

Оригинальная статья / Original article

<https://doi.org/10.21869/2223-1560-2022-26-1-129-147>

Моделирование течения неньютоновских жидкостей в тороидальном канале инерционного вискозиметра с системой технического зрения

Корнаева Е. П.¹ ✉, Стебаков И. Н.¹, Корнаев А. В.¹, Дрёмин В. В.^{1,2}

¹ Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева
Наугорское шоссе, д. 20, г. Орёл 302020, Российская Федерация

² College of Engineering and Physical Sciences, Aston University,
Birmingham, B4 7ET, United Kingdom

✉ e-mail: lenoks_box@mail.ru

Резюме

Цель. Теоретическое обоснование геометрических, кинематических и термодинамических параметров устройства нового инерционного вискозиметра, а также разработка приближенной модели течения неньютоновских жидкостей с использованием сверточных нейронных сетей и данных лазерной спекл-контрастной визуализации.

Методы. Исследование состоит из двух частей. Первая посвящена теоретическому исследованию течения вязких жидкостей в тороидальном канале нового инерционного вискозиметра. Математическая модель течения включает безразмерные уравнения Навье-Стокса и конвективной теплопроводности, анализ которых позволил оценить условия однородности полей давлений и температур. Численное решение упрощенного уравнения Навье-Стокса получено методом контрольных объемов. Вычислительный эксперимент позволил выявить дополнительные условия работы вискозиметра. Вторая часть исследований направлена на решение задачи о предсказании значений скорости сдвиговой деформации на поверхности течения и объемного расхода. В основе приближенной модели течения лежит ансамбль сверточных нейронных сетей, обученных на данных лазерной спекл-контрастной визуализации течения жидкости в прозрачной трубке.

Результаты. Получены рекомендации о рабочих параметрах инерционного вискозиметра для исследуемых типов жидкостей в заданном диапазоне вязкости. Разработана приближенная модель в виде ансамбля глубоких нейронных сетей, позволяющая на основе изображений течения жидкости определять объемный расход и скорость сдвиговой деформации на поверхности течения.

Заключение. Полученное в результате теоретического анализа приближенное уравнение Навье-Стокса для течения вязкой жидкости в тороидальном канале может быть использовано для численного определения кинематической вязкости. Для этого необходимые характеристики течения, такие как объемный расход и скорость сдвиговой деформации на поверхности течения могут быть найдены с помощью предварительно обученной модели в виде ансамбля сверточных нейронных сетей на основе данных лазерной спекл-контрастной визуализации. В качестве испытуемой жидкости может быть любая неньютоновская жидкость, способная отражать когерентное излучение. В частности, это могут быть физиологические жидкости, в том числе кровь.

Ключевые слова: уравнение Навье-Стокса; скорость сдвиговой деформации; объемный расход; вязкость; неньютоновская жидкость; кровь; лазерная спекл-контрастная визуализация; глубокое обучение; компьютерное зрение; инерционный вискозиметр.

© Корнаева Е. П., Стебаков И. Н., Корнаев А. В., Дрёмин В. В., 2022

Известия Юго-Западного государственного университета / Proceedings of the Southwest State University. 2022; 26(1): 129-147

Конфликт интересов: Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Финансирование: Настоящее исследование выполнено в рамках выполнения проекта РФФ №20-79-00332.

Для цитирования: Моделирование течения неньютоновских жидкостей в тороидальном канале инерционного вискозиметра с системой технического зрения / Е. П. Корнаева, И. Н. Стебаков, А. В. Корнаев, В. В. Дрёмин // Известия Юго-Западного государственного университета. 2022; 26(1): 129-147. <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2021-26-1-129-147>.

Поступила в редакцию 18.01.2022

Подписана в печать 25.02.2022

Опубликована 31.03.2022

Non-Newtonian Fluid Flow Modeling in the Inertial Viscometer with a Computer Vision System

Elena P. Kornaeva¹ ✉, Ivan N. Stebakov¹, Alexey V. Kornaev¹, Viktor V. Dremin^{1,2}

¹ Orel State University named after I.S. Turgenev
20 Naugorskoe highway, 94, Orel 302020, Russian Federation

² College of Engineering and Physical Sciences, Aston University,
Birmingham, B4 7ET, United Kingdom

✉ e-mail: lenoks_box@mail.ru

Abstract

Purpose of research. Development of theoretical premises for the new inertial viscometer, as well as the development of an approximate model of the viscosity fluid flow using convolutional neural networks and laser speckle contrast imaging data.

Methods. The study consists of two parts. The first is devoted to a theoretical study of viscosity fluid flow in the toroidal channel of epy new inertial viscometer. The mathematical model of the flow includes the dimensionless equations of Navier-Stokes and convective heat conduction, the analysis of which made it possible to estimate the conditions for the uniformity of pressure and temperature fields. The numerical solution of the simplified Navier-Stokes equation was obtained by the control volume method. The computational experiment made it possible to identify additional operating conditions for the viscometer. The second part of the research is aimed at solving the problem of predicting the values of the shear strain rate on the tour surface and the flow rate. The approximate flow model is based on an ensemble of convolutional neural networks trained on data from laser speckle-contrast visualization of a fluid flow in a transparent tube.

Results. The recommendations on the operating parameters of the inertial viscometer for the studied types of liquids in a given viscosity range are obtained. An approximate model has been developed in the form of an ensemble of deep neural networks, which makes it possible to determine the volumetric flow rate and the shear strain rate on the flow surface based on fluid flow images.

Conclusion. The approximate Navier-Stokes equation obtained as a result of theoretical analysis for the flow of a viscous fluid in a toroidal channel can be used to numerical determination the kinematic viscosity. So, the necessary flow characteristics, such as volumetric flow rate and shear strain rate on the flow surface, can be found using the developed and pretrained convolutional neural network based on laser speck contrast imaging data. The test fluid can be any non-Newtonian fluid capable of reflecting coherent radiation. In particular, it can be physiological fluids, including blood.

Keywords: Navier-Stokes equation; shear rate; flow rate; viscosity; non-Newtonian fluid; blood; laser speckle contrast imaging; deep learning; computer vision; inertial viscometer.

Funding: This work was supported by the Russian Science Foundation under the Project 20-79-00332.

Conflict of interest. The authors declare the absence of obvious and potential conflicts of interest related to the publication of this article.

For citation: Kornaeva E. P., Stebakov I. N., Kornaev A. V., Dremine V. V. Non-Newtonian Fluid Flow Modeling in the Inertial Viscometer with a Computer Vision System. *Izvestiya Yugo-Zapadnogo gosudarstvennogo universiteta = Proceedings of the Southwest State University*. 2022; 26(1): 129-147 (In Russ.). <https://doi.org/10.21869/2223-1560-2022-26-1-129-147>.

Received 18.01.2022

Accepted 25.02.2022

Published 31.03.2022

Введение

Измерение вязкости физиологических жидкостей представляет интерес с точки зрения диагностики ряда заболеваний. В частности изменение вязкости крови ассоциировано с сердечно-сосудистыми патологиями, диабетом, инфекционными заболеваниями [1-4], анемиями, а также лейкозами различного типа [5]. Цельная кровь представляет собой псевдопластичную жидкость, разжижающуюся при сдвиге, что означает, что увеличение скорости сдвиговой деформации вызывает снижение вязкости [6]. Многие справочники по сердечно-сосудистым заболеваниям считают нормальными значения вязкости крови от 3,5 до 5,5 мПа·с. Однако вязкость крови нельзя обобщить одним значением. Благодаря свойству крови разжижаться при сдвиге, которое зависит от реологических свойств эритроцитов, вязкость этой жидкости изменяется в зависимости от гемодинамических условий [7]. Та же самая кровь может иметь значение вязкости 60 мПа·с при скорости сдвига $0,1\text{c}^{-1}$, тогда как при скорости сдвига 200c^{-1} вязкость будет составлять 5 или 6 мПа·с [8].

