

УДК: 519.6

Численное моделирование течения жидкости в насосе для перекачки крови в программном комплексе FlowVision

А. А. Аксёнов¹, М. Д. Калугина^{1,a}, А. И. Лобанов^{1,2}, В. С. Каширин¹

¹ООО «ТЕСИС»,

Россия, 127083, г. Москва, ул. Юннатов, д. 18, оф. 705

²Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет),
Россия, 141701, г. Долгопрудный, Институтский переулок, д. 9

E-mail: ^a mkalugina@flowvision.ru

Получено 29.04.2023, после доработки — 27.07.2023.

Принято к публикации 14.08.2023.

В программном комплексе FlowVision проведено численное моделирование течения жидкости в насосе для перекачки крови. Данная тестовая задача, предоставленная Центром устройств и радиологического здоровья Управления по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов США, предусматривала рассмотрение течения жидкости в соответствии с несколькими расчетными режимами. При этом для каждого расчетного случая задавалось определенное значение расхода жидкости и скорости вращения ротора. Необходимые для расчетов данные в виде точной геометрии, условий потока и характеристик жидкости были предоставлены всем участникам исследования, использующим для моделирования различные программные комплексы. Во FlowVision численное моделирование проводилось для шести режимов с ньютоновской жидкостью и стандартной моделью турбулентности $k-\varepsilon$, дополнительно были проведены расчеты пятого режима с моделью турбулентности $k-\omega$ SST и с использованием реологической модели жидкости Каро. На первом этапе численного моделирования была исследована сходимость по сетке, на основании которой выбрана итоговая сетка с числом ячеек порядка 6 миллионов. В связи с большим количеством ячеек для ускорения исследования часть расчетов проводилась на кластере «Ломоносов-2». В результате численного моделирования были получены и проанализированы значения перепада давления между входом и выходом насоса, скорости между лопатками ротора и в области диффузора, а также проведена визуализация распределения скорости в определенных сечениях. Для всех расчетных режимов осуществлялось сравнение перепада давления, полученного численно, с экспериментальными данными, а для пятого расчетного режима также производилось сравнение с экспериментом по распределению скорости между лопатками ротора и в области диффузора. Анализ данных показал хорошее соответствие результатов расчетов во FlowVision с результатами эксперимента и численного моделирования в других программных комплексах. Полученные во FlowVision результаты решения теста от Управления по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов США позволяют говорить о том, что данный программный комплекс может быть использован для решения широкого спектра задач гемодинамики.

Ключевые слова: насос для перекачки крови, программный комплекс FlowVision, гемодинамика, валидационные расчеты

UDC: 519.6

Numerical simulation of fluid flow in a blood pump in the FlowVision software package

A. A. Aksenov¹, M. D. Kalugina^{1,a}, A. I. Lobanov^{1,2}, V. S. Kashirin¹

¹TESIS LLC,

off. 705, 18 Unnatov st., Moscow, 127083, Russia

²Moscow Physico-Technical Institute (National Research University),
9 Institutsky alley, Dolgoprudny, 141701, Russia

E-mail: ^a mkalugina@flowvision.ru

Received 29.04.2023, after completion — 27.07.2023.

Accepted for publication 14.08.2023.

A numerical simulation of fluid flow in a blood pump was performed using the FlowVision software package. This test problem, provided by the Center for Devices and Radiological Health of the US. Food and Drug Administration, involved considering fluid flow according to several design modes. At the same time for each case of calculation a certain value of liquid flow rate and rotor speed was set. Necessary data for calculations in the form of exact geometry, flow conditions and fluid characteristics were provided to all research participants, who used different software packages for modeling. Numerical simulations were performed in FlowVision for six calculation modes with the Newtonian fluid and standard $k-\varepsilon$ turbulence model, in addition, the fifth mode with the $k-\omega$ SST turbulence model and with the Caro rheological fluid model were performed. In the first stage of the numerical simulation, the convergence over the mesh was investigated, on the basis of which a final mesh with a number of cells of the order of 6 million was chosen. Due to the large number of cells, in order to accelerate the study, part of the calculations was performed on the Lomonosov-2 cluster. As a result of numerical simulation, we obtained and analyzed values of pressure difference between inlet and outlet of the pump, velocity between rotor blades and in the area of diffuser, and also, we carried out visualization of velocity distribution in certain cross-sections. For all design modes there was compared the pressure difference received numerically with the experimental data, and for the fifth calculation mode there was also compared with the experiment by speed distribution between rotor blades and in the area of diffuser. Data analysis has shown good correlation of calculation results in FlowVision with experimental results and numerical simulation in other software packages. The results obtained in FlowVision for solving the US FDA test suggest that FlowVision software package can be used for solving a wide range of hemodynamic problems.

Keywords: blood pump, FlowVision software package, geodynamics, validation calculations

Citation: *Computer Research and Modeling*, 2023, vol. 15, no. 4, pp. 1025–1038 (Russian).

1. Введение

FlowVision предназначен для проведения расчетов внешних и внутренних течений в областях сложной формы с учетом различных реологических моделей жидкости. Среди возможных приложений программного комплекса отметим расчет течений биологических жидкостей. При использовании комплекса для решения задач гемодинамики необходимо провести тщательную валидацию на известных задачах. Отметим в этой связи два теста Управления по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов (Food and Drug Administration, FDA) [Stewart et al., 2012; Centrifugal blood pump, 2023].

Численное моделирование первой тестовой задачи о течении жидкости в сопле в конечно-элементных и конечно-объемных программных комплексах рассматривалось в [Blood damage modeling, 2022; Chabannes et al., 2020; Калугина, Каширин, Лобанов, 2023; Malinauskas et al., 2017]. Решение задачи FDA о сопле с использованием программного комплекса FlowVision описано в [Калугина, Каширин, Лобанов, 2023]. Вторая задача представляет собой моделирование течения жидкости в насосе для перекачки крови [Malinauskas et al., 2017]. Результаты моделирования задачи представлены в [Vassilevski et al., 2020]. Тестовая задача с учетом ее масштабируемости была решена в программном комплексе Code Saturne [Marinova et al., 2016]. В [Huang et al., 2018] расчет течения жидкости проведен для двух рабочих режимов насоса в программе LS-DYNA. Для описания оценки повреждения клеток крови на основе моделей деформации в [Gesenhues, Pauli, Behr, 2016] также использовалась тестовая задача FDA.

Желудочковое вспомогательное устройство (Ventricular Assist Device, VAD) заменяет правый или левый желудочки и позволяет в автоматическом режиме поддерживать систему кровообращения человека [Nosé et al., 2000; Лави, Бопре, Морган, 2020; Englert, Davis, Krim, 2016]. Некоторые системы VAD перекачивают кровь подобно сердцу, другие — поддерживают непрерывный ток крови [Исмагилов, Вавилов, Нурғалиева, 2019]. Желудочковое вспомогательное устройство было одобрено Food and Drug Administration в 1994 году [Food and drug administration, 2022]. Ключевым компонентом системы VAD является насос для перекачки крови, который должен работать в широком диапазоне скоростей потока. Насос должен обеспечивать высокую гидравлическую производительность и минимизировать повреждение клеток крови в процессе работы, то есть предусматривать хорошую гематологическую совместимость [Behbahani et al., 2009]. Помимо этого, системы кровообращения не должны обладать слишком большими размерами для возможности их размещения внутри грудной клетки людей разных возрастов и комплекций.

