальных и расчетных форм капли 10% раствора ПАН в плоскости  $(x, y)$  при  $Ca = 0.15$  в различные моменты времени. Размерная шкала соответствует 1 мм.

**Рис. 8.** Зависимость относительного удлинения капель растворов ПАН от времени при концентрации 10 (а), 15 (б), 20% (в) и разных значениях капиллярного числа:  $Ca = 0.05$  (синие круги), 0.075 (оранжевые треугольники), 0.1 (зеленые квадраты), 0.125 (красные пятиугольники), 0.15 (фиолетовые ромбы). Заполненные символы соответствуют вязкоупругим полимерным растворам, а открытые – ньютоновским каплям с такими же отношениями вязкости. Для 10% раствора ПАН крестики соответствуют разрыву капли.

**Рис. 9.** Расчетные формы капли 15% раствора ПАН, наблюдаемые в плоскости  $(x, y)$  в различные моменты времени при трех значениях капиллярного числа. Размерная шкала соответствует 1 мм.

**Рис. 10.** (а) Линейные отрезки на релаксационных ветвях зависимости относительного удлинения капли 15% раствора ПАН от времени (Рис. 8б) при  $Ca = 0.05$  (1), 0.075 (2), 0.1 (3), 0.125 (4), 0.15 (5). (б) Зависимость скорости релаксации капли от капиллярного числа.

**Рис. 11.** Расчетные формы капли 20% раствора ПАН при  $Ca = 0.15$ , наблюдаемые в плоскости  $(x, y)$  в моменты времени близкие к критической точке распада. Размерная шкала соответствует 1 мм.

**Рис. 12.** Форма капли 20% раствора ПАН в ортогональной плоскости  $(x, z)$  в момент безразмерного времени  $tU/R = 7.1$  при  $Ca = 0.15$ . Размерная шкала соответствует 1 мм.

**Рис. 13.** Карта морфологических состояний капель с разным содержанием ПАН при разных режимах течения: устойчивая капля (синие круги), неустойчивая капля, распадающаяся на две соизмеримые дочерние капли (красные пятиугольники), капля с устойчивым углублением в задней части (оранжевые треугольники), капля с неустойчивым выступом в задней части, распадающимся на малые сателлитные капли (зеленые квадраты).

**Рис. 14.** Расчетные формы капель 10% раствора ПАН при  $Ca = 0.15$ , наблюдаемые в плоскости  $(x, y)$  в различные моменты времени при разных временах релаксации в модели Олдройда. Размерная шкала соответствует 1 мм.