Изменение вязкости крови проводят на вискозиметрах в различном диапазоне скоростей сдвиговых деформаций. Большинство популярных вискозиметров являются капиллярными или ротационными. Теоретической базой для них являются соответственно течения Пуазейля [6, 9] и Куэтта [9]. Другие типы, в том числе вискозиметры с диафрагмой, вискозиметры с падающим шариком, вибрационные вискозиметры и ультразвуковые вискозиметры [10] – просты в применении, но имеют ряд существенных допущений в теории и методах, поэтому их применение к среде со сложной реологией затруднительно.

Что касается измерения вязкости крови, то чаще всего используют капиллярные или ротационные вискозиметры, а также вискозиметры с падающим в испытуемой жидкости телом. Так например, в работе [11] для измерения вязкости крови использовался ротационный вискозиметр Brookfield DV-III с адаптером типа Ultra LV для низких диапазонов динамической вязкости от 1..10 мПа·с [12]. Объем испытуемой жидкости для этого адаптера составляет

около 16 мл [12], что является существенным недостатком. Для капиллярных вискозиметров и вискозиметров с падающим шариком требуется меньший объем жидкости, однако их существенным недостатком является отсутствие возможности регулирования скорости сдвиговой деформации в процессе измерений. Для вискозиметров такого типа разную скорость сдвиговой деформации можно задавать только меняя диаметр трубки как для капиллярных или диаметр трубки и угол наклона капилляра как для вискозиметров с падающим телом, например шариком, цилиндром или иглой [13-16].

Таким образом, к общим недостаткам существующих методик измерения вязкости неньютоновских жидкостей можно отнести проблему задания разных скоростей сдвиговых деформаций (капиллярные вискозиметры и вискозиметры с падающим в потоке теле), либо невозможность фиксировать заданное давление (капиллярные, ротационные вискозиметры и вискозиметры с падающим в потоке теле), большой объем испытуемой жидкости (для ротационных).

Ранее авторами была разработана методика измерения динамического коэффициента вязкости на инерционном вискозиметре [17]. Динамическая вязкость определялась из обобщенного закона Ньютона как коэффициент пропорциональности между девиаторами тензоров напряжений и скоростей де-

формаций [18]. Для этого экспериментально определялся момент силы трения и вычислялось касательное напряжение на поверхности течения. Для определения скорости деформации использовалось предположение о квадратичном профиле скорости в канале. К недостаткам методики можно отнести относительно большие размеры установки и достаточно грубое предположение о профиле скорости. В данной работе авторам удалось уменьшить характерные размеры гидродинамической части вискозиметра, при этом переопределив условия сохранения однородности полей давления и температур. В результате объем испытуемой жидкости составляет около 1,87 мл. Так же удалось избавиться от допущений о профиле скорости течения внутри канала. Последнее достигнуто дополнением установки системой технического зрения, фиксирующей изображения течения жидкости в заданные моменты времени и предсказывающая по ним значения скорости сдвиговой деформации на поверхности течения и объемный расход. Система технического зрения состоит из источника когерентного излучения, КМОП-камеры, а также мини-компьютера Jetson Nano с ядрами CUDA, который позволяет обрабатывать изображения с камеры непосредственно на устройстве. Использование методов регистрации динамического рассеяния света для анализа параметров

кровотока часто применяется в различных областях медицины и позволяют производить исследования в режиме «in vivo» [19-21]. В частности, метод лазерной спекл-контрастной визуализации (ЛСКВ) позволяет в режиме реального времени получать визуализацию микроциркуляции в тканях [22]. В работе [23] показано, что значение спекл-контрастов коррелирует со средней скоростью потока жидкости в капилляре.

В основу разрабатываемой методики заложена гипотеза о том, что по данным ЛСКВ можно определить кинематические характеристики течения. Тогда, зная кинематику движения, можно вычислить кинематическую вязкость из уравнения Навье-Стокса.

Основной целью работы является теоретическое обоснование геометрических, кинематических и термодинамических параметров устройства нового инерционного вискозиметра, а также разработка приближенной модели течения вязких жидкостей с использованием сверточных нейронных сетей (СНС) и данных ЛСКВ.

Материалы и методы

Концептуальная и математическая модель течения жидкости в тороидальном канале

Рассматривается нестационарное течение вязкой жидкости в тороидальном канале (рис.1). Характерные разме-

ры канала: r - радиус канала и расстоянием от центра оси симметрии тора до центра канала R . Основными уравнениями, описывающими этот процесс, являются уравнение Навье-Стокса, неразрывности и уравнение конвективной теплопроводности [18]. Эти уравнения удобнее записать в тороидальной системе координат (рис. 1) с коэффициентами Лямэ [24]: $H_1=1$, $H_2=\beta_1 \cos \beta_3 + R$, $H_3 = \beta_1$.

Переход к криволинейной системе координат позволяет значительно упростить модель, во-первых, поле скоростей будет иметь одну ненулевую компоненту $\mathbf{V}=\llbracket 0 \quad v_2 \quad 0 \rrbracket$, во-вторых, упростится форма записи граничных условий. А уравнение неразрывности примет тривиальный вид: $\partial v_2 / \partial \beta_2 = 0$. Из последнего следует, что v_2 не зависит от координаты β_2 , т.е. $v_2 = v(\beta_1, \beta_3)$.

Так как среда закачена в тор под некоторым постоянным давлением p_0 , тогда в силу симметрии области течения давление является функцией двух координат $p(\beta_1, \beta_3)$.

Для определения условий однородности полей давления и температур, уравнения математической модели представлены в безразмерном виде.

Обезразмеривающие величины выбирались так, чтобы безразмерные координаты и функции изменялись в диапазоне $[0,1]$. Способ обезразмеривания представлен в табл. 1.

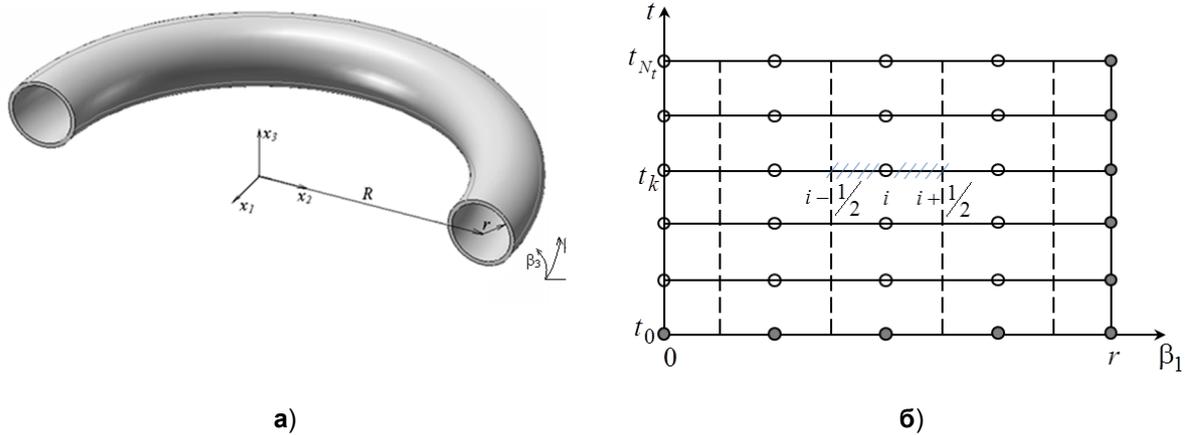


Рис. 1. Область течения (а); дискретизация расчетной области (б)

