

Валидационные расчеты задач гемодинамики с использованием программного комплекса FlowVision в режиме распараллеливания

М. Д. Калугина

ООО “ТЕСИС”, Москва, Российская Федерация
ORCID: 0000-0002-0985-6409, e-mail: mkalugina@flowvision.ru

В. С. Каширин

ООО “ТЕСИС”, Москва, Российская Федерация
ORCID: 0000-0002-0296-9902, e-mail: kashirin@flowvision.ru

А. И. Лобанов

ООО “ТЕСИС”, Москва, Российская Федерация
Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет),
Долгопрудный, Российская Федерация
ORCID: 0000-0003-0391-3289, e-mail: lobanov.ai@phystech.edu

Аннотация: Проведены расчеты тестовой задачи, связанной с моделированием течения в идеализированном медицинском устройстве, в программном комплексе FlowVision. Расчеты проводились для ламинарного, турбулентного и переходного режимов течения. Исследована масштабируемость задачи. На основе решения тестовой задачи сделан вывод о возможности применения программного комплекса FlowVision к решению проблем гемодинамики.

Ключевые слова: параллельные вычисления, программный комплекс FlowVision, гемодинамика, валидационные расчеты.

Для цитирования: 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. 24, № 2. 132–141. doi 10.26089/NumMet.v24r210.

Validation calculations of hemodynamic problems using the FlowVision software package in parallel mode

Maria D. Kalugina

ООО “ТЭСИС”, Moscow, Russia
ORCID: 0000-0002-0985-6409, e-mail: mkalugina@flowvision.ru

Vladimir S. Kashirin

ООО “ТЭСИС”, Moscow, Russia
ORCID: 0000-0002-0296-9902, e-mail: kashirin@flowvision.ru

Alexey I. Lobanov

ООО “ТЭСИС”, Moscow, Russia
Moscow Institute of Physics and Technology (National Research University), Dolgoprudny, Russia
ORCID: 0000-0003-0391-3289, e-mail: lobanov.ai@phystech.edu

Abstract: The calculations of the test problem associated with the simulation of the flow in an idealized medical device were carried out in the FlowVision software package. The calculations were



carried out for laminar, turbulent and transitional flow regimes. The scalability of the problem is studied. Based on the solution of the test problem, a conclusion was made about the possibility of using the FlowVision software package to solve hemodynamic problems.

Keywords: parallel computing, FlowVision software package, hemodynamics, validation calculations.

For citation: M. D. Kalugina, V. S. Kashirin, and A. I. Lobanov, “Validation calculations of hemodynamic problems using the FlowVision software package in parallel mode,” Numerical Methods and Programming. 24 (2), 132–141 (2023). doi 10.26089/NumMet.v24r210.

1. Введение. Задачи вычислительной гемодинамики приобрели особое значение в связи с возможностью перейти к созданию пациент-ориентированных (персонализированных) математических моделей кровообращения [1] и создания искусственных органов [2]. Современные математические модели гемодинамики представляют собой комбинацию математических моделей движения жидкости в сложном сосудистом дереве [1] и крупных сосудах сложной формы. Отметим, что оба класса задач требуют значительных вычислительных ресурсов и практически не могут быть реализованы без применения современных вычислительных технологий и использования мощных многопроцессорных вычислительных систем.

Возникают дополнительные требования к программному обеспечению для математического моделирования сложных задач гемодинамики. Так как системы уравнений существенно нелинейны (даже в случае использования системы Навье–Стокса для моделирования кровотока учет реалистичной реологии крови приводит к появлению дополнительных нелинейностей), то получение точных решений для задач такого класса для областей сложной геометрии практически невозможно. Точные решения с учетом реологических уравнений могут быть получены только для упрощенных одномерных постановок [3].

Усложнение задач вычислительной гемодинамики выдвигает новые требования к программным комплексам и производительности вычислительной техники. Эти требования существенны и для исследовательских проектов, и для задач проектирования новых устройств или препаратов. Для оценки точности и производительности программного обеспечения в настоящее время используются две задачи, предложенные американской Food and Drug Administration (FDA) [4, 5]. Это задачи о сопле (nozzle) и насосе для перекачки крови. Для решения практических задач гемодинамики, как правило, применяются те комплексы, которые показывают хорошие результаты на задачах FDA, что подтверждается соответствующими публикациями.

Задача о сопле широко используется для тестирования (бенчмаркинга) как коммерческого программного обеспечения, так и исследовательских программных комплексов. В литературе чаще встречаются результаты тестирования программных комплексов, основанных на методе конечных элементов (МКЭ). В [6] приведены результаты исследования задачи о сопле на основе использования комплекса мультифизического моделирования COMSOL.