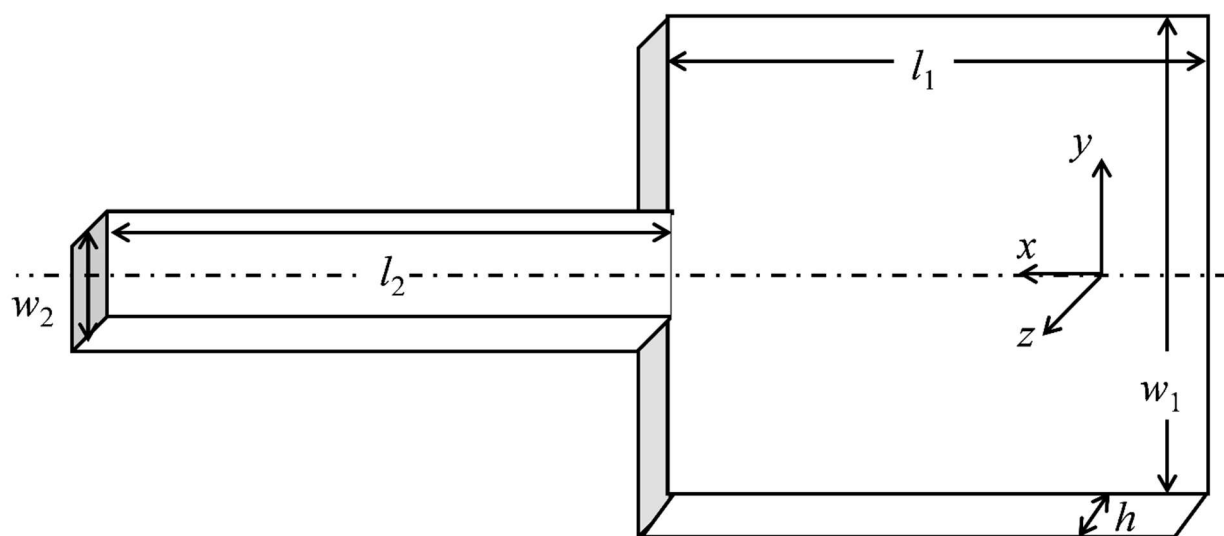


Рисунок 1а

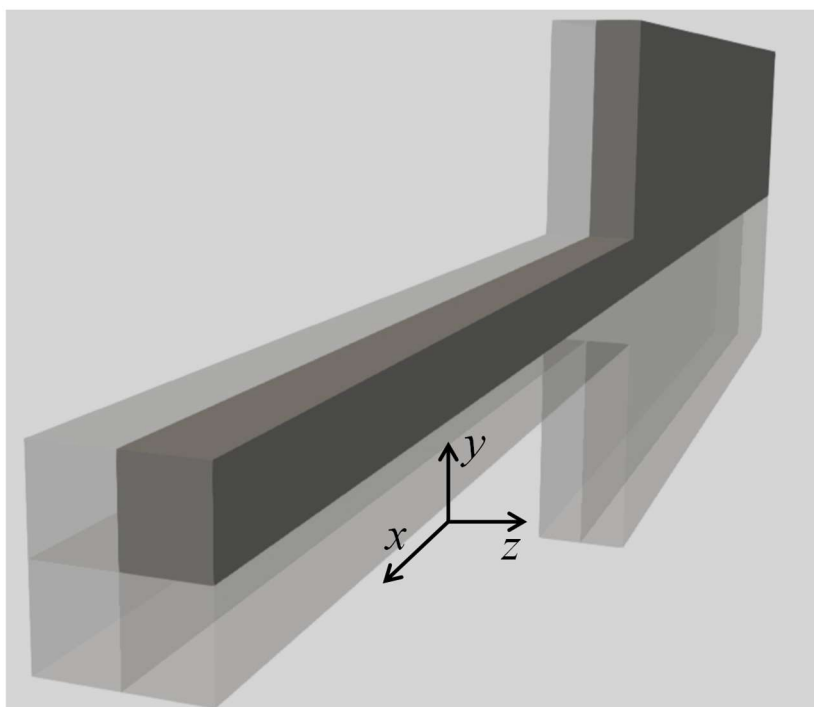


Рисунок 16

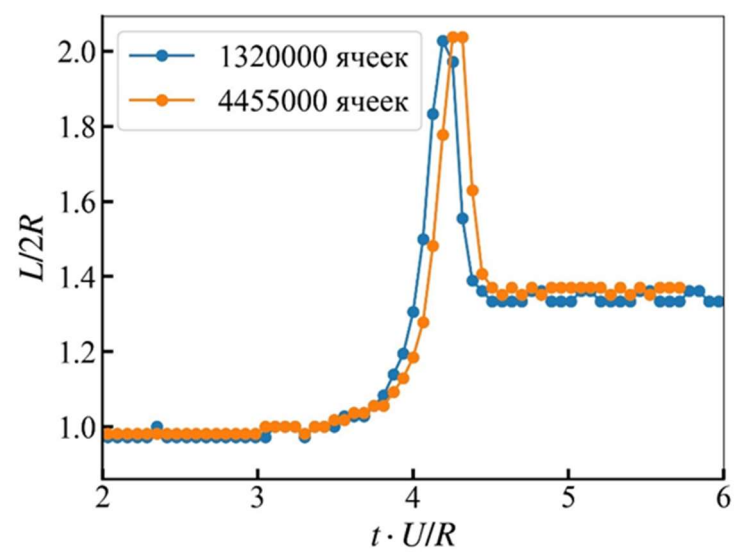