Fig. 1. Flow in the channel (a); mesh grid of rate area (б)

Таблица 1. Способ обезразмеривания

Table 1. Dimensionless method

Безразмерная величина / Dimensionless feature	$\hat{\beta}_1$	$\hat{\beta}_2$	$\hat{\beta}_3$	\hat{H}_2	\hat{H}_3	\hat{v}	\hat{p}	\hat{t}	\hat{T}
Способ обезразмеривания / Dimensionless method	$\frac{\beta_1}{r}$	$\frac{\beta_2}{2\pi}$	$\frac{\beta_3}{2\pi}$	$\frac{H_2 - (R-r)}{2r}$	$\frac{H_3}{r}$	$\frac{v}{V_0}$	$\frac{p}{p_0}$	$\frac{t}{t_0}$	$\frac{T-T_0}{\Delta T}$

С учетом принятых допущений, безразмерный тензор \hat{T}_{ξ} скоростей деформации содержит четыре ненулевых компоненты:

$$\hat{\xi}_{12} = \hat{\xi}_{21} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{\beta}_1} - \frac{\hat{v}}{\hat{H}_2 + \gamma} \frac{\partial \hat{H}_2}{\partial \hat{\beta}_1} \right),$$

$$\hat{\xi}_{23} = \hat{\xi}_{32} = \frac{\psi}{2} \left(\frac{1}{\hat{H}_3} \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{\beta}_3} - \frac{\hat{v}}{\hat{H}_3(\hat{H}_2 + \gamma)} \frac{\partial \hat{H}_2}{\partial \hat{\beta}_3} \right),$$

где $\xi^* = \frac{V_0}{r}$ – обезразмеривающая скорость деформации;

$\gamma = \frac{R-r}{2r}$ – безразмерный геометрический параметр;

$\psi = \frac{1}{2\pi}$ – безразмерный геометрический параметр.

Тогда компоненты дивергента тензора напряжений согласно обобщенному закону Ньютона [18] имеют вид:

$$\hat{s}_{12} = \hat{s}_{21} = \hat{\mu} \left(\frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{\beta}_1} - \frac{\hat{v}}{\hat{H}_2 + \gamma} \frac{\partial \hat{H}_2}{\partial \hat{\beta}_1} \right),$$

$$\hat{s}_{23} = \hat{s}_{32} = \psi \hat{\mu} \left(\frac{1}{\hat{H}_3} \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{\beta}_3} - \frac{\hat{v}}{\hat{H}_3(\hat{H}_2 + \gamma)} \frac{\partial \hat{H}_2}{\partial \hat{\beta}_3} \right). \quad (1)$$

С учетом введенных допущений уравнения Навье-Стокса и уравнения теплового баланса в безразмерных переменных можно представить в виде:

$$\left\{ \begin{array}{l} \widetilde{Eu} \frac{\partial \hat{P}}{\partial \hat{\beta}_1} = \frac{1}{\hat{H}_2 + \gamma} \frac{\partial \hat{H}_2}{\partial \hat{\beta}_1} \hat{v}^2, \\ \&Sh Re \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{t}} = \frac{1}{\hat{H}_3 (\hat{H}_2 + \gamma)^2} \left(\frac{\partial}{\partial \hat{\beta}_1} (\hat{H}_3 (\hat{H}_2 + \gamma)^2 \hat{s}_{12}) + \psi \frac{\partial}{\partial \hat{\beta}_3} ((\hat{H}_2 + \gamma)^2 \hat{s}_{23}) \right), \\ \widetilde{Eu} \frac{\partial \hat{P}}{\partial \hat{\beta}_3} = \frac{1}{\hat{H}_2 + \gamma} \frac{\partial \hat{H}_2}{\partial \hat{\beta}_3} \hat{v}^2, \\ \&Sh Re \frac{\partial \hat{T}}{\partial \hat{t}} = \frac{1}{Pr} \frac{1}{\hat{H}_3 (\hat{H}_2 + \gamma)} \left(\frac{\partial}{\partial \hat{\beta}_1} \left(\hat{H}_3 (\hat{H}_2 + \gamma) \frac{\partial \hat{T}}{\partial \hat{\beta}_1} \right) + \psi^2 \frac{\partial}{\partial \hat{\beta}_3} \left(\frac{(\hat{H}_2 + \gamma)}{\hat{H}_3} \frac{\partial \hat{T}}{\partial \hat{\beta}_3} \right) \right) + \\ + 2Ec \hat{\mu} \left(\hat{\xi}_{12}^2 + \hat{\xi}_{23}^2 \right), \end{array} \right. \quad (2)$$

где $\widetilde{Eu} = \frac{P_0}{\rho V_0^2}$ – аналог критерия Эйлера

(далее критерий Эйлера);

$Sh = \frac{r}{t_0 V_0}$ – критерий Струхала;

$Re = \frac{V_0 r}{\eta_0}$ – критерий Рейнольдса;

$Pr = \frac{\mu_0 C_p}{\lambda}$ – критерий Прандтля;

$Ec = \frac{V_0^2}{C_p \Delta T}$ – критерий Эккерта;

$\gamma = \frac{R-r}{2r}$ – геометрический критерий;

$V_0 = \omega R$ – характерная скорость (максимальная) течения жидкости;

t_0 – время инерционного течения жидкости до остановки;

ΔT – изменение температуры жидкости;

η_0 – характерная кинематическая вязкость;

ρ – плотность исследуемой жидкости.

Анализ математической модели и выбор рекомендаций

По первому и третьему уравнению системы (2) можно определить условие однородности поля давлений. Правые части этих уравнений являются пренебрежимо малыми по сравнению с компонентами градиента давления (в левой части уравнений) при условии:

$$\widetilde{Eu} \gg \gamma^{-1}. \quad (3)$$

Условие (3) определяет соотношение аналога критерия Эйлера \widetilde{Eu} с геометрическим параметром γ . Значение геометрического параметра должно удовлетворять условию $\gamma \gg 10^0$. Из (3) можно определить условия для характерной скорости течения V_0 при фиксированных значениях геометрического параметра, характерного давления и плотности жидкости.

Первое слагаемое в правой части четвертого уравнения системы (2) отвечает за перенос тепла от слоя к слою жидкости. Порядок этого слагаемого зависит от критерия Прандтля Pr . Второе слагаемое в правой части четвертого уравнения системы (2) характеризует перенос тепла за счет вынужденной конвекции. Порядок этого слагаемого зависит от критерия Эккерта Ec . Порядок величины левой части четвертого уравнения зависит от критерия Струхала Sh и Рейнольдса Re . Таким образом, добиться однородности температурного поля в канале можно накладыванием условия на эти критерии:

$$ShRe \gg \max(Pr^{-1}, Ec). \quad (4)$$

Выражение (4) определяет условия, при которых слагаемые в правой части четвертого уравнения (2) являются пренебрежимо малыми по сравнению с левой частью уравнения.

Порядок величины числа Рейнольдса определяется из условия (3) при фиксированном значении радиуса тора r и характерной вязкости η_0 . Критерий Прандтля Pr определяется свойствами среды, так, например, для крови изменяется в диапазоне 2.72..3.55 [25]. Число Эккерта Ec зависит от характерной скорости, определяемой по условию (3), а также от величины ΔT , поэтому при оценке его порядка учитывалось условие незначительного перепада температур $[10^{-1}; 10^0]$. Из условия (4) определяется порядок величины характерного

времени t_0 инерционного движения жидкости в рассматриваемом канале.

Таким образом, можно определить условия однородности полей давлений и температур из условий (3), (4). Можно определить значения скорости движения тора до остановки (3) и времени течения жидкости после остановки тора (4), в течение которого необходимо проводить измерения. При этом остальные параметры фиксируются заранее.