Использование желудочкового вспомогательного устройства может сопровождаться серьезными рисками для здоровья пациентов, такими как желудочно-кишечные кровотечения, инфицирование привода [McLarty, 2015], гемолиз и тромбоз насоса [Жульков и др., 2020; Зорина и др., 2020; Maltais et al., 2017]. В связи с этим возникает потребность в многократном тестировании используемых VAD для обеспечения безопасности использования на пациентах.

В настоящее время для проектирования различных биомедицинских устройств, напрямую контактирующих с кровью, в большинстве случаев используют инструменты вычислительной гидродинамики (CFD). CFD-подходы позволяют получить представление о сложных закономерностях кровотока, определяющих гидравлические характеристики, обеспечить многочисленные параметрические исследования медицинских устройств, а также количественно прогнозировать гемолиз, снижая необходимость многократного проведения дорогостоящих лабораторных испытаний [Романов, Уваров, 2011].

В данной статье для решения тестовой задачи FDA о течении жидкости в насосе для перекачки крови использован программный комплекс FlowVision. Целью данной работы является сравнение результатов, полученных во FlowVision, с экспериментальными данными и данными, полученными в других программных комплексах.

2. Постановка задачи

В качестве эталонной модели FDA, зачастую рассматриваемой после сопла [Stewart et al., 2012], исследуется центробежный насос для перекачки крови [Centrifugal blood pump, 2023]. Экспериментальная модель насоса для гемолиза и тестов Particle Image Velocimetry (PIV) является частью замкнутого контура, по которому осуществляется циркуляция крови. Подача крови к насосу производится из резервуара для крови по трубкам. При помощи специализированных датчиков можно измерять скорость потока и угловую скорость насоса, давление на входе и на выходе насоса, а также температуру жидкости (рис. 1) [Malinauskas et al., 2017].

Насос для численного моделирования имеет (по сравнению с экспериментальной установкой) достаточно простую конструкцию, состоящую из корпуса с двумя трубками (входная (цилиндрической формы) и выходная (в виде диффузора)) и ротора с четырьмя лопастями, вращающегося против часовой стрелки (рис. 1). Жидкость течет к ротору через входную трубку, далее, проходя область с ротором, попадает в расширяющийся диффузор. Направление движения жидкости в насосе и вращения ротора показано черными стрелками (рис. 1, б).

Геометрические параметры упрощенной модели насоса находятся в открытом доступе и представлены в [Centrifugal blood pump, 2023].

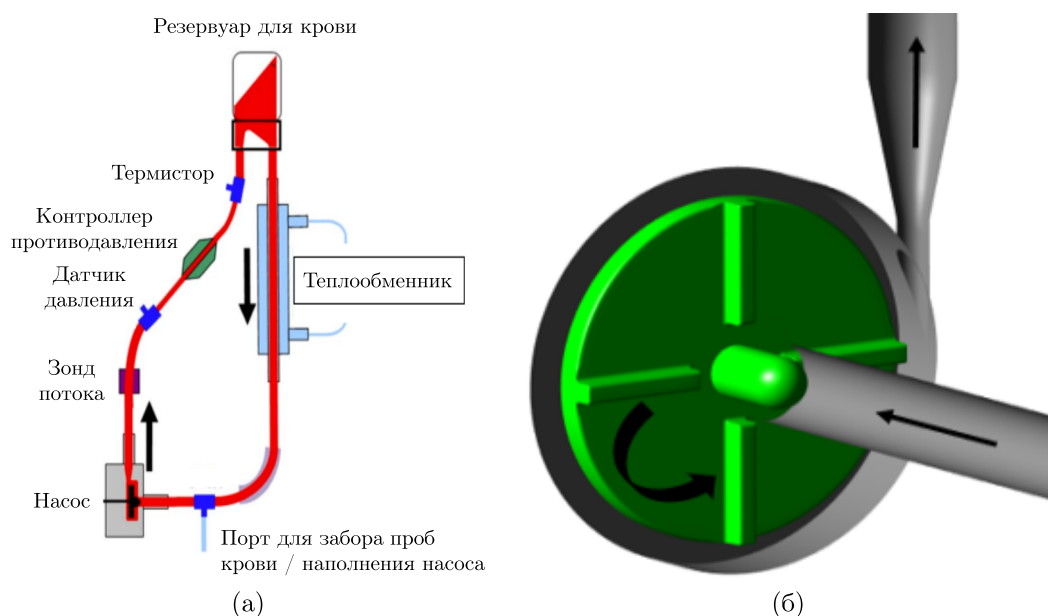


Рис. 1. Модель насоса для перекачки крови: а) схема экспериментальной установки [Malinauskas et al., 2017]; б) модельное представление

Перепады давления, скорости между лопатками ротора и в области диффузора, а также распределение скорости [Malinauskas et al., 2017] служат для сравнения результатов лабораторных исследований и численного моделирования с использованием различных программных комплексов.

В соответствии с экспериментальными данными, выбранными таким образом, чтобы изучить влияние скорости потока и скорости вращения ротора на гемолиз, при численном моделировании во FlowVision рассматривались шесть рабочих режимов насоса, охватывающих расход 2,5–7 л/мин при скорости вращения ротора 2500 и 3500 об/мин (таблица 1). Предварительные эксперименты показали, что за пределами шести выбранных рабочих условий гемолиз был минимальным (при скорости вращения ротора < 1800 об/мин) или потенциально мог быть вызван кавитацией (при расходе > 7 л/мин) [Malinauskas et al., 2017].

Таблица 1. Рабочие режимы насоса

Режим	Расход, л/мин	Угловая скорость, рад/мин
1	2,5	2500
2	2,5	3500
3	4,5	3500
4	6	2500
5	6	3500
6	7	3500

Численное моделирование течения жидкости в насосе для перекачки крови осуществлялось в программном комплексе FlowVision. Во FlowVision аппроксимация основных уравнений движения жидкости в форме Навье–Стокса основана на конечно-объемном подходе. Методология численного интегрирования уравнений, описывающих течение жидкости представлена в [FlowVision help, 2023]. Для создания расчетной сетки используется автоматический построитель, позволяющий выполнять сгущение и адаптацию сетки в необходимых областях.