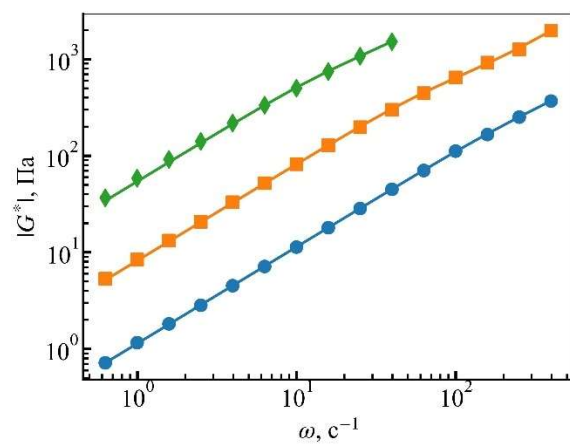
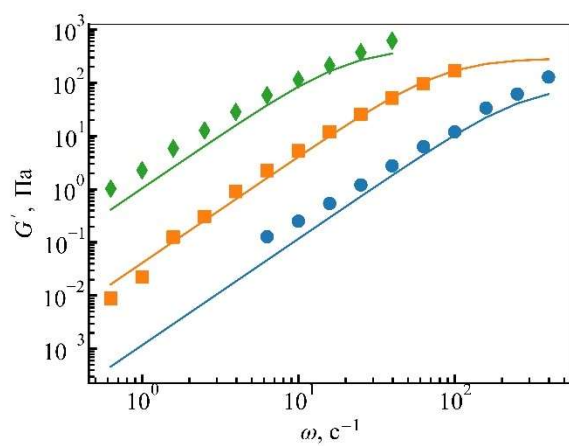


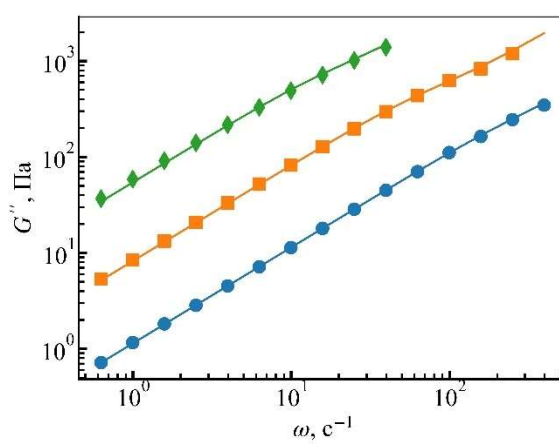
Рисунок 2



(a)



(б)



(в)