Анализируя слагаемые второго уравнения системы (2) с учетом выполнения условий (3), (4), получится упрощенное уравнение в виде:

$$Sh Re \hat{\beta}_1 \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{t}} = \frac{\partial}{\partial \hat{\beta}_1} \left(\hat{\mu} \hat{\beta}_1 \frac{\partial \hat{v}}{\partial \hat{\beta}_1} \right).$$

Полученное приближенное уравнение Навье-Стокса для течения вязкой жидкости в тороидальном канале может быть использовано в классической постановке для расчета полей скоростей при заданной вязкости, что выполнено в следующем подразделе для получения дополнительной информации относительно характеристик течения. Другой вариант заключается в том что, зная поле скоростей можно вычислить значение вязкости, такой прием лежит в основе известного метода вискозиметрии, реализованного в капиллярных вискозиметрах.

Численное решение уравнения движения для неньютоновской жидкости

Уравнение (5) связывает поле скоростей и поле вязкости. Решая это уравнение относительно функции ско-

рости, можно определить время останковки движения испытуемой жидкости в торе. Таким образом, проведя вычислительный эксперимент можно проверить правильность предположений относительно времени останковки течения при различных начальных скоростях.

Для определения поля скоростей уравнение (5) удобнее представить в размерном виде:

$$\beta_1 \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial \beta_1} \left(\eta \beta_1 \frac{\partial v}{\partial \beta_1} \right), \quad (5)$$

где $v=v(\beta_1)$ – осевая компонента скорости; η – коэффициент кинематической вязкости.

Для рассматриваемого процесса течения в соответствии с концептуальной моделью начальные и граничные условия будут иметь вид:

$$v(0, \beta_1) = V_0, \quad v(t, r) = v_t(t), \quad \partial v(t, 0) / \partial \beta_1 = 0.$$

Вязкость крови является функцией от скорости сдвиговой деформации. В работе [15] представлены результаты измерений динамической вязкости от скорости сдвига. Эти значения можно аппроксимировать, используя модель Освальда:

$$\mu(\xi) = \theta_0 \xi^{\theta_1 - 1}, \quad (6)$$

где θ_0, θ_1 – параметры модели, определяемые в ходе реологических испытаний жидкостей; $\theta_1 < 1$ для псевдопластичных жидкостей, в частности, крови.

Значение плотности не зависит от скорости сдвига, поэтому при фиксированной температуре испытаний она постоянна. С учетом вышесказанного можно определить функцию кинемати-

ческой вязкости от скорости сдвиговой деформации.

Для решения уравнения (5) удобно воспользоваться методом контрольных объемов (МКО), который позволяет использовать небольшое количество расчетных точек, в отличие от других сеточных методов. Дискретизация расчетной области представлена на рис. 1 (б).

Уравнение (5) было проинтегрировано по каждому КО $[\beta_{1_{i-1/2}}, \beta_{1_{i+1/2}}]$, компонента градиента скорости $\frac{\partial v}{\partial \beta_1}$ в правой части уравнения в точках $\beta_{1_{i-1/2}}$ и $\beta_{1_{i+1/2}}$ заменена на соответствующие центральные разности. К левой части уравнения при интегрировании использовалась теорема о среднем, а частная производная по времени заменена правой конечной разностью. В результате получена система линейных алгебраических уравнений для скорости в каждой расчетной точке по координате и времени:

$$\begin{aligned} a_i^k v_{i+1}^{k+1} + b_i^k v_i^{k+1} + c_i^k v_{i-1}^{k+1} &= -d_i v_i^{k-1}, \\ i &= \overline{1, N_r - 1}, \quad k = \overline{1, N_t} \\ v_i^0 &= V_0, \quad v_{N_r}^k = v_t(t), \quad v_0^k = v_1^k, \end{aligned} \quad (7)$$

где $a_i^k = \left(\frac{\beta_{1_i} + 1}{\Delta \beta_1} \right) \eta(\xi_{i+1/2}^k)$;

$$c_i^k = \left(\frac{\beta_{1_i} - 1}{\Delta \beta_1} \right) \eta(\xi_{i-1/2}^k); \quad d_i = \frac{\beta_{1_i} \Delta \beta_1}{\Delta t};$$

$b_i^k = -a_i^k - c_i^k - d_i$; $\eta\left(\xi_{i \pm \frac{1}{2}}^k\right)$ – значение функции кинематической вязкости от скорости сдвига на предыдущем шаге по

$$\text{времени, } \xi_{i+1/2}^k = \frac{v_{i+1}^k - v_i^k}{2\Delta \beta_1}, \quad \xi_{i-1/2}^k = \frac{v_i^k - v_{i-1}^k}{2\Delta \beta_1}.$$

Подготовка датасета и архитектура нейронной сети для аппроксимации кинематических характеристик течения на основе данных ЛСКВ

В качестве модели аппроксимации скорости сдвиговой деформации и расхода использовалась архитектура СНС

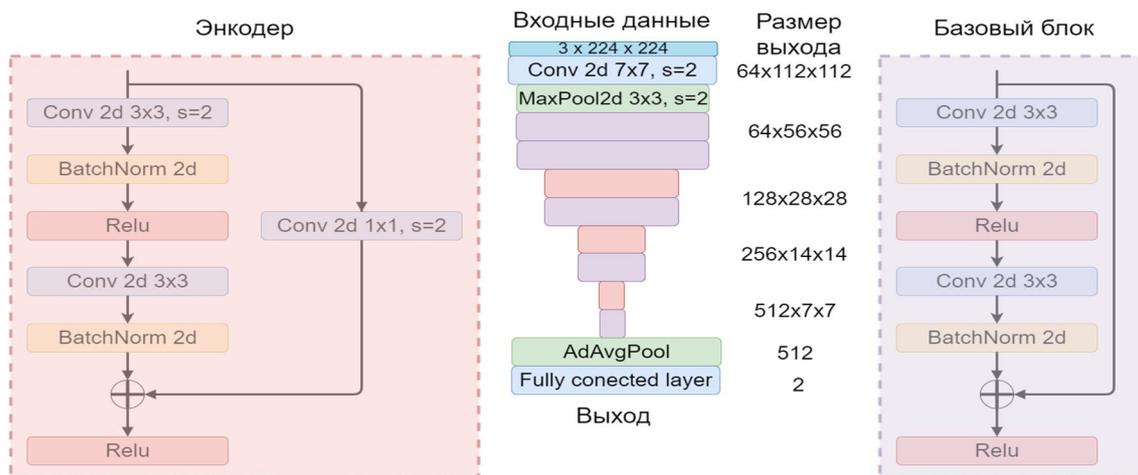


Рис. 2. Архитектура ResNet18

Fig. 2. The architecture of ResNet18

Для обучения СНС размеченная выборка получена на основе двух экспериментов. Первый направлен на получение эталонных данных для модельной жидкости в виде совокупности значений скорости сдвиговой деформации и динамической вязкости. Результаты получены на вискозиметре Brookfield DV-II+Pro с UL шпинделем типа цилиндр-цилиндр. Второй эксперимент направлен на получение данных для обучения и тестирования ИНС в виде совокупности изображений течения жидкости в трубке (рис.3 (а)) и значений скорости сдвиговой деформации на поверхности канала и объемного расхода. Эксперимент проводился в тех же диапазонах скоростей сдвига, что и испытания на вискозиметре Brookfield DV-II+Pro. Необ-

ходимые значения скорости сдвига определяются по объемному расходу. Для прямолинейного течения в цилиндрическом канале распределение поля скоростей определяется аналитически (известное течение Пуазейля [6]):

$$V(\rho) = -\frac{\Delta P}{4\mu L} (\rho^2 - r^2),$$

где ΔP – осевой перепад давления;

μ – динамическая вязкость;

L – длина канала;

r – радиус канала.