Примерами программ для моделирования гидродинамики свободного доступа, основанных на МКЭ, могут служить программы из библиотеки Feel++ [7], результаты расчетов задачи на его основе приведены в [8].

Некоторые системы математического моделирования задач гидродинамики, используемые для гемодинамических расчетов, специально разработаны для реализации на многопроцессорных вычислительных комплексах. Оценки решения задачи FDA с использованием солвера NEK 5000, основанного на методе спектральных элементов (вариант МКЭ с базисом из кусочно-полиномиальных функций высокой степени), приведены в [9]. Выполнены оценки применимости параллельного комплекса LS-DYNA для данных задач [10]. Отметим, что программный комплекс LS-DYNA в настоящее время является частью популярной системы моделирования ANSYS. Использование программы ANSYS-FLUENT для решения задачи о сопле описано в [11].

В данной статье для решения тестовой задачи FDA использован программный комплекс FlowVision.

2. Характеристики программного комплекса FlowVision. Программный комплекс вычислительной аэро- и гидродинамики FlowVision [12] предназначен для проведения математического моделирования различных физических процессов. Аппроксимация основных уравнений движения жидкости в форме Навье–Стокса в программном комплексе основана на конечно-объемном подходе. Метод конечных

объемов (МКО) предполагает интегрирование уравнений движения жидкости и переноса скалярных величин по объемам ячеек расчетной сетки. При интегрировании решаемых уравнений в ячейке производится суммирование потоков массы, импульса, энергии и турбулентных величин, вычисленных на гранях ячеек. Поскольку каждая грань разделяет две соседние ячейки, соответствующий поток входит в дискретные уравнения для обеих ячеек с разными знаками. Этим обеспечивается консервативность массы, импульса, энергии и других искомым величин в расчетной области. Для МКО поток для каждой ячейки гарантированно сбалансирован, что объясняет привлекательность метода. Это также приводит к естественным и прямым способам стабилизации дискретизации для потока, в котором преобладает конвекция, путем изменения потоков на межэлементных границах. Стабилизация в данном случае означает удаление нефизических колебаний, которые являются артефактами дискретизации. В отличие от МКО, используемый в других программных комплексах МКЭ гарантированно обеспечивает сбалансированность только чистого потока через границы области. Другой недостаток МКЭ состоит в отсутствии управления локальными потоками, а это означает, что стабилизация дискретизации для потока с преобладанием конвекции является сложной задачей. Проблемы с локальным сохранением и стабилизацией могут быть решены изменением тестовых функций, что может существенно сказаться на вычислительной мощности.

Расчетная сетка во FlowVision является декартовой, ячейки сетки представляют собой гексаэдры. Во FlowVision имеется автоматический построитель неструктурированной сетки с возможностью ее локальной адаптации до указанного уровня на любой поверхности и в любом объеме расчетной области. Для моделирования характеристик пограничного слоя на стенке в функционал программного комплекса заложены пристеночные функции, позволяющие пользователю без подробного разрешения пространства расчетной сеткой получать достаточно точные результаты [13]. Для учета турбулентности течения во FlowVision реализовано 7 моделей турбулентности, которые можно использовать в низко- и высокорейнольдсовых расчетах [14]. Также в программном комплексе реализован двухуровневый параллелизм, позволяющий эффективно проводить расчеты на компьютерах, имеющих распределенную и общую память одновременно.

3. Постановка задачи FDA. В тестовых задачах FDA рассматривается небольшое эталонное сопло, напоминающее упрощенные идеализированные медицинские устройства для переноса крови. Насадка обладает аналогичными характеристиками с наборами для гемодиализа, катетерами, иглами для подкожных инъекций, шприцами и т.д. Экспериментальные данные были получены в определенных сечениях сопла (рис. 1).