При численном моделировании во FlowVision кровь упрощенно была определена как ньютоновская жидкость с плотностью 1050 кг/м³, вязкость взята из базы веществ FlowVision. В связи с тем, что при 5-м расчетном режиме насоса расположение струи в области выходного диффузора, полученное численно в большинстве других программных комплексов, отличается от экспериментального [Malinauskas et al., 2017], во FlowVision были проведены дополнительные расчеты данного режима с моделью турбулентности $k-\omega$ SST [Жлуктов, Аксёнов, 2015] и использованием реологической модели жидкости Каро [Doost et al., 2016; Abbasian et al., 2020]. В настоящее время для описания реологических свойств крови используют модель Куемады, зависящую от гематокрита [Abbasian et al., 2020; O’Callaghan, Walsh, McGloughlin, 2006]. Однако расчеты с применением моделей Каро и Куемады показывают, что различия в результатах незначительны [Krivovichev, 2021].

В соответствии с моделью Каро эффективная вязкость неньютоновской жидкости была представлена в виде

$$\mu = \mu_{\min} + (\mu_{\max} - \mu_{\min}) (1 + \lambda^2 S)^{(n-1)/2},$$

$$S = 2 \sum_{i,j} S_{ij} S_{ji},$$

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial V_i}{\partial x_j} + \frac{\partial V_j}{\partial x_i} \right),$$

где S — модуль обобщенного градиента скорости.

Числовые значения констант [Chahour et al., 2018]: $\mu_{\min} = 0,0032$ — минимальная вязкость [Па·с]; $\mu_{\max} = 0,0456$ — максимальная вязкость [Па·с]; $\lambda = 10,03$ — коэффициент релаксации [с]; $n = 0,344$ — эмпирическая постоянная.

Постановка граничных условий и их типы показаны на рис. 2.

На входной границе трубки задавалось значение нормальной массовой скорости, рассчитанное на основании экспериментально определенных расходов жидкости [Malinauskas et al., 2017], по формуле $\rho V = \frac{Q}{S}$, где Q — массовый расход, кг/с; S — площадь поверхности, через которую проходит жидкость, м². На выходе из расчетной области определено условие «Свободный выход» с нулевым давлением. На стенках насоса задано условие непротекания. В качестве модели турбулентности при проведении исследования сеточной сходимости использовалась модель $k-\varepsilon$, после выбора расчетной сетки также была рассмотрена модель $k-\omega$ SST [Жлуктов,

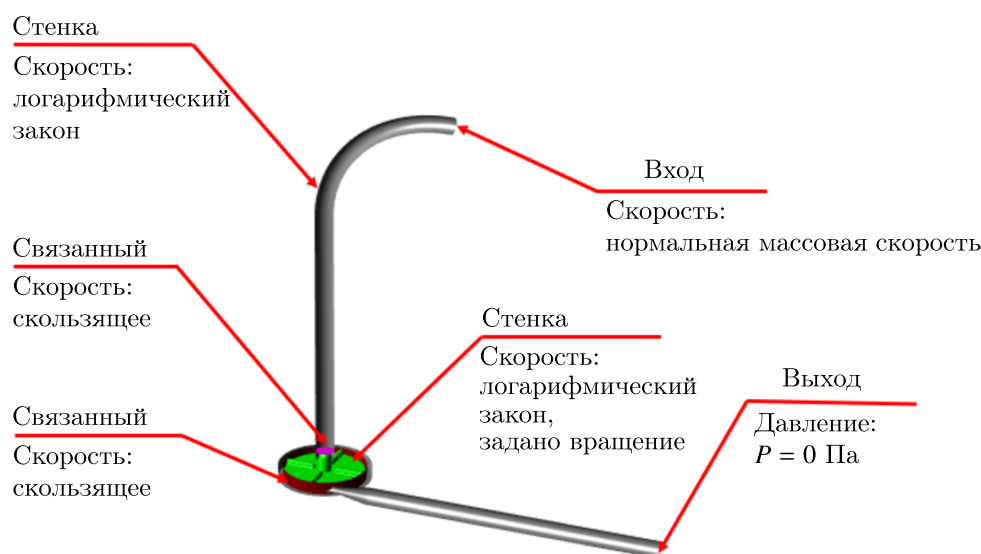


Рис. 2. Граничные условия

Аксёнов, 2015]. Данные модели турбулентности чаще всего применялись при решении задачи FDA и в других программных комплексах [Malinauskas et al., 2017].

В исследуемой задаче геометрия была разделена на неподвижную и вращающуюся подобласти. Во вращающейся с заданной угловой скоростью подобласти располагался ротор, остающийся в свою очередь неподвижным. Взаимосвязь между полученными подобластями осуществлялась с помощью скользящего условия связи. Одни участники исследования также использовали подход с неподвижным ротором [Huang et al., 2018; Huang et al., 2020], другие — с вращением рабочего колеса относительно корпуса насоса [Marinova et al., 2016; Nassau, Wray, Agarwal, 2016].

В качестве начальной расчетной сетки на основе hex-элементов была задана равномерная сетка. В результате исследования сходимости по сетке была выбрана сетка с адаптацией второго уровня на поверхностях ротора, входной и выходной трубок. Общее количество расчетных ячеек составило порядка 6 млн. Среднее значение количества расчетных ячеек в других программных комплексах составило порядка 11 млн [Malinauskas et al., 2017]. Средняя величина безразмерного параметра на роторе и корпусе ротора: $Y^+ < 5$. Для ускорения серийных расчетов всех режимов численное моделирование проводилось на суперкомпьютере «Ломоносов-2» [Voevodin et al., 2019]. Расчеты запускались на шести узлах, было использовано 168 физических ядер кластера «Ломоносов-2».

3. Результаты моделирования

В результате численного моделирования были получены значения перепада давления между входом и выходом насоса для каждого расчетного случая (рис. 3), скорости между лопатками ротора (рис. 4) и в области диффузора (рис. 5), а также проведена визуализация распределения скорости для всех расчетных режимов (рис. 6).

Полученные во FlowVision перепады давления для шести расчетных режимов имеют хорошее согласование с экспериментальными данными [Malinauskas et al., 2017].

На рис. 4, а показано изменение скорости между двух лопаток в зависимости от радиуса ротора, полученное в результате расчета во FlowVision при различных режимах. Наименьшие значения скорости получены для расчетных режимов со скоростью вращения ротора 2500 об/мин. При скорости вращения ротора 3500 об/мин до расстояния $r \sim 0,018$ м значения