Рисунок 3

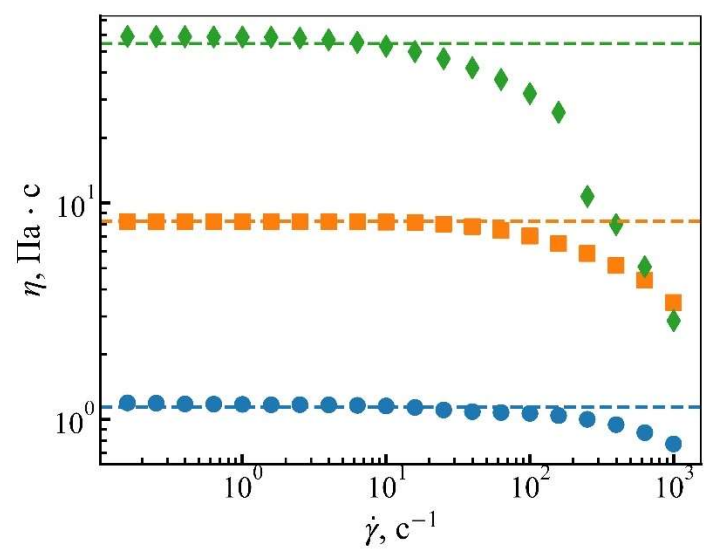


Рисунок 4

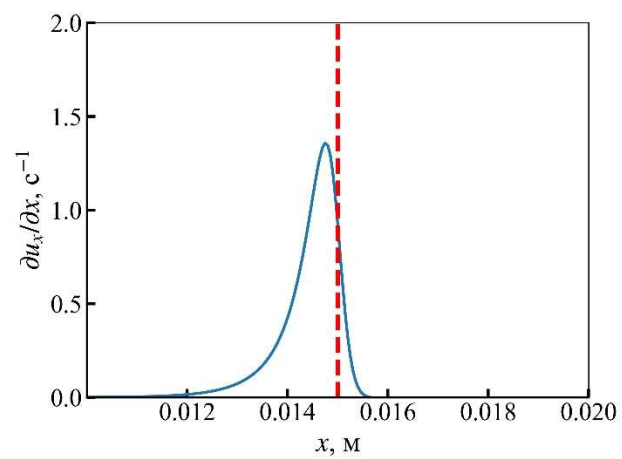


Рисунок 5

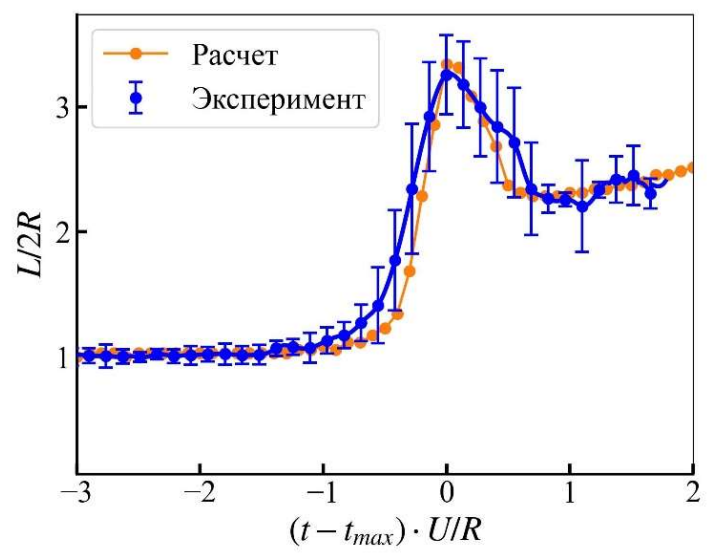