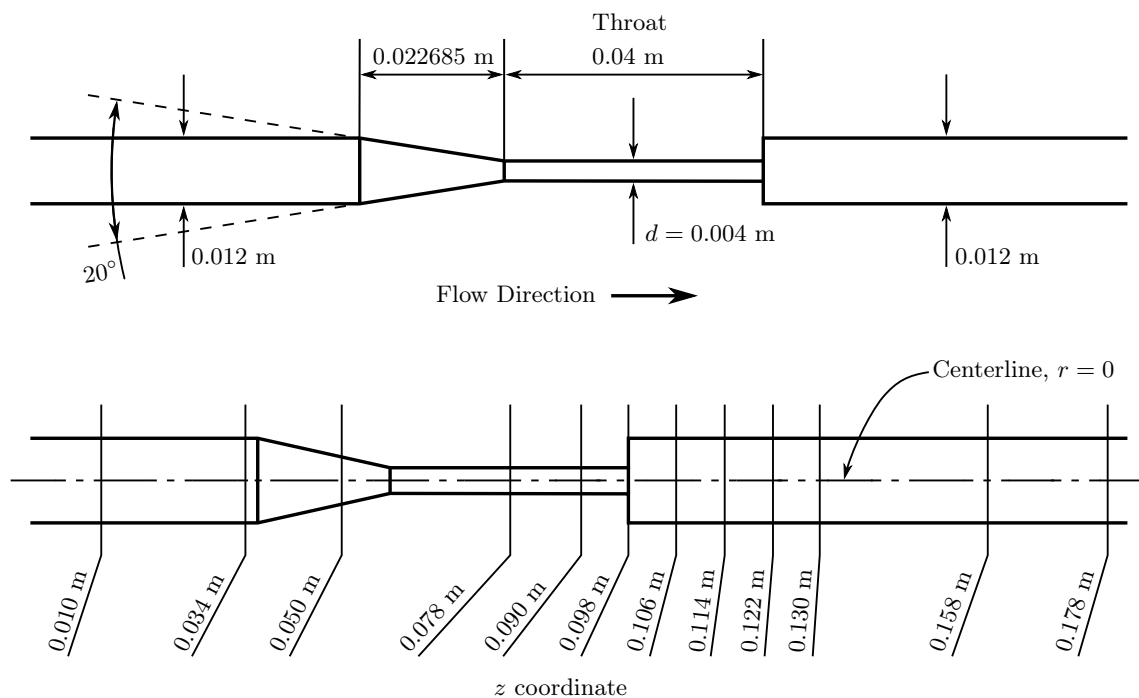


Рис. 1. Геометрические параметры сопла и сечения, в которых определялись параметры течения [5]
 Fig. 1. Geometrical parameters of the nozzle and section in which the flow parameters were determined [5]



3.1. Модель сопла. Модель осесимметричного сопла имеет узкую горловину длиной 0,04 м с соединительным конусом на одном конце горловины и ступенчатым изменением диаметра на другом конце (рис. 1).

Предложенная FDA геометрия разработана с учетом ускоряющего и замедляющего потоков, изменения напряжения и скорости сдвига, а также рециркуляционного потока.

3.2. Численное моделирование. Тест FDA предусматривает решение последовательности задач с одной и той же областью течения, но с разными числами Рейнольдса. В программном комплексе FlowVision в соответствии с начальными экспериментальными данными [5] были проведены трехмерные расчеты, соответствующие четырем значениям числа Рейнольдса Re_t ($Re_t = \rho V d / \mu$, ρ — плотность жидкости, V — скорость течения, d — гидравлический диаметр, μ — динамическая вязкость), где в качестве характерного геометрического масштаба выбран диаметр горловины. Несмотря на осесимметричную постановку, в переходном и в турбулентном режимах осевая симметрия не сохраняется, в связи с чем рассматривалась 3D постановка задачи. Числа Рейнольдса выбирались таким образом, чтобы охватить ламинарный, переходный и турбулентный режимы. В табл. 1 представлены значения объемных расходов Q и соответствующих им чисел Рейнольдса.

Таблица 1. Объемные расходы и числа Рейнольдса

Table 1. Volumetric flow rates and Reynolds numbers

$Q, m^3/s$	Re_t
$5.21 \cdot 10^{-6}$	500
$2.08 \cdot 10^{-5}$	2000
$3.64 \cdot 10^{-5}$	3500
$6.77 \cdot 10^{-5}$	6500

Также при различных числах Рейнольдса использовались различные модели турбулентности и пристеночные функции (табл. 2).

Поскольку при $Re_t = 500$ режим течения является полностью ламинарным, использование моделей турбулентности не потребовалось. Для остальных чисел Рейнольдса применялась SST-модель турбулентности, а при $Re_t = 6500$ использовалась также $k-\varepsilon$ модель. Стоит отметить, что для переходных режимов проводились расчеты как без использования пристеночных функций, т.е. пограничный слой полностью разрешался сеткой, так и с применением равновесных пристеночных функций [13]. Кровь упрощенно была определена как ньютоновская жидкость с плотностью и динамической вязкостью 1056 кг/м^3 и 0.0035 Нс/м^2 соответственно. На входной границе сопла задавался параболический профиль осевой скорости, представляющий полностью развитое стационарное течение в круглой трубе.