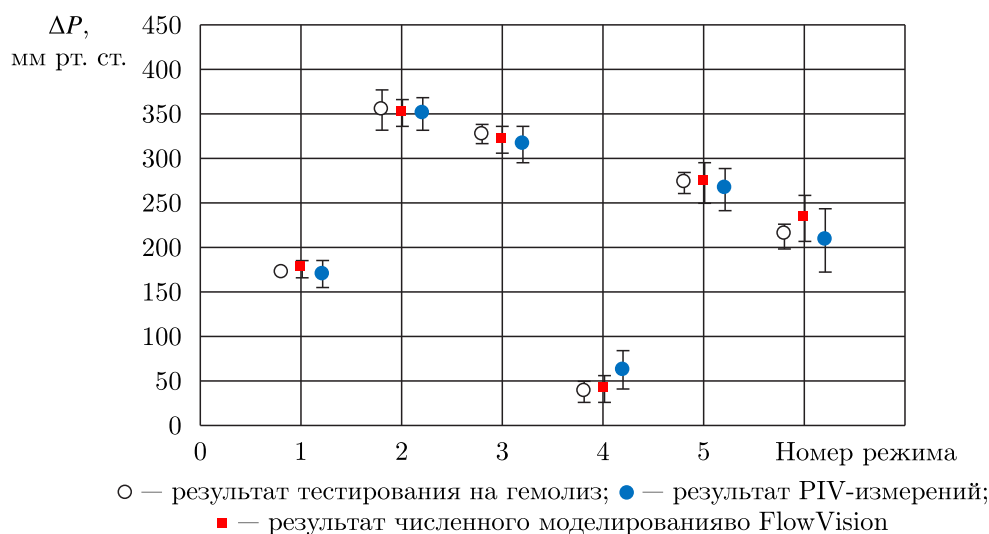


Рис. 3. Перепад давления для шести расчетных режимов [Malinauskas et al., 2017]

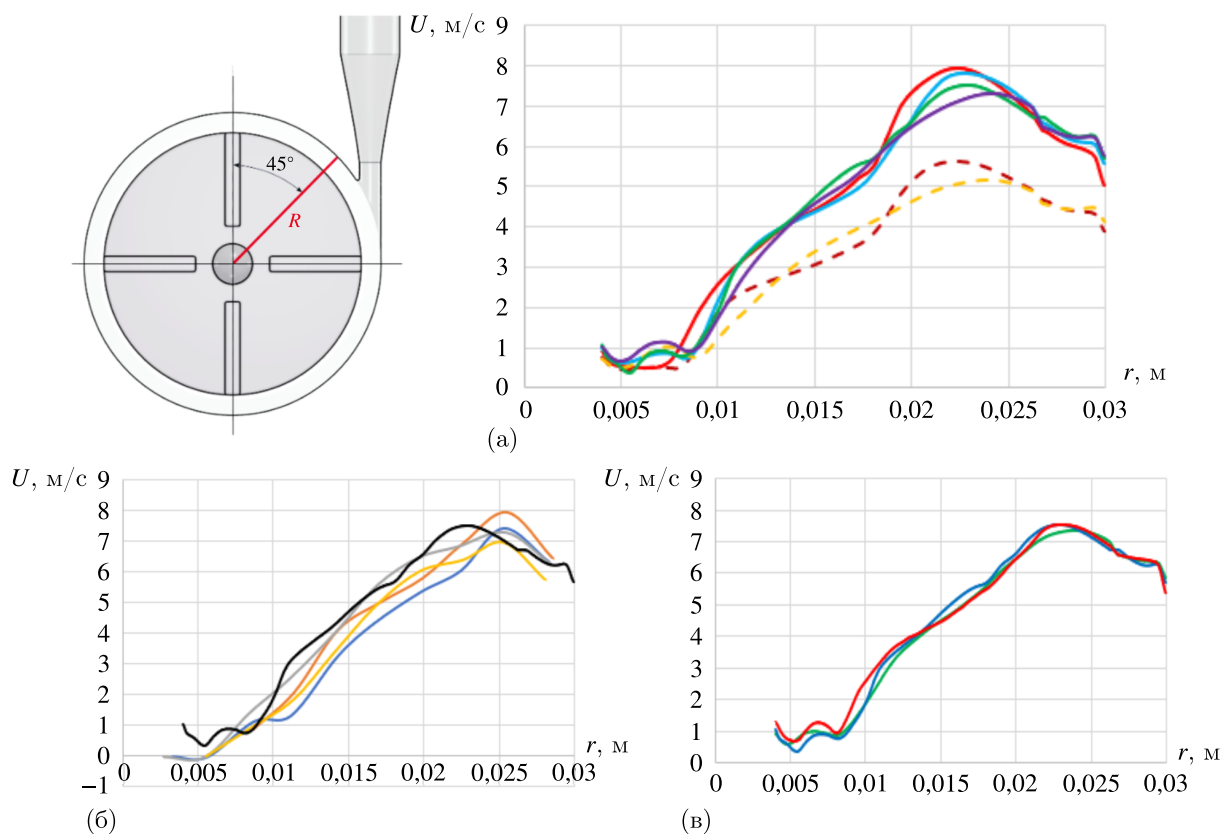


Рис. 4. Скорость между двух лопаток: а) все расчетные случаи (--- 1, — 2, — 3, --- 4, — 5, — 6); б) 5-й расчетный случай (— результат численного моделирования во FlowVision; результат PIV-измерений из четырех лабораторий: — первая, — вторая, — третья, — четвертая); в) 5-й расчетный случай: — ньютоновская жидкость ($k-\epsilon$), — ньютоновская жидкость ($k-\omega$ SST), — модель Каро

скорости практически не зависят от задаваемого расхода, при $0,018 < r < 0,026$ м скорость максимальна при расходе 2,5 л/мин и уменьшается при увеличении расхода. На рис. 4, б представле-

но сравнение скорости, полученной в расчетах, с экспериментальными значениями из четырех лабораторий для 5-го режима [Malinauskas et al., 2017]. Стоит отметить, что разница в экспериментальных значениях скорости составила порядка 5–20 %, т. е. расхождение результатов из различных лабораторий является большим [Malinauskas et al., 2017]. Полученное во FlowVision значение скорости хорошо согласуется с экспериментальными данными. Поскольку именно в 5-м расчетном случае возникают наибольшие расхождения между результатами численного моделирования, представленными участниками, использующими различные программные комплексы, и лабораторными данными, во FlowVision дополнительно были проведены расчеты с моделью турбулентности $k-\omega$ SST и с использованием реологической модели жидкости Каро (рис. 4, 5, в). Задание другой модели турбулентности и неньютоновской жидкости практически не повлияло на скорость между двух лопаток ротора (рис. 4, в).