Рисунок 6

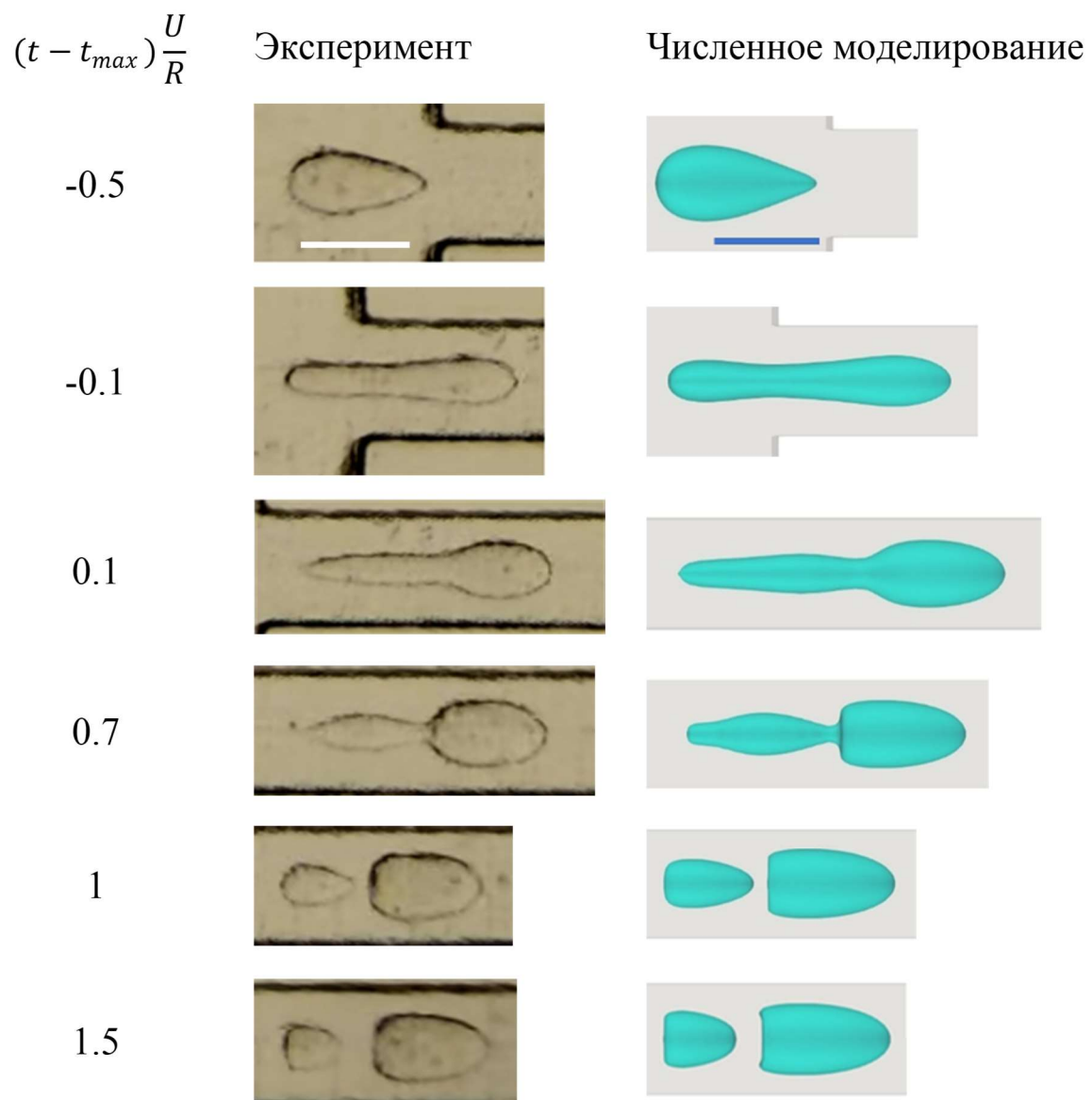
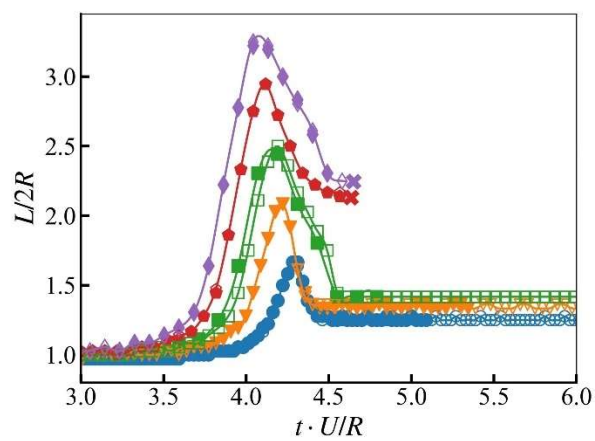
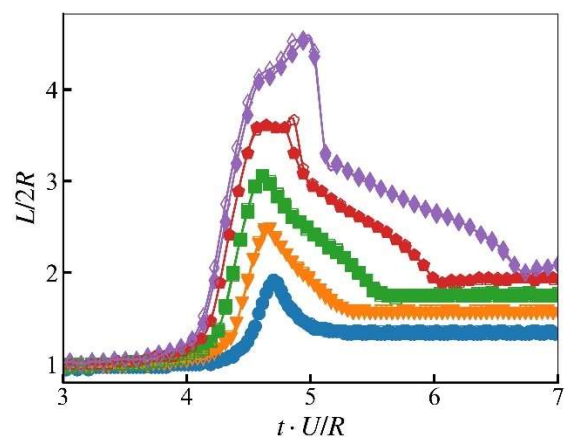