Для ламинарного течения и течения с развитой турбулентностью было проведено исследование сеточной сходимости. Были рассчитаны значения “сильной” (аналог нормы Чебышева) и “слабой” (аналог нормы L_2) норм $|U|$ для отклонения значений осевой скорости от значений, полученных на самой подробной сетке, в сечениях с координатами $z = 0.078, 0.114$ и 0.13 м в зависимости от размера ячейки h (м) вдоль оси z (рис. 2). На графиках “сильная” норма показана сплошной линией, “слабая” — пунктирной. Графики приведены в логарифмическом масштабе для $|U|$ и h , тангенс угла наклона примерно соответствует порядку сходимости для задачи. Отметим, что численное значение тангенса оказалось практически не зависящим от конкретного выбора норм, что характерно для гладких решений.

Также для сравнения были использованы значения максимальной осевой скорости в сопле $U_{z\max}$ при различных уровнях адаптации сетки $N = 0, 1, 2$ и т.д., обеспечивающей измельчение ячеек расчетной сетки

Таблица 2. Числа Рейнольдса, модели турбулентности и пристеночные функции

Table 2. Reynolds numbers, turbulence models and wall functions

Re_t	Модель турбулентности Turbulence model	Пристеночные функции Wall functions
500	нет no	равновесные equilibrium
2000	SST	равновесные / без них equilibrium / without them
3500	SST	равновесные / без них equilibrium / without them
6500	SST, $k - \varepsilon$	равновесные equilibrium

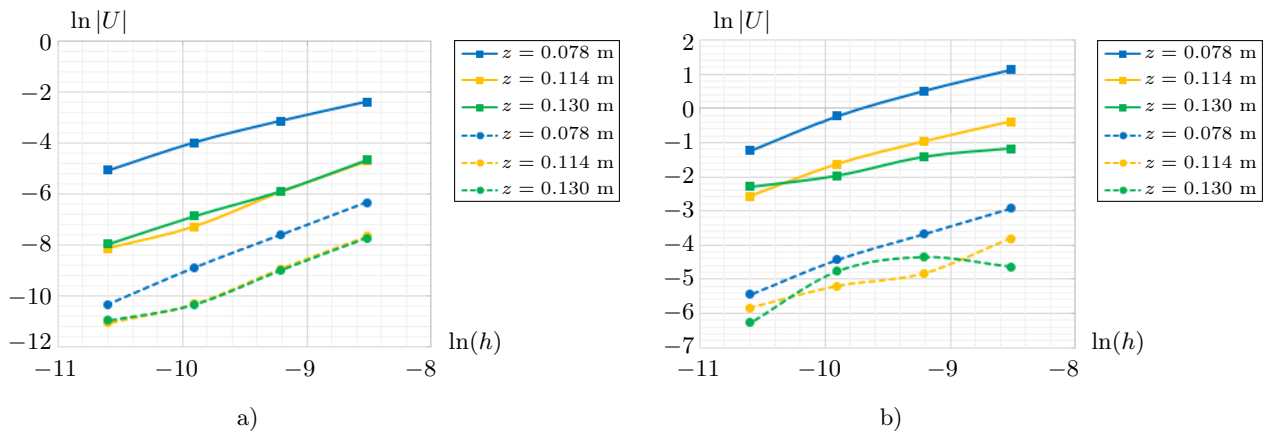


Рис. 2. Зависимость “сильной” и “слабой” нормы от размера ячейки в двойном логарифмическом масштабе при:
 а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 6500$
 Fig. 2. Dependence of “strong” and “weak” norms on cell size in double logarithmic scale at:
 а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 6500$

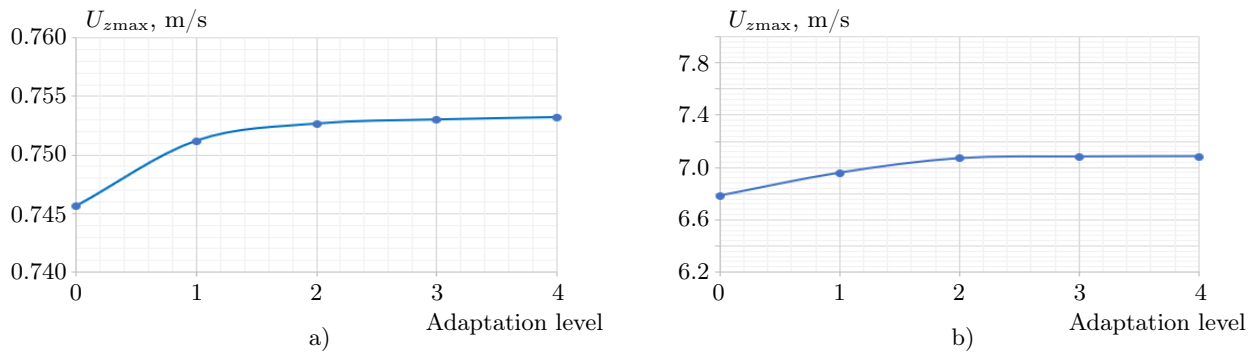


Рис. 3. Зависимость максимальной скорости в сопле от уровня адаптации сетки при: а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 6500$
 Fig. 3. Dependence of the maximum speed in the nozzle on the grid adaptation level at: а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 6500$

путем их разбиения пополам по всем направлениям (рис. 3). Наблюдается выход построенного графика на асимптоту при втором уровне адаптации сетки, т.е. дальнейшее измельчение сетки не приводит к существенному изменению характерной величины.