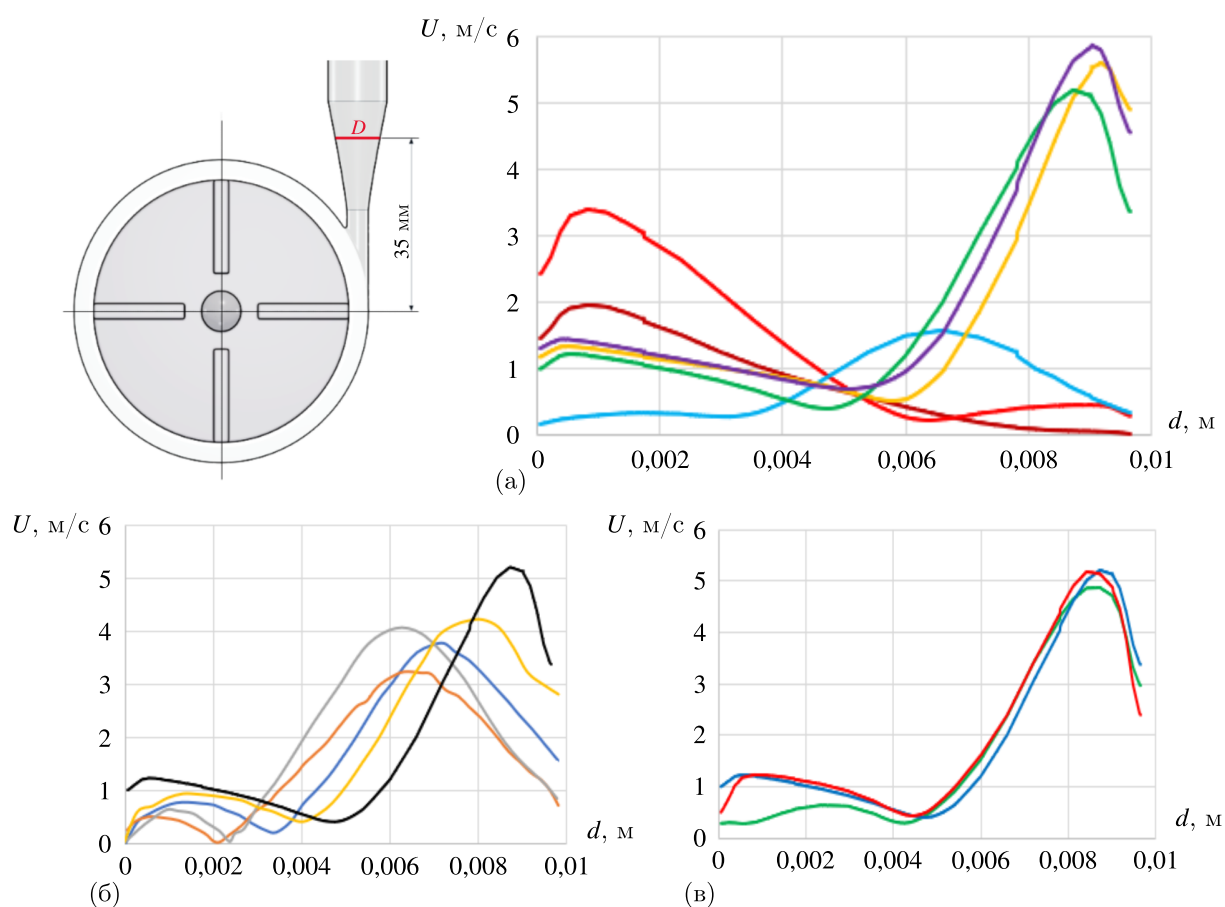


Рис. 5. Скорость вдоль диаметра диффузора: а) все расчетные случаи (— 1, — 2, — 3, — 4, — 5, — 6; б) 5-й расчетный случай (— результат численного моделирования во FlowVision; результат PIV-измерений из четырех лабораторий: — первая, — вторая, — третья, — четвертая); в) 5-й расчетный случай: — ньютоновская жидкость ($k-\varepsilon$), — ньютоновская жидкость ($k-\omega$ SST), — модель Каро

Компонента скорости вдоль диаметра диффузора при различных расчетных режимах представлена на рис. 5, а. В случае наибольших расходов $Q = 6$ и 7 л/мин максимальная скорость соответствует $0,008 < d < 0,01$ м, то есть струя жидкости, попадающая в область диффузора, прилегает к внешней стенке. При минимальном расходе $Q = 2,5$ л/мин струя, наоборот, прилегает к внутренней стенке диффузора, возле которой наблюдается максимум скорости. На рис. 5, б показано сравнение скорости, полученной путем численного моделирования, с эксперименталь-

ными значениями из четырех лабораторий для 5-го расчетного случая [Malinauskas et al., 2017]. Значение скорости, полученное во FlowVision, оказалось завышено, максимум в большей степени смещен к внешней стенке диффузора, чем в эксперименте. В результате расчета с использованием реологической модели жидкости Каро получено небольшое смещение струи в сторону к внутренней стенке диффузора, что в большей степени соответствует эксперименту (рис. 5, в). Задание модели турбулентности $k-\omega$ SST привело к существенному снижению скорости в области внутренней стенки диффузора и к ее незначительному уменьшению возле внешней стенки диффузора (рис. 5, в). В большинстве других программных комплексов также наблюдаются некоторые расхождения с результатами лабораторных исследований [Malinauskas et al., 2017].

На рис. 6 представлены поля скоростей в области ротора и диффузора в сечениях, соответствующих экспериментальному исследованию [Malinauskas et al., 2017]. При 5-м режиме насоса выходная струя в области выходного диффузора полностью наклонена к внешней стенке (внешняя стенка обозначена красной линией; рис. 6, д). Во всех наборах экспериментальных данных [Malinauskas et al., 2017] струя была лишь частично наклонена к внешней стенке. При этом в [Malinauskas et al., 2017] отмечено, что смещение потока к внешней стенке диффузора хорошо соответствует экспериментальным данным PIV.

Полученное расхождение может быть связано с тем, что использовалась модель идеальной жидкости. Поскольку кровь представляет собой суспензию таких форменных элементов, как эритроциты, лейкоциты и т. д., в плазме, т. е. является неньютоновской жидкостью, учет дополнительных нелинейностей в эффективной вязкости способен изменить результат расчетов. Использование модели Каро позволило получить смещение струи от внешней стенки диффузора, что в большей степени соответствует результатам лабораторного исследования. Задание модели турбулентности $k-\omega$ SST практически не влияет на внешний вид струи. При значении расхода выше 4,5 л/мин для расчетных режимов 4, 5 и 6 выходная струя наклонялась к внешней стенке для обеих скоростей насоса (2500 и 3500 об/мин; рис. 6, з-е). Однако для режимов 1 и 2 при $Q = 2,5$ л/мин струя жидкости была скошена в сторону внутренней стенки выходного диффузора (рис. 6, а, б).

Стоит отметить, что результаты численного моделирования 5-го расчетного случая, полученные участниками исследования в других программных комплексах, имеют достаточно большой разброс значений скорости между лопатками ротора и в области диффузора. Наибольшее отличие от результатов лабораторных исследований наблюдается в области диффузора, где численно в одних программах получено достаточно сильное смещение струйки жидкости к внешней стенке диффузора, в других — к внутренней. Распределение скорости, полученное во FlowVision, соответствует большому числу результатов численного моделирования в других программных комплексах и хорошо согласуется с экспериментальными данными PIV [Malinauskas et al., 2017].

4. Заключение

В работе представлено решение тестовой задачи FDA о течении жидкости в насосе для перекачки крови в программном комплексе FlowVision. Численное моделирование было проведено для шести расчетных режимов, соответствующих различным расходам и скоростям вращения ротора.