Интегрируя это уравнение по площади радиального сечения канала можно получить расход. Скорость сдвига определяется по формуле Стокса [18] через поле скоростей. Таким образом, для разметки выборки используется аналитическое решение, определяющее

для жидкости известной вязкости объемный расход и скорость сдвиговой деформации. Достижение тех же условий по скоростям сдвига, что и в первом эксперименте, обеспечивается заданием объемного расхода:

$$Q = \frac{\pi r^3}{2} |\dot{\xi}_r|,$$

где r – радиус трубки;

$|\dot{\xi}_r|$ – скорость сдвига у поверхности трубки.

Полученная выборка была разделена на три части: для обучения, валидации и тестирования. Результаты обучения представлены в следующем разделе.

Результаты и их обсуждение

Численное решение уравнения движения для неньютоновской жидкости

Вычислительный эксперимент на модели (7) проводился при различных значениях максимальной частоты вращения тора. Характерные размеры тора $R=0.095$ м и $r=0.001$ м. Давление в жидкости составляет 0.1 МПа. Значения

максимальной частоты вращения тора получены из условия (3) и соответствуют диапазону $n=50..250$ об/мин. Численное решение получено для крови, которая представляет псевдопластичную жидкость. Кинематическая вязкость $\eta(\xi)$ определяется через постоянную плотность крови при заданной температуре и динамическую вязкость (6) с коэффициентами $\theta_0=12.7e-3$, $\theta_1=0.857$;

На рис. 3 (а) представлен профиль скорости для начальной частоты вращения тора 200 об/мин. На рис. 3 (б) представлены численные решения уравнения (7) в виде графиков зависимости сдвиговой скорости деформации от времени течения крови в канале при различной максимальной частоте вращения тора. С учетом того, что вязкость крови чаще всего измеряют в диапазоне скоростей сдвиговых деформаций от 50 до 600 1/с [11, 15], начальную частоту вращения тора достаточно выбирать из диапазона 100..250 об/мин, что видно из графика на рис. 3 (б).

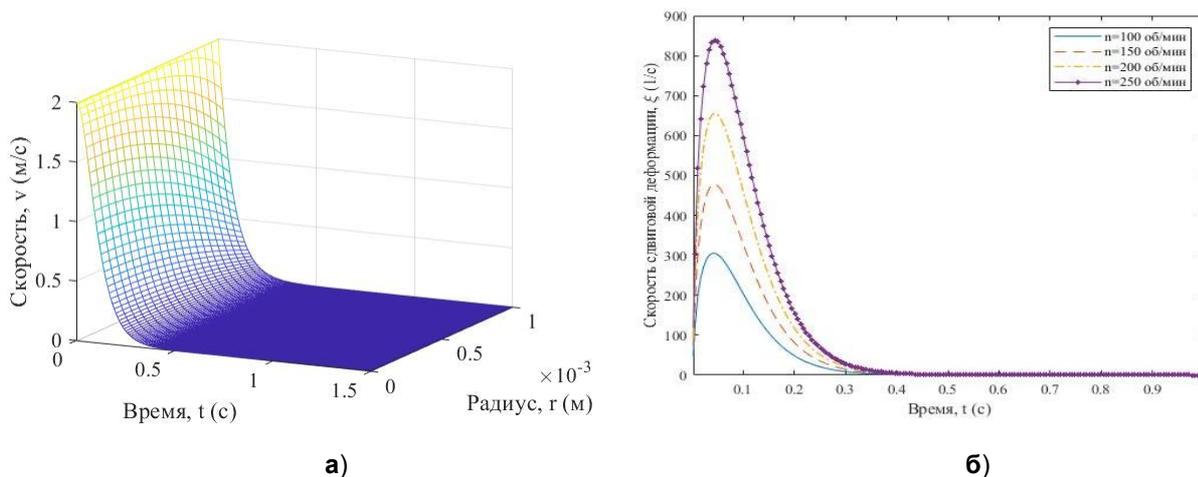


Рис. 3. Тестирование модели инерционного течения крови в торе: функция скорости от времени и радиальной координаты (а), скорость сдвиговой деформации от времени (б)

Fig. 3. Testing the model of inertial flow in the torus: velocity contour plot of time and radial coordinate (а); shear strain rate versus time (б)

Так же из графиков на рис. 3 (б) видно, что в заданном диапазоне частот вращения тора время течения жидкости (после торможения тора) не зависит от скорости его разгона. При заданных геометрических, статических и термомеханических величинах время течения жидкости составляет около пол секунды. Полученный результат полностью соответствует выводам о времени течения t_0 , полученному из условия (4). Поэтому выбор диапазона частот вращения тора до торможения стоит выбирать только исходя из безразмерных критериев подобия (3).

Подготовка данных и обучение глубокой нейронной сети на основе эксперимента на модельной жидкости

В качестве модельной жидкости выбран раствор интралипида 20% (SMOFlipid, производство Австрия)

разведенный глицерином. Концентрация интралипида 20% в глицерине составила 20%. На рис. 4 представлен результат измерения динамической вязкости для 20 % раствора интралипида 20 % от скорости сдвиговой деформации для пяти параллельных опытов. По представленным результатам измерений видно, что модельная жидкость проявляет псевдопластичные свойства. Проявление этих свойств обусловлено интралипидом в составе раствора, т.к. известно, что глицерин является ньютоновской жидкостью.

Для получения обучающей выборки проводились измерения вязкости для модельной жидкости при различных скоростях сдвига при фиксированной температуре. Измерения проводились на вискозиметре Brookfield DV-II+Pro с UL шпинделем типа цилиндр-цилиндр, используемым для маловязких жидкостей.

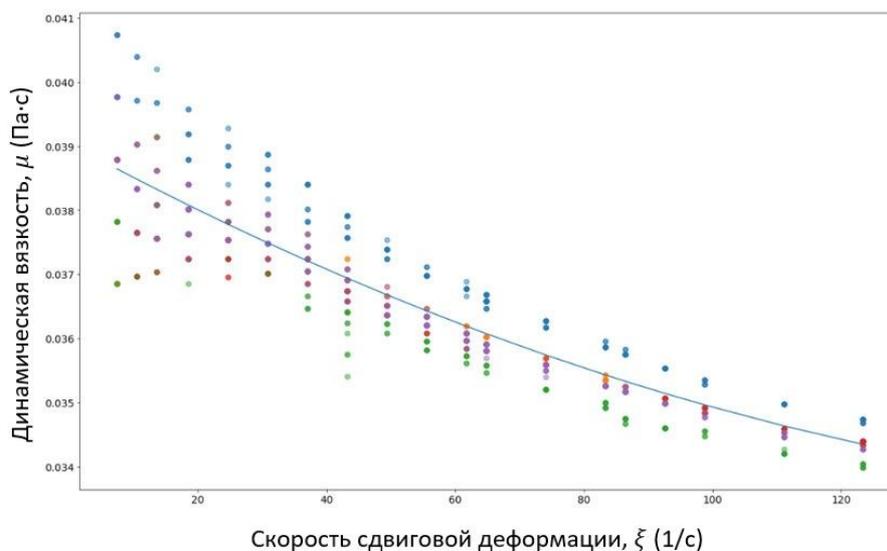


Рис. 4. Зависимость динамической вязкости от скорости сдвиговой деформации для 20 % раствора интралипида 20%

Fig. 4. Relationship between shear rate and dynamic viscosity for 20 % concentration intralipid

Для получения размеченных данных обучающей выборки для жидкости заданной концентрацией с известной вязкостью был проведен дополнительный эксперимент. Исследуемая жидкость прокачивалась через прозрачную трубку диаметра 2 мм с объемным расходом, обеспечивающим заданные значения скорости сдвиговой деформации на поверхности течения. КМОП-камерой с частотой 240 кадров/с фиксировались изображения течения испытуемой жидкости. Таким образом, была получена размеченная выборка в виде совокупности изображений течения и соответствующих скоростей сдвиговых деформаций и объемного расхода. Изображения были предварительно обрабо-

таны с помощью метода лазерной спекл-контрастной визуализации. Величина пространственного спекл-контраста рассчитывается как:

$$K = \frac{\sigma_n}{\langle I_n \rangle}, \tag{8}$$

где n – размер области расчета;

σ_n – стандартное отклонение интенсивности;

$\langle I_n \rangle$ – средняя интенсивность.