4. Результаты расчетов. В результате расчетов были получены значения осевой скорости U_z . При $Re_t = 2000$ и 3500 дополнительно проведены расчеты без пристеночных функций. Для этих расчетов сетка была построена так, чтобы безразмерное расстояние от узла сетки до омываемой стенки Y_+ имело значение меньше 1 (рис. 4).

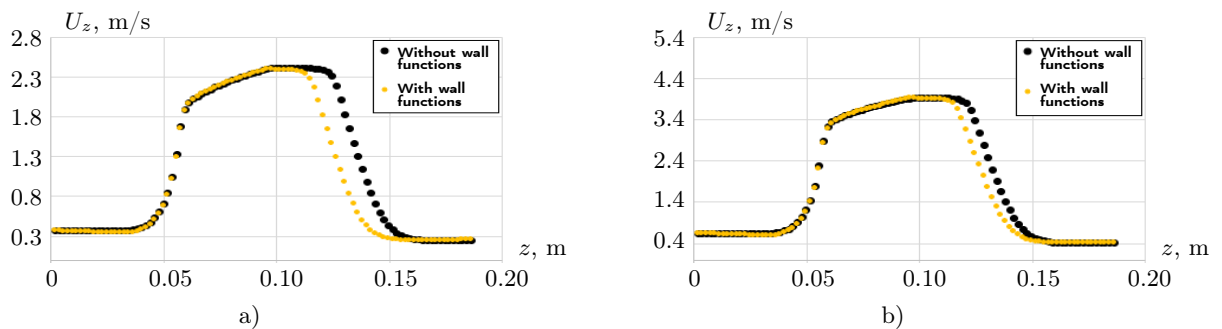


Рис. 4. Зависимость осевой скорости от координаты z при расчете с пристеночными функциями и без них: а) $Re_t = 2000$; б) $Re_t = 3500$

Fig. 4. Dependence of the axial velocity on the z coordinate in the calculation with and without near-wall functions: а) $Re_t = 2000$; б) $Re_t = 3500$