В результате расчетов были получены значения перепада давления между входом и выходом насоса, скорости между лопатками ротора и в области диффузора, а также проведена визуализация распределения скорости для всех расчетных режимов. Сравнение перепада давления, полученного численно во FlowVision, с данными лабораторных исследований показало хорошее согласование результатов для большинства режимов. Распределение скорости между

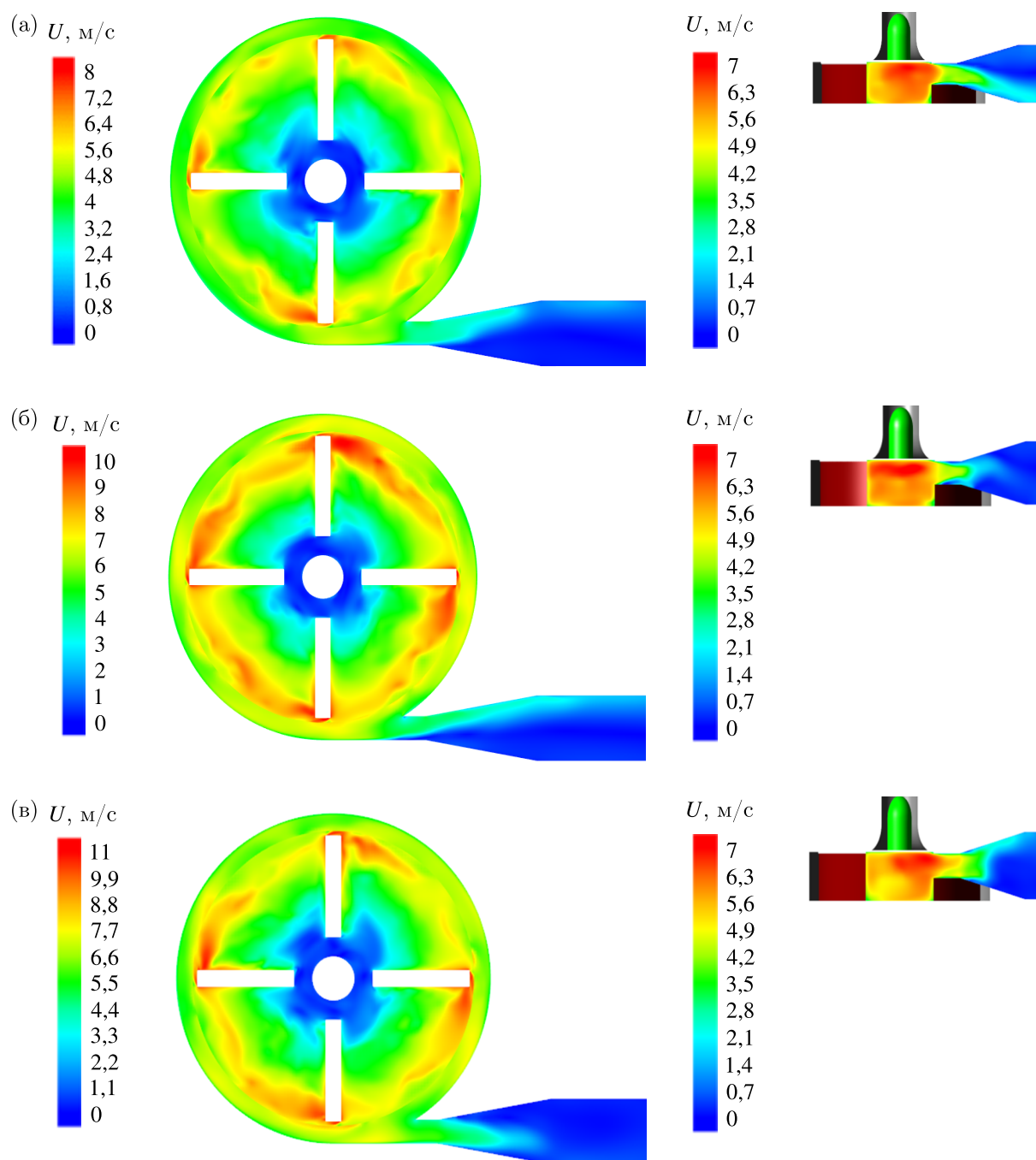


Рис. 6. Поле скоростей в области ротора и диффузора при различных расчетных режимах: а) режим 1; б) режим 2; в) режим 3; г) режим 4; д) режим 5; е) режим 6

лопаток ротора соответствует экспериментальным данным. Особое внимание уделялось пятому расчетному случаю, поскольку для него другими исследователями было получено наибольшее расхождение результатов с лабораторными данными. Для данного расчетного режима нами проводились дополнительные расчеты с моделью турбулентности $k-\omega$ SST и использованием реологической модели жидкости Каро. Применение другой модели турбулентности привело к незначительным изменениям результатов. Однако в качестве дальнейшего направления исследований можно рассмотреть такие модели турбулентности, как модернизированная стандартная