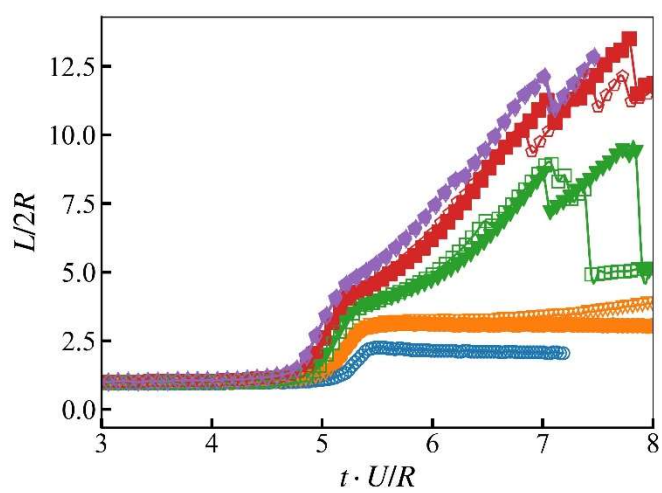
Рисунок 7



(a)



(б)



(B)

Рисунок 8

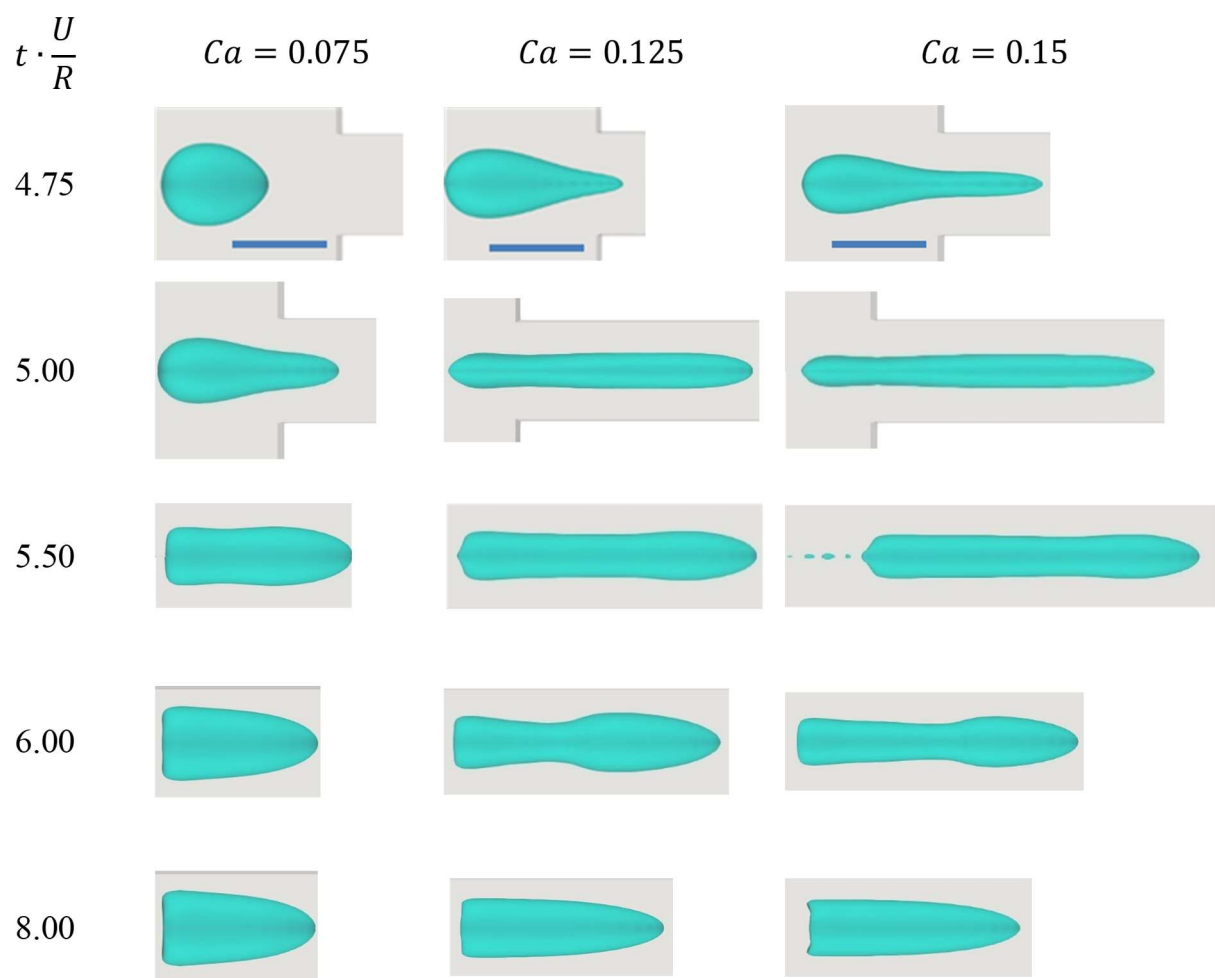