На рис. 5 (а) представлены изображения пространственного спекл-контраста для различных значений расхода и скорости деформации. На рис. 5 (б), (в) представлены диаграммы распределения пространственного спекл-контраста при разных значениях скорости сдвиговой деформации и объемного расхода.

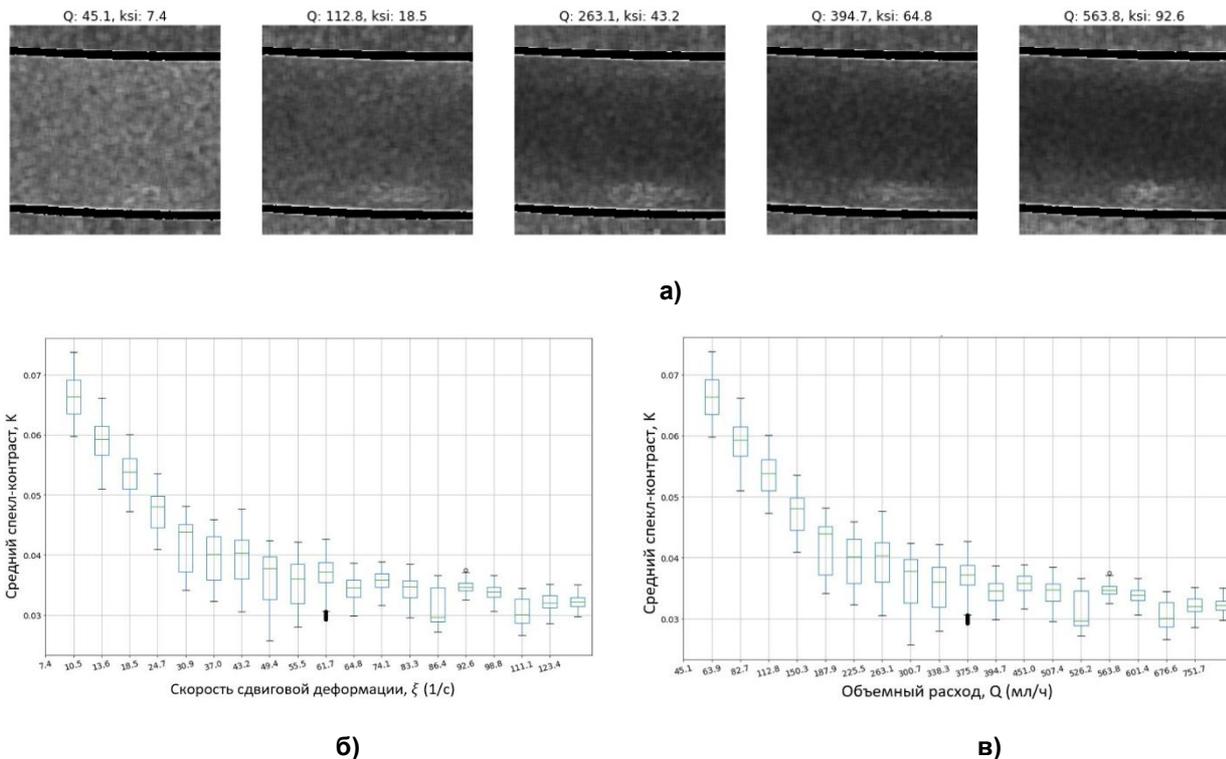


Рис. 5. Изменение пространственного спекл-контраста (а) диаграммы распределения спекл-контраста: при разной скорости сдвиговой деформации (б), разного объемного расхода (в)

Fig. 5. Speckle contrast values (а), speckle contrast distributions: of shear rate (б), flow rate(в)

Корреляционная зависимость значений спекл-контрастов и кинематических характеристик течения обеспечивает возможность построения аппроксиматоров в виде сверточных нейронных сетей для прогноза скорости сдвиговой деформации и объемного расхода.

Для обучения СНС (рис.2) в качестве функции ошибки использовалась средняя квадратическая ошибка модели (MSE). Значения расхода и скорости сдвиговой деформации для обучения были нормированы. Для оценки точности модели использовался коэффициент детерминации R^2 . Для повышения точности построен ансамбль моделей в виде СНС (рис. 2) на 4 фолдах. Причем за основу бралась предобученная СНС из

ранней работы авторов [23], предсказывающая объемный расход. На рис. 6 представлены результаты обучения модели в виде сравнения эталонных и предсказанных значений отклика.

Количественные оценки точности прогноза ансамбля моделей, рассчитанные через метрику R^2 , для обучения и тестирования (рис. 2) представлены в табл. 2.

Коэффициент детерминации на тестовой выборке составляет не менее 96 % для обеих функций (расхода и скорости сдвиговой деформации). Обучение проводилось на исходных изображениях без предварительной обработки и на изображениях спекл-контрастов, рассчитанных по ф. (8).

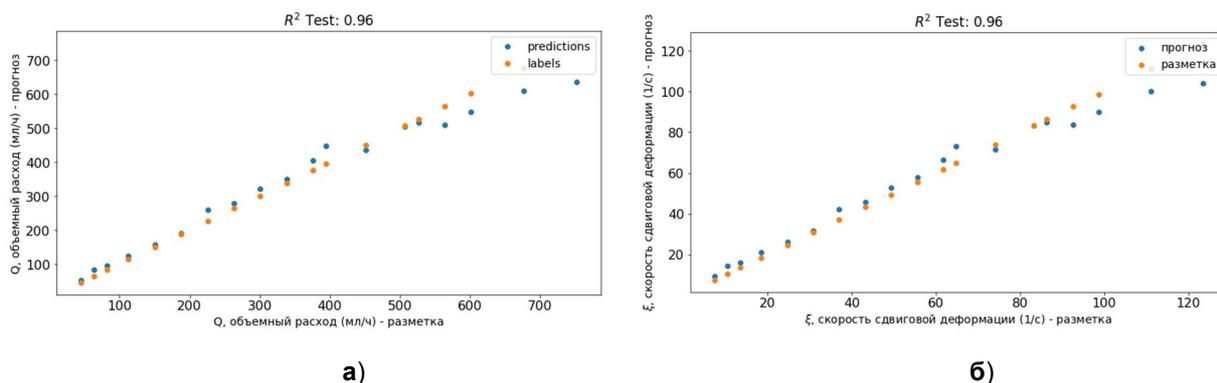


Рис. 6. Сравнение предсказанных и эталонных значений

Fig. 6. Comparison between true and predicted values

Таблица 2. Значения метрик качества

Table 2. Metric values

	Функция ошибки, MSE / Loss function, MSE	Коэффициент детерминации для расхода, R^2 / Determination coefficient for flow rate, R^2	Коэффициент детерминации для скорости сдвига, R^2 / Determination coefficient for share rate, R^2
Обучение / Train	0.0426	0.981	0.980
Тестирование / Test	0.0601	0.964	0.963

Получено, что точность модели, обученной на спекл-контрастных изображениях существенно выше точности модели, обученной на исходных изображениях. Стоит отметить, что полученная модель обучалась только на данных фиксированной концентрации, в связи с чем планируется провести эксперимент для различных концентраций раствора интралипида. Это позволит расширить диапазон значений скорости сдвиговой деформации и увеличить размер выборки.