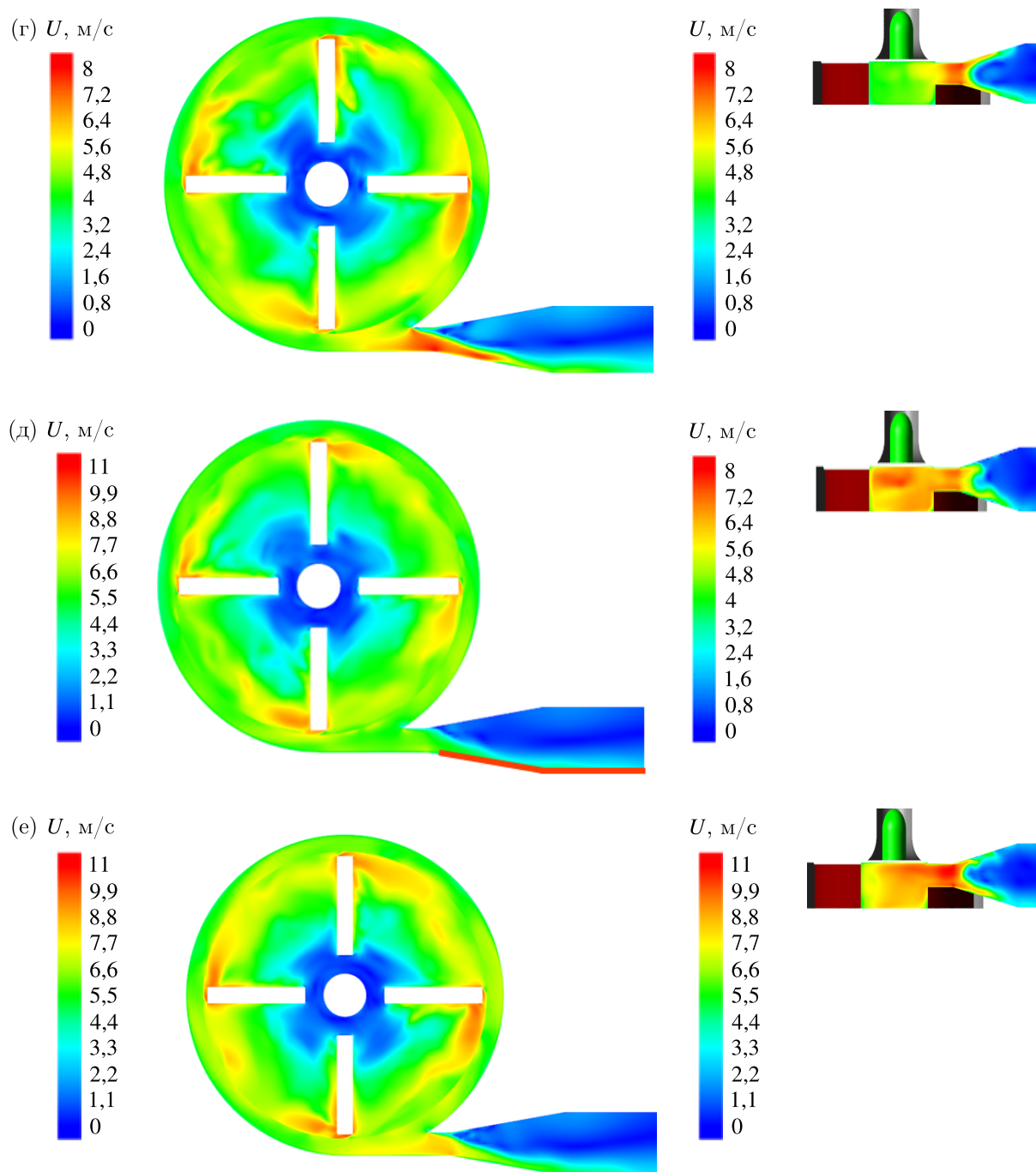


Рис. 6. Поле скоростей в области ротора и диффузора при различных расчетных режимах: а) режим 1; б) режим 2; в) режим 3; г) режим 4; д) режим 5; е) режим 6 (окончание)

модель $k-\varepsilon$ (KEFV), модель Abe, Kondoh, Nagano (KEAKN), нелинейная модель $k-\varepsilon$ (KENL), модель Спаларта – Аллмараса (SA). Использование модели Каро позволило получить смещение струи от внешней стенки диффузора, что в большей степени соответствует результатам лабораторного исследования. Поскольку в данной работе рассматривалась только одна реологическая модель жидкости, позволившая приблизить результаты к экспериментальным, дальнейшее исследование можно проводить в двух направлениях. Первое направление: необходимо исследовать

различные параметры, входящие в уравнение для эффективной вязкости. Второе направление: проводить расчеты с такими моделями, как модели Берда – Каро, Каро – Ясуда, Куемады – Кросса, Гершеля – Балкли и т. д.

Решение тестовой задачи FDA показало, что программный комплекс FlowVision позволяет получать данные, имеющие хорошее согласование с экспериментальными значениями. Стоит отметить, что результаты из FlowVision соответствуют большему числу результатов численного моделирования в других программных комплексах. Хорошее совпадение тестовых результатов расчетов с гемодинамическими экспериментами в искусственной системе позволяет оценить использование программного комплекса FlowVision для проведения более сложных расчетов в области гемодинамики.

Список литературы (References)

- Жлуктов С. В., Аксёнов А. А. Пристеночные функции для высокорейнольдсовых расчетов в программном комплексе FlowVision // Компьютерные исследования и моделирование. — 2015. — Т. 7, № 6. — С. 1221–1239.
- Zhukov S. V., Aksenov A. A. Pristenochnye funkczii dlya vysokorejnoldsovykh raschetov v programmnom komplekse FlowVision [Wall functions for high-Reynolds calculations in FlowVision software] // Computer Research and Modeling. — 2015. — Vol. 7, No. 6. — P. 1221–1239 (in Russian).
- Жульков М. О., Сирота Д. А., Фомичев А. В., Гренадеров А. С., Чернявский А. М. Проблема биосовместимости и тромбогенности устройств вспомогательного кровообращения // Вестник трансплантологии и искусственных органов. — 2020. — Т. 22, № 4. — С. 83–88.
- Zhulkov M. O., Sirota D. A., Fomichev A. V., Grenaderov A. S., Chernyavsky A. M. Problema biosovmestimosti i trombogennosti ustrojstv vspomogatel'nogo krovoobrashheniya [The problem of biocompatibility and thrombogenicity in mechanical circulatory assist devices] // Vestnik transplantologii i iskusstvenny'kh organov [Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs]. — 2020. — Vol. 22, No. 4. — P. 83–88 (in Russian).
- Зорина А., Янушаускас В., Гайжаускас Э., Гайжаускиене К., Урбонас К., Самалавичус Р. С., Ручинскас К. Клинический случай раннего ишемического инсульта после установки вспомогательного левожелудочкового устройства (LVAD), успешно пролеченного с помощью механической экстракции тромба // Клиническая и экспериментальная хирургия. — 2020. — Т. 8, № 3. — С. 119–122 (на англ. языке).
- Zorinas A., Janusauskas V., Gaižauskas E., Gaižauskienė K., Urbonas K., Samalavičius R. S., Ručinskas K. A case of early ischemic stroke after LVAD implantation successfully treated with mechanical thrombus extraction // Clinical and Experimental Surgery. — 2020. — Vol. 8, No. 3. — P. 119–122.
- Исмагилов Ф. Р., Вавилов В. Е., Нурғалиева Р. А. Перспективы развития аппаратов вспомогательного кровообращения (обзор) // Научное приборостроение. — 2019. — Т. 29, № 4. — С. 19–27.
- Ismagilov F. R., Vavilov V. E., Nurgalieva R. A. Perspektivy razvitiya apparatov vspomogatel'nogo krovoobrashcheniya (obzor) [Prospects of development of assisted circulatory apparatuses (review)] // Scientific Instrumentation. — 2019. — Vol. 29, No. 4. — P. 19–27 (in Russian).
- Калугина М. Д., Каширин В. С., Лобанов А. И. Валидационные расчеты задач гемодинамики с использованием программного комплекса FlowVision в режиме распараллеливания // Вычислительные методы и программирование. — 2023. — Т. 24, № 2. — С. 132–141.
- Kalugina M. D., Kashirin V. S., Lobanov A. I. Validacziionnye raschety zadach gemodinamiki s ispolzovaniem programmnogo kompleksa FlowVision v rezhime rasparallelivaniya [Validation calculations of hemodynamic problems using the FlowVision software package in parallel mode] // Numerical Methods and Programming. — 2023. — Vol. 24, No. 2. — P. 132–141 (in Russian).
- Лави Дж., Боупре Р. А., Морган А. Дж. Левожелудочковые вспомогательные устройства: клиническое применение и результаты // Клиническая и экспериментальная хирургия. Журнал имени академика Б. В. Петровского. — 2020. — Т. 8, № 3. — С. 123–128 (на англ. языке).
- Lavee J., Beaupre R. A., Morgan A. J. Left ventricular devices (LVADs): clinical applications and outcomes // Klinicheskaya i eksperimental'naya hirurgiya. Zhurnal imeni akademika B. V. Petrovskogo. — 2020. — Vol. 8, No. 3. — P. 123–128.
- Романов О. В., Уваров С. П. CFD-моделирование течения крови в имплантируемом насосе системы вспомогательного кровообращения // Биотехносфера. — 2011. — Т. 4, № 16. — С. 28–30.
- Romanov O. V., Uvarov S. P. CFD-modelirovanie techeniya krovi v implantiruемом nasose sistemy vspomogatel'nogo krovoobrashcheniya [CFD modeling of blood flow in the implantable pump of assisted circulatory system] // Biotechnosphere. — 2011. — Vol. 4, No. 16. — P. 28–30 (in Russian).