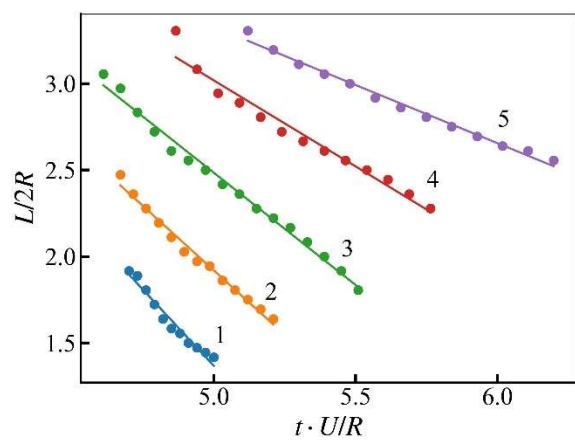
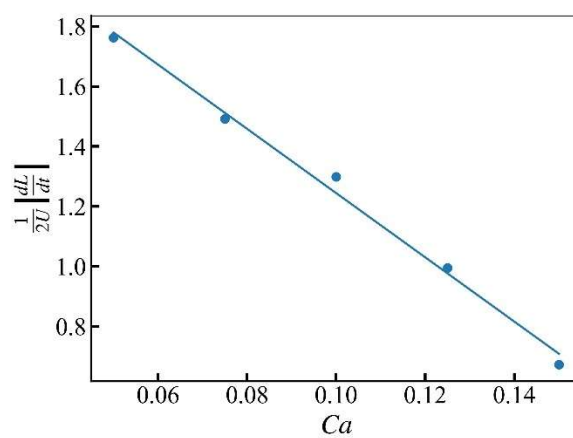


Рисунок 9



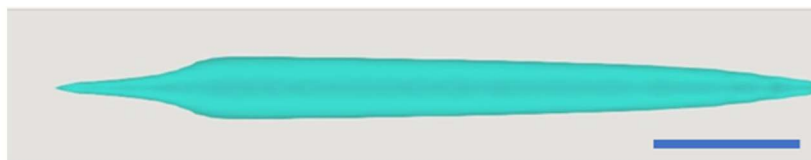
(a)



(б)