Выводы

В результате проведенных исследований получены две основные приближенные модели, которые могут быть использованы для обработки результатов эксперимента по измерению вязкости жидкостей на новом инерционном вискозиметре.

Дальнейшая работа направлена на проведение экспериментальных исследований непосредственно на новом вискозиметре. Подразумевается, что испытываемая жидкость закачивается в прозрачную трубку формы тор под некоторым давлением. Тор вращается с

заданной частотой, затем резко тормозится. После чего в канале происходит инерционное течение жидкости. КМОП-камера фиксирует изображения течения жидкости с заданным шагом за время испытания (примерно пол секунды) с частотой 240 кадров/с. Значения скорости сдвиговой деформации на поверхности тора и расход определяются по ансамблю предварительно обученной СНС. Значение кинематической вязкости можно определить численно из приближенного уравнения Навье-Стокса для исследуемого течения жидкости в торе (5). Преимуществами методики являются возможность получения кинематической вязкости от различной скорости сдвига за одно измерение, одно измерение занимает около 0,5 с, требуется малый объем испытуемой жидкости (1,87 мл), обеспечивается условие однородности полей температур и давлений, что повышает точность измерений. В качестве недостатков метода можно отметить требование к испытуемой жидкости обладать способностью отражать когерентное излучение.

Список литературы

1. Xu J., Vilanova G., Gomez H.. Phase-field model of vascular tumor growth: Three-dimensional geometry of the vascular network and integration with imaging data // *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 2020. Vol. 359: 1-19.
2. Semenov A.N., Lugovtsov A.E., Lee K., and et. al. Applying Methods of Diffuse Light Scattering and Optical Trapping for Assessing Blood Rheological Parameters: Erythrocytes Aggregation in Diabetes Mellitus. *Izv. Saratov Univ. (N.S.), Ser. Physics.* Vol. 17. Iss. 2: 85–97 (in Russian). 2017; <http://doi.org/10.18500/1817-3020-2017-17-2-85-97>.
3. Yeow N. , Tabor R., Garnier G. Atomic force microscopy: From red blood cells to immunohematology. *Advances in Colloid and Interface Science.* 2017; Vol. 249: 149–162. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cis.2017.05.011>.

4. Harris M. J., Wirtz D., Wu P. Dissecting cellular mechanics: Implications for aging, cancer, and immunity. *Seminars in Cell & Developmental Biology*. 2018: 1 – 10.
5. Gertz M. A. Acute hyperviscosity: syndromes and management. *Blood*. 2018. Vol. 132. Iss. 13: 1379-1385. <https://doi.org/10.1182/blood-2018-06-846816>.
6. Connes P., Dufour S, Pichon A., Favret F. Editor(s): Bagchi D., Nair S., Chandan K. *Chapter 30 - Blood Rheology, Blood Flow, and Human Health. Nutrition and Enhanced Sports Performance*. Second Edition. Academic Press; 2019: 359-369. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813922-6.00030-8>.
7. Blood Rheology:Key Parameters, Impact on BloodFlow / E. Nader, S. Skinner, M. Romana, R. Fort, N. Lemonne, and etc. // Role in Sickle Cell Diseaseand Effects of Exercise.Front. *Physiol*. 2019; Vol. 10: 1–14. <https://10.1329.doi:10.3389/fphys.2019.01329>.
8. The role of blood rheology in sickle cell disease / P. Connes, T. Alexy, J. Detterich, M. Romana, M. D. Hardy-Dessources, and etc. // *Blood Rev*. 2016; Vol.30: 111–118. doi: 10.1016/j.blre.2015.08.005.
9. Middleman S. *The Flow of High Polymers. Continuum and Molecular Rheology*. Interscience Publishers; 1968.
10. *Viscosity of Liquids* / D. Viswanath, T. Ghosh, D. Prasad, N. Dutt, K. Rany // Springer; 2007.
11. Viscometer validation studies for routine and experimental hemorheological measurements / D. Kovacs, K. Totsimon, K. Biro, P. Kenyeres, I. Juricskay, and et. al. // *Clin Hemorheol Microcirc*. 2018; Vol. 69(3): 383-392. <https://doi.org/10.3233/CH-170301>.
12. *More solutions to sticky problems. A guide to getting more from your Brookfield Viscometer & Rheometer*. AMETEK Brookfield, Inc; 2017.
13. Development of an improved falling ball viscometer for high-pressuremeasurements with supercritical CO₂. / B. Calvignac, E. Rodier, J. Letourneau, P. Vitoux, C. Aymonier, and et al. // *J. of Supercritical Fluids*. 2010; 55; 2010: 96–106. <https://doi.org/10.1016/j.supflu.2010.07.012>.
14. Cristescu N., Conrad B., Tran-Son-Tay R. A closed form solution for falling cylinder viscometers. *International Journal of Engineering Science*. 2002; 40: 605–620.
15. Measurement of human blood viscosity a using Falling Needle Rheometer and the correlation to the Modified Herschel-Bulkley model equation / H. Yamamoto, T. Yabuta, Y. Negi, D. Horikawa, K. Kawamura // *Heliyon*. 2020; Vol. 6: 1-9. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e04792>
16. Rolling-ball viscometer: Lovis 2000 M/ME. Доступно: <https://www.antonpaar.com/corp-en/products/details/rolling-ball-viscometer-lovis-2000-mme/> (дата обращения 28.03.2022).
17. Theoretical premises of a vibro-inertial method of viscosity measurement / E. Kornaeva, A. Kornaev, L. Savin, A. Galichev, A. Babin // *Vibroengineering Procedia*. 2016. Vol. 8. P. 440 – 445.
18. Hori Y. *Hydrodynamic lubrication*. Tokyo: Yokendo Ltd; 2006.

19. Gertz M. A. Acute hyperviscosity: syndromes and management. *Blood*. 2018. Vol. 132. Iss. 13: 1379-1385. <https://doi.org/10.1182/blood-2018-06-846816>.

20. Goodman J.W. *Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications*. Robert and Company Publisher; 2007.

21. Dynamic evaluation of blood flow microcirculation by combined use of the laser Doppler flowmetry and high-speed videocapillaroscopy methods / V. Dremin, I. Kozlov, M. Volkov, N. Margaryants, A Potemkin., and et al. // *J. Biophotonics*. 2019. Vol. 12: e201800317. <https://doi.org/10.1002/jbio.201800317>

22. Daly S. M., Leahy M. J. ‘Go with the flow’: A review of methods and advancements in blood flow imaging. *J. Biophotonics*. 2013; Vol. 6. No. 3: 217–255. <https://doi.org/10.1002/jbio.201200071>

23. Laser speckle contrast imaging and machine learning in application to physiological fluids flow rate recognition / I.N. Stebakov, E.P. Kornaeва, D.D. Stavtsev, E.V. Potapova, V.V. Dremin // *Vibroengineering procedia*. 2021. Vol.38: 50-55. <https://doi.org/10.21595/vp.2021.22013>.

24. Korn G. A., Korn T. M. *Mathematical Handbook for Scientists and Engineers*. Dover Publications; 2000.

25. Thermal conductivity and human density, thermophysical properties of biotissues [ThermalInfo.ru] URL: <http://thermalinfo.ru/chelovek/teploprovodnost-cheloveka-teplofizicheskie-svoystva-biotkanej> (дата обращения 26.03.2022) (in Rus.).