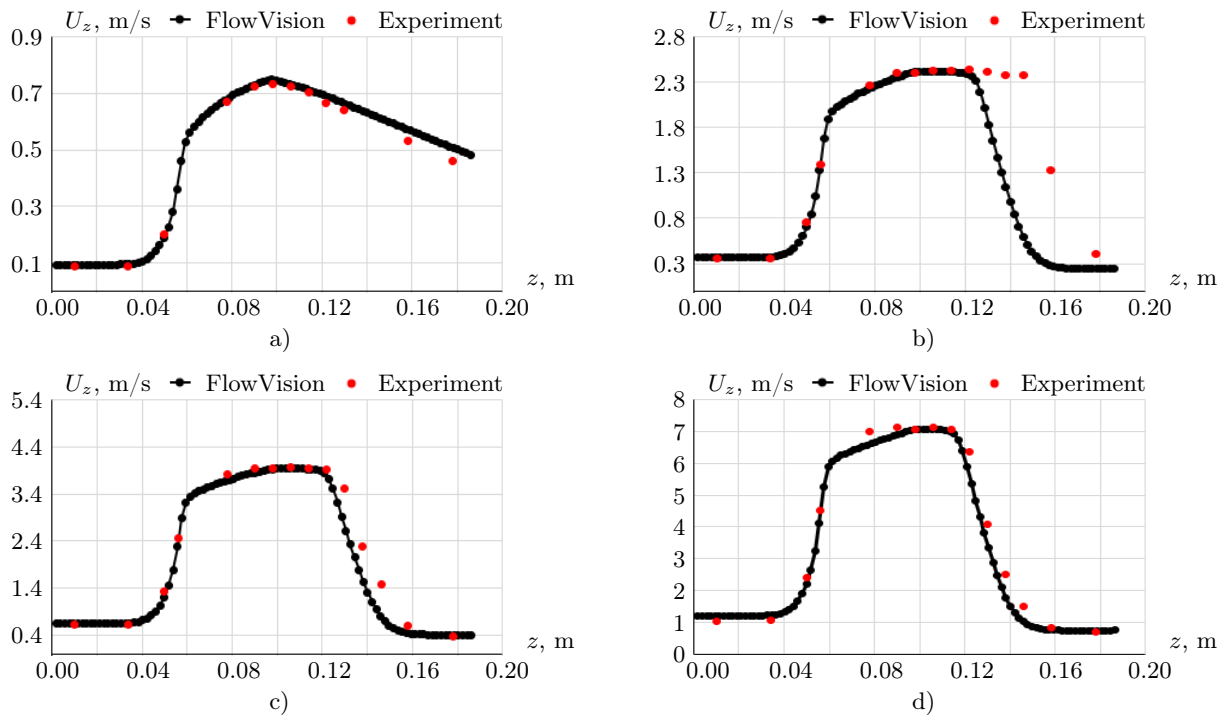


Рис. 5. Зависимость осевой скорости от координаты z : а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 2000$; в) $Re_t = 3500$; д) $Re_t = 6500$
 Fig. 5. Dependence of the axial speed on the coordinate z : а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 2000$; в) $Re_t = 3500$; д) $Re_t = 6500$

Расчеты при $Re_t = 500$ и 6500 проводились на сетке с количеством ячеек около 700000. Для расчета при $Re_t = 2000$ и 3500 были выбраны сетки, соответствующие $Y_+ < 1$ (пристеночные функции не использовались).

На рис. 5 показаны зависимости осевой скорости U_z от координаты z , полученные в программном комплексе FlowVision и экспериментально [5].

Наилучшее соответствие с экспериментальными данными наблюдается при полностью ламинарном течении (рис. 5 а) и течении с развитой турбулентностью (рис. 5 в, д). При $Re_t = 6500$ после резкого расширения сопла возникает вихревое течение, образуются две зоны возвратного течения в области с минимальной скоростью (рис. 6). Стоит отметить, что шероховатость в каналах малого диаметра сильно влияет на гидродинамику турбулентного течения. Шероховатость поверхности экспериментальной модели сопла составила порядка 0.5 мкм [5]. При численном моделировании в представленных моделях присте-

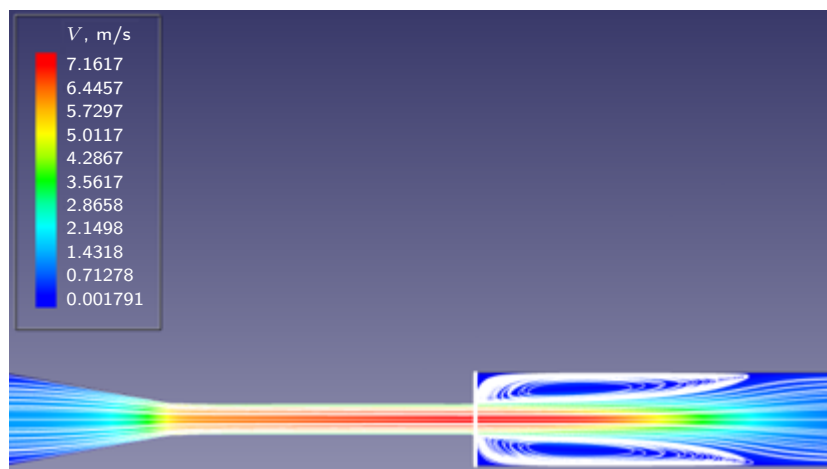


Рис. 6. Распределение скорости и линий тока в сопле
 Fig. 6. Nozzle Velocity and Streamline Distribution

ночных функций влияние шероховатости на течение учитывается посредством введения эффективной вязкости и формальной заменой молекулярной вязкости на эффективную.

Численное моделирование ламинарно-турбулентного перехода всегда представляет собой достаточно сложную задачу, поэтому для $Re_t = 2000$ в результатах появлялись некоторые расхождения с экспериментальными данными (рис. 5 б). Отличия были не больше полученных в других пакетах. Результаты численного моделирования, полученные в других программных комплексах [5], обозначены на рис. 7 как CFD 1...CFD 4 (CFD 1...CFD 4 – результаты моделирования в первом, втором, третьем и четвертом программном комплексе соответственно). При этом результаты расчета для $Re_t = 2000$ и 3500 без пристеночных функций лучше соответствуют экспериментальным данным. При ламинарном течении после выхода потока из горловины скорость вдоль осевой линии сопла уменьшается постепенно, в остальных случаях происходит резкое снижение скорости.

Помимо зависимости осевой скорости U_z от координаты z для чисел Рейнольдса $Re_t = 500$ и 6500 было получено распределение сдвиговых напряжений на стенке (Wall Shear Stress, WSS) сопла, которое сравнивалось с данными эксперимента (рис. 8).