Рисунок 10

$tU/R = 6.8$



$tU/R = 7.0$



Рисунок 11

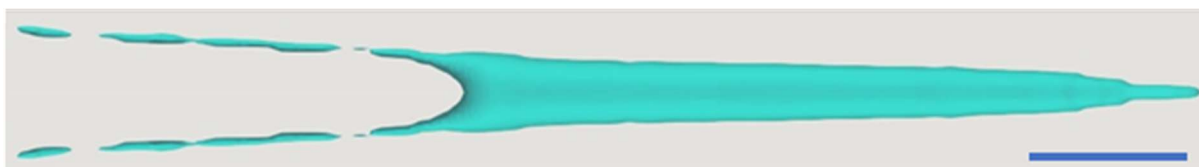


Рисунок 12

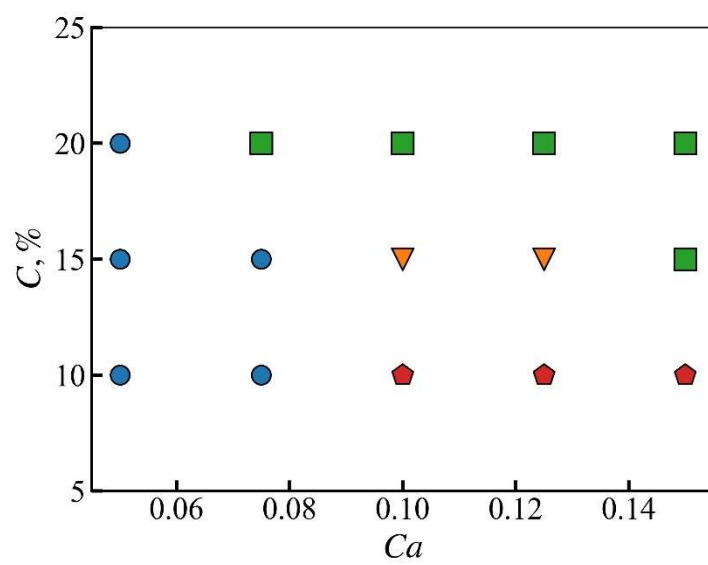


Рисунок 13

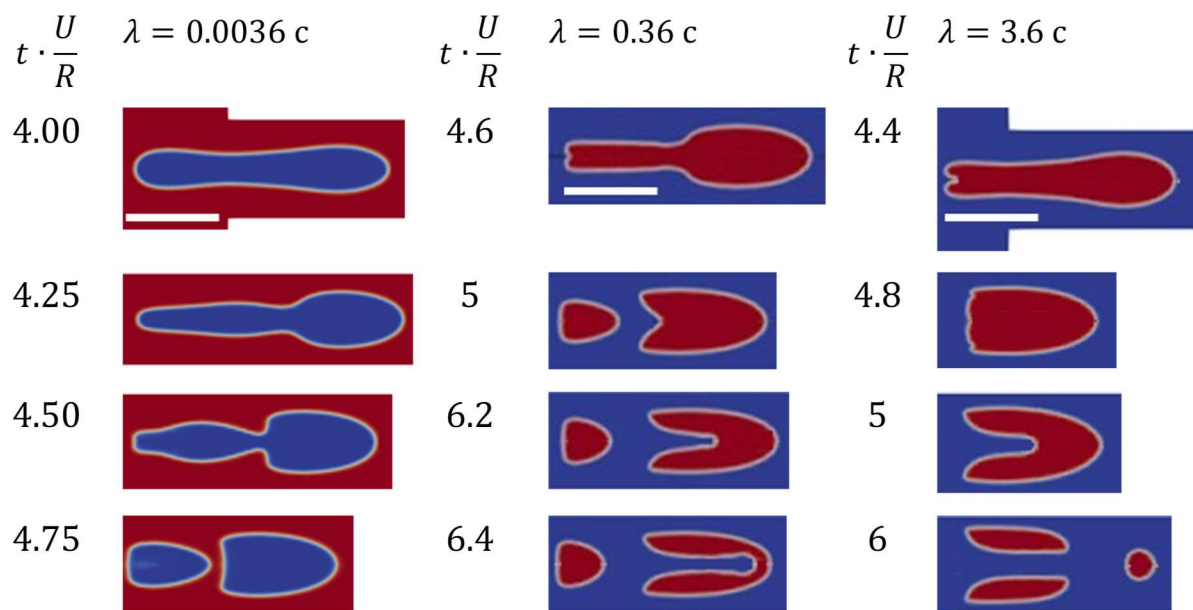


Рисунок 14