References

1. Xu J., Vilanova G., Gomez H. Phase-field model of vascular tumor growth: Three-dimensional geometry of the vascular network and integration with imaging data. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.* 2020, vol. 359: 1-19.

2. Semenov A.N., Lugovtsov A.E., Lee K., and et. al. Applying Methods of Diffuse Light Scattering and Optical Trapping for Assessing Blood Rheological Parameters: Erythrocytes Aggregation in Diabetes Mellitus. *Izv. Saratov Univ. (N.S.), Ser. Physics*, vol. 17. Iss. 2: 85–97 (in Russian). 2017; <http://doi.org/10.18500/1817-3020-2017-17-2-85-97>.

3. Yeow N., Tabor R., Garnier G. Atomic force microscopy: From red blood cells to immunohematology. *Advances in Colloid and Interface Science*. 2017, vol. 249: 149–162. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cis.2017.05.011>.

4. Harris M. J., Wirtz D., Wu P. Dissecting cellular mechanics: Implications for aging, cancer, and immunity. *Seminars in Cell & Developmental Biology*. 2018: 1 – 10.

5. Gertz M. A. Acute hyperviscosity: syndromes and management. *Blood*. 2018. Vol. 132. Iss. 13: 1379-1385. <https://doi.org/10.1182/blood-2018-06-846816>.

6. Connes P., Dufour S, Pichon A., Favret F. Editor(s): Bagchi D., Nair S., Chandan K. *Chapter 30 - Blood Rheology, Blood Flow, and Human Health. Nutrition and Enhanced Sports Performance*. Second Edition. Academic Press; 2019: 359-369. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813922-6.00030-8>.

7. Nader E., Skinner S., Romana M., Fort R., Lemonne N., and etc. Blood Rheology: Key Parameters, Impact on Blood Flow, Role in Sickle Cell Disease and Effects of Exercise. *Front. Physiol.* 2019, vol. 10: 1–14. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01329>.
8. Connes P., Alexy T., Detterich J., Romana M., Hardy-Dessources, M. D., and etc. The role of blood rheology in sickle cell disease. *Blood Rev.* 2016, vol.30: 111–118. doi: 10.1016/j.blre.2015.08.005.
9. Middleman S. *The Flow of High Polymers. Continuum and Molecular Rheology.* Interscience Publishers; 1968.
10. Viswanath D., Ghosh T., Prasad D., Dutt N., Rany K. *Viscosity of Liquids.* Springer; 2007.
11. Kovacs D., Totsimon K., Biro K., Kenyeres P., Juricskay I., and et. al. Viscometer validation studies for routine and experimental hemorheological measurements. *Clin Hemorheol Microcirc.* 2018, vol. 69(3): 383-392. <https://doi.org/10.3233/CH-170301>.
12. *More solutions to sticky problems. A guide to getting more from your Brookfield Viscometer & Rheometer.* AMETEK Brookfield, Inc; 2017.
13. Calvignac B., Rodier E., Letourneau J., Vitoux P., Aymonier C., and et al. Development of an improved falling ball viscometer for high-pressure measurements with supercritical CO₂. *J. of Supercritical Fluids.* 2010; 55; 2010: 96–106. <https://doi.org/10.1016/j.supflu.2010.07.012>.
14. Cristescu N., Conrad B., Tran-Son-Tay R. A closed form solution for falling cylinder viscometers. *International Journal of Engineering Science.* 2002; 40: 605–620.
15. Yamamoto H., Yabuta T., Negi Y., Horikawa D., Kawamura K. Measurement of human blood viscosity a using Falling Needle Rheometer and the correlation to the Modified Herschel-Bulkley model equation. *Heliyon.* 2020, vol. 6: 1-9. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2020.e04792>
16. Rolling-ball viscometer: Lovis 2000 M/ME. Доступно: <https://www.antonpaar.com/corp-en/products/details/rolling-ball-viscometer-lovis-2000-mme/> (дата обращения 28.03.2022).
17. Kornaeva E., Kornaev A., Savin L., Galichev A., Babin A. Theoretical premises of a vibro-inertial method of viscosity measurement. *Vibroengineering Procedia*, 2016, vol. 8, Pp. 440 – 445.
18. Hori Y. *Hydrodynamic lubrication.* Tokyo: Yokendo Ltd; 2006.
19. Gertz M. A. Acute hyperviscosity: syndromes and management. *Blood.* 2018. Vol. 132. Iss. 13: 1379-1385. <https://doi.org/10.1182/blood-2018-06-846816>.
20. Goodman J.W. *Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications.* Robert and Company Publisher; 2007.
21. Dremin V., Kozlov I., Volkov M., Margaryants N., Potemkin A., and et al. Dynamic evaluation of blood flow microcirculation by combined use of the laser Doppler flowmetry and high-speed videocapillaroscopy methods. *J. Biophotonics.* 2019, Vol. 12: e201800317. <https://doi.org/10.1002/jbio.201800317>

22. Daly S. M., Leahy M. J. 'Go with the flow': A review of methods and advancements in blood flow imaging. *J. Biophotonics*. 2013; Vol. 6. No. 3: 217–255. <https://doi.org/10.1002/jbio.201200071>

23. Stebakov I.N., Kornaeva E.P., Stavtsev D.D., Potapova E.V., Dremin V.V. Laser speckle contrast imaging and machine learning in application to physiological fluids flow rate recognition. *Vibroengineering procedia*. 2021, vol.38: 50-55. <https://doi.org/10.21595/vp.2021.22013>.

24. Korn G. A., Korn T. M. *Mathematical Handbook for Scientists and Engineers*. Dover Publications; 2000.

25. Thermal conductivity and human density, thermophysical properties of biotissues [ThermalInfo.ru] URL: <http://thermalinfo.ru/chelovek/teploprovodnost-cheloveka-teploffizicheskie-svoystva-biotkanej> (дата обращения 26.03.2022) (in Russ.).

Информация об авторах / Information about the Authors

Корнаева Елена Петровна, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры информационных систем и цифровых технологий, Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева, г. Орел, Российская Федерация, e-mail: lenoks_box@mail.ru, ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-0123-4004>

Elena P. Kornaeva, Cand. of Sci. (Phisico-Mathematical), Associate Professor, Information Systems Department, Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russian Federation, e-mail: lenoks_box@mail.ru, ORCID:<https://orcid.org/0000-0003-0123-4004>

Стебаков Иван Николаевич, аспирант кафедры мехатроники, механики и робототехники, Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева, г. Орел, Российская Федерация, e-mail: chester50796@yandex.ru

Ivan N. Stebakov, Post-Graduate Student, Mechatronics, Mechanics and Robotics Department, Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russian Federation, e-mail: chester50796@yandex.ru

Корнаев Алексей Валерьевич, доктор технических наук, профессор кафедры мехатроники, механики и робототехники, Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева, г. Орел, Российская Федерация, e-mail: rusakor@inbox.ru

Alexey V. Kornaev, Dr. of Sci. (Engineering), Professor of Mechatronics, Mechanics and Robotics Department, Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russian Federation, e-mail: rusakor@inbox.ru

Дрёмин Виктор Владимирович, кандидат технических наук, научный сотрудник научно-технологического центра биомедицинской фотоники, Орловский государственный университет им. И.С. Тургенева, г. Орел, Российская Федерация; Колледж инженерных и физических наук, Астонский университет, Бирмингем, Великобритания, e-mail: dremin_viktor@mail.ru

Viktor V. Dremin, Cand. of Sci. (Engineering), Researcher, Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State University named after I.S. Turgenev, Orel, Russian Federation, College of Engineering and Physical Sciences, Aston University, Birmingham, United Kingdom, e-mail: dremin_viktor@mail.ru