Наилучшее соответствие расчетных данных и экспериментальных получено при ламинарном режиме течения жидкости. Наибольшее рассогласование соответствует горловине сопла. Так как гипотезы, используемые при замыкании осредненных уравнений, не вполне справедливы при $Re < 10^5$, точность расчета сдвиговых напряжений на стенке является не слишком высокой. Поскольку часть расчетов проводилась на вычислительном кластере НРС4, исследовалась масштабируемость задачи [15].

5. Характеристики параллельности. В многофункциональный вычислительный комплекс НИЦ “Курчатовский институт” входит несколько высокопроизводительных кластеров. Часть представленных расчетов производилась на кластере НРС4, состоящем из 364 вычислительных узлов по 2 процессора Intel Xeon E5-2680 v3 и 23 вычислительных узлов по 2 процессора Intel Xeon E5-2680 v3 и по 3 ускорителя вычислений Supermicro NVIDIA Tesla K80 24GB GDDR5 PCIe 3.0 [16]. В качестве оценки эффективности

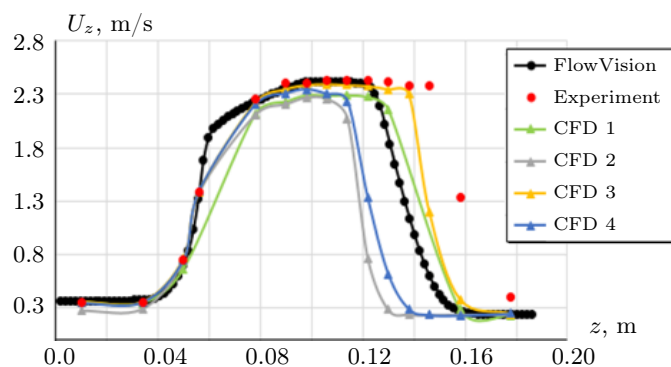


Рис. 7. Зависимость осевой скорости от координаты z при $Re_t = 2000$
 Fig. 7. Dependence of the axial velocity on the coordinate z at $Re_t = 2000$

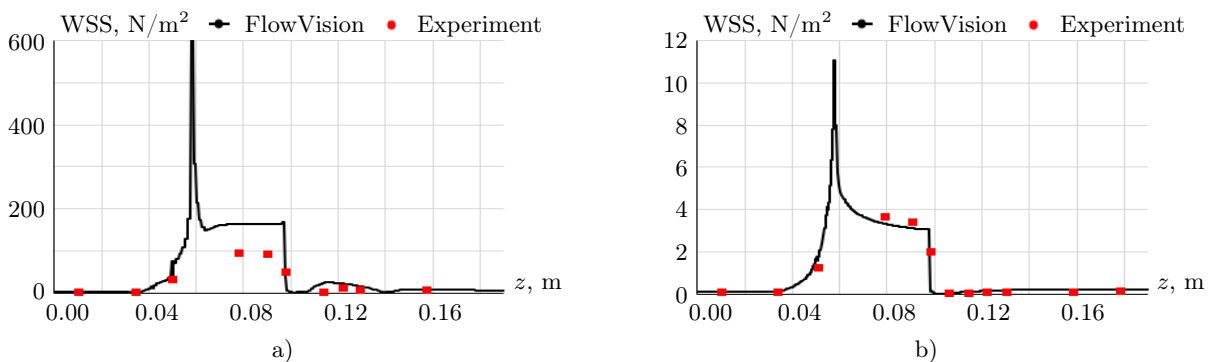


Рис. 8. Распределение сдвиговых напряжений на стенке: а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 6500$
 Fig. 8. Distribution of shear stresses on the wall: а) $Re_t = 500$; б) $Re_t = 6500$



распараллеливания расчетов в программном комплексе FlowVision [17] использовалось отношение S (относительное ускорение) физического времени счета одного шага, измеряемого в секундах, полученного при расчете на одном узле, к времени счета одного шага, полученного при расчете на нескольких узлах n . Для всех исследуемых режимов расчет запускался на продолжение с определенного шага, до которого течение жидкости уже успело установиться. На рис. 9 представлена зависимость $S(n)$ для расчетов при числах Рейнольдса $Re_t > 500$.