- Abbasian M., Shams M., Valizadeh Z., Moshfegh A., Javadzadegan A., Cheng S.* Effects of different non-Newtonian models on unsteady blood flow hemodynamics in patient-specific arterial models with in-vivo validation // *Comput. Methods Programs Biomed.* — 2020. — Vol. 186, No. 9. — P. 105185.
- Behbahani M., Behr M., Hormes M., Steinseifer U., Arora D., Coronado O., Pasquali M.* A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps // *European Journal of Applied Mathematics.* — 2009. — Vol. 20, No. 4. — P. 363–397.
- Blood damage modeling of FDA benchmark nozzle. — [Electronic resource]. — Available at: <https://www.comsol.ru/paper/blood-damage-modeling-of-fda-benchmark-nozzle-93171> (accessed: 21.04.2022).
- Centrifugal blood pump. — [Electronic resource]. — Available at: https://ncihub.cancer.gov/wiki/FDA_CFD/ComputationalRoundRobin2Pump (accessed: 12.01.2023).
- Chabannes V., Prud'Homme C., Szopos M., Tarabay R.* High order finite element simulations for fluid dynamics validated by experimental data from the FDA benchmark nozzle model // *5th International Conference on Computational and Mathematical Biomedical Engineering, CMBE 2017.* — April 2017. — P. 1150–1153.
- Chahour K., Aboulaich R., Habbal A., Abdelkhirane Ch., Zemzemi N.* Numerical simulation of the fractional flow reserve (FFR) // *Math. Model. Nat. Phenom.* — 2018. — P. 1–14.
- Doost S. N., Zhong L., Su B., Morsi Y. S.* The numerical analysis of non-Newtonian blood flow in human patient-specific left ventricle // *Comput. Programs Biomed.* — 2016. — Vol. 127. — P. 232–247.
- Englert J. A. 3rd, Davis J. A., Krim S. R.* Mechanical circulatory support for the failing heart: continuous-flow left ventricular assist devices // *Ochsner J.* — 2016. — Vol. 16, No. 3. — P. 263–269.
- Food and drug administration. — [Electronic resource]. — Available at: <https://www.fda.gov/> (accessed: 15.12.2022).
- FlowVision help. — [Electronic resource]. — Available at: https://flowvision.ru/webhelp/fvru_31302/index.html?numerical_methods.htm (accessed: 17.05.2023).
- Gesehues L., Pauli L., Behr M.* Strain-based blood damage estimation for computational design of ventricular assist devices // *The International journal of artificial organs.* — 2016. — Vol. 39, No. 4. — P. 166–170.
- Huang Ch.-J., Çaldichoury I., Del Pin F., Paz R.* CFD validations with FDA benchmarks of medical devices flows // *15th International LS-DYNA Users Conference.* — June 2018. — P. 1–9.
- Huang Ch.-J., Del Pin F., Çaldichoury I., Paz R.* On the performance and accuracy of enhanced particle finite element method (PFEM-2) in the solution of biomedical benchmarks // *16th International LS-DYNA Users Conference.* — June 2020. — P. 1–17.
- Krivovichev G. V.* Comparison of non-Newtonian models of one-dimensional hemodynamics // *Mathematics.* — 2021. — Vol. 9. — P. 2459. — <https://doi.org/10.3390/math9192459>
- Malinauskas A. et al.* FDA benchmark medical device flow models for CFD validation // *ASAIO Journal.* — 2017. — P. 150–160.
- Maltais S., Kilic A., Nathan S., Keebler M., Emani S., Ransom J., Entwistle J. W. III* Prevention of HeartMate II pump thrombosis through clinical management: the prevent multi-center study // *The Journal of Heart and Lung Transplantation.* — 2017. — Vol. 36, No. 1. — P. 1–12.
- Marinova V., Kerroumi I., Lintermann A., Gobbert J. H., Moulinec C., Riblé S., Fournier Y., Behbahani M.* Numerical analysis of the FDA centrifugal blood pump // *Forschungszentrum Julich GmbH, John von Neumann Institute for Computing (NIC), NIC Series.* — 2016. — Vol. 48. — P. 355–364.
- McLarty A.* Mechanical circulatory support and the role of LVADs in heart failure therapy // *Clinical Medicine Insights. Cardiology.* — 2015. — Vol. 9, No. 52. — P. 1–5.

- Nassau C.J., Wray T.J., Agarwal R.K.* Computational fluid dynamic analysis of a blood pump: An FDA critical path initiative // Proceedings of the ASME 2016 Fluids Engineering Division Summer Meeting FEDSM. — July 2016. — P. 1–6.
- Nosé Y., Yoshikawa M., Murabayashi S., Takano T.* Development of rotary blood pump technology // Past, present, and future. Artificial Organs. — 2000. — Vol. 24, No. 6. — P. 412–420.
- O’Callaghan S., Walsh M., McGloughlin T.* Numerical modelling of Newtonian and non-Newtonian representation of blood in a distal end-to-side vascular bypass graft anastomosis // Med. Eng. Phys. — 2006. — Vol. 28. — P. 70–74.
- Stewart S.F.C. et al.* Assessment of CFD performance in simulations of an idealized medical device: results of FDA’s first computational interlaboratory study // Cardiovascular Engineering and Technology. — 2012. — Vol. 3, No. 2. — P. 139–160.
- Quemada D.* Rheology of concentrated disperse systems II. A model for non-newtonian shear viscosity in steady flows // Rheol Acta. — 1978. — Vol. 17. — P. 632–642.
- Vassilevski Yu., Olshanskii M., Simakov S., Kolobov A., Danilov A.* Personalized computational hemodynamics // Models, Methods, and Applications for Vascular Surgery and Antitumor Therapy. — Academic Press, 2020. — P. 280.
- Voevodin V., Antonov A., Nikitenko D., Shvets P., Sobolev S., Sidorov I., Stefanov K., Voevodin V., Zhumatiy S.* Supercomputer Lomonosov-2: large scale, deep monitoring and fine analytics for the user community // Supercomputing Frontiers and Innovations. — 2019. — Vol. 6, No. 2. — P. 4–11. — DOI: 10.14529/jsfi190201