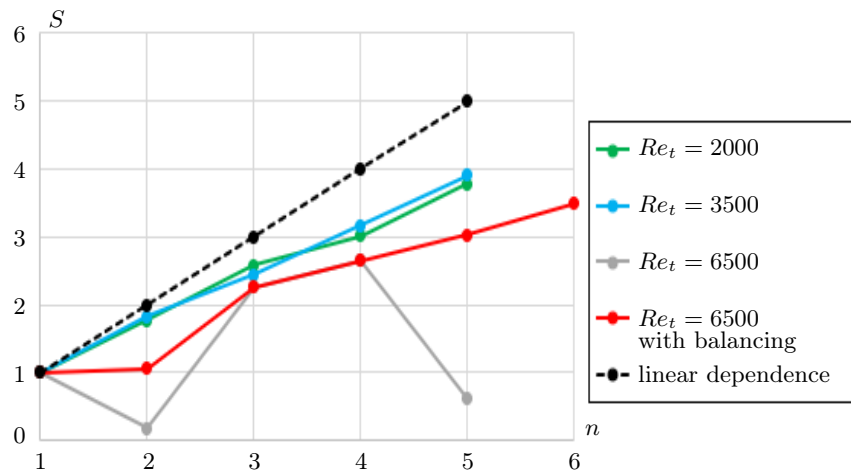


Рис. 9. Масштабируемость при различных числах Рейнольдса

Fig. 9. Scalability at various Reynolds numbers

Зависимости $S(n)$ для расчетов при числах Рейнольдса 2000 и 3500 близки к линейной. При расчете на двух узлах для $Re_t = 6500$ возникает значительный дисбаланс загрузки процессоров, т.е. такой режим запуска является неоптимальным. Использование пяти узлов также ведет к возникновению дисбаланса, который можно объяснить наличием слишком большого количества исполнителей для используемой сетки. Однако дисбаланс, возникающий из-за большого времени обменных операций MPI, можно снизить за счет применения специальной технологии FlowVision “Динамическая балансировка”. На рис. 9 показано, что использование динамической балансировки при расчете на двух и пяти узлах позволяет значительно снизить время вычисления шага и улучшить масштабируемость.

6. Заключение. В работе представлено решение тестовой задачи FDA в программном комплексе FlowVision. Получены значения осевой скорости в зависимости от координаты z при ламинарном, переходном и турбулентном режимах течения. Также проведено исследование масштабируемости при расчете на вычислительном кластере НРС4. Существенному увеличению производительности вычислений в случаях, когда особенности постановки расчетной задачи приводят к дисбалансу загрузки процессоров, способствует специальная технология FlowVision “Динамическая балансировка”. Решение тестовой задачи показало, что программный комплекс FlowVision позволяет получать результаты, имеющие хорошее согласование с экспериментом для задачи FDA о сопле. Хорошее совпадение тестовых результатов расчетов с гемодинамическими экспериментами в искусственной системе открывает возможность решать более сложные задачи гемодинамики.

Список литературы

1. Vassilevski Yu., Olshanskii M., Simakov S., Kolobov A., Danilov A. Personalized computational hemodynamics. Models, methods, and applications for vascular surgery and antitumor therapy. Cambridge: Academic Press, 2020. doi 10.1016/C2017-0-02421-7.
2. Chen Z., Fan Y., Deng X., Xu Z. A new way to reduce flow disturbance in endovascular stents: a numerical study // Artificial Organs. 2011. 35, N 4. 392–397. doi 10.1111/j.1525-1594.2010.01106.x.
3. Krivovichev G.V. Comparison of inviscid and viscid one-dimensional models of blood flow in arteries // Applied Mathematics and Computation. 2022. 418, N C. Article Number 126856. doi 10.1016/j.amc.2021.126856.
4. Computational Fluid Dynamics. https://ncihub.org/wiki/FDA_CFD. (Дата обращения: 14 марта 2023).

5. Stewart S.F.C., Paterson E.G., Burgreen G.W., 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. **3**, N 2. 139–160. doi 10.1007/s13239-012-0087-5.
6. Kermani A., Vanegas A., Spann A. Blood damage modeling of FDA benchmark nozzle. <https://www.comsol.ru/paper/blood-damage-modeling-of-fda-benchmark-nozzle-93171>. (Дата обращения: 14 марта 2023).
7. Prud'homme C., Chabannes V., Doyeux V., Ismail M., Samake A., Pena G. Feel++: a computational framework for Galerkin methods and advanced numerical methods // ESAIM: Proceedings. 2012. **38**, N 1. 429–455. doi 10.1051/proc/201238024.
8. 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 // Proc. 5th Int. Conf. on Computational and Mathematical Biomedical Engineering. Pittsburgh, USA, April 10–12, 2017. <https://hal.science/hal-01429685>. Cited March 14, 2023.
9. Abad N., Vinuesa R., Schlatter P., Andersson M., Karlsson M. Simulation strategies for the food and drug administration nozzle using Nek5000 // AIP Advances. 2020. **10**, N 2. Article Number 025033. doi 10.1063/1.5142703.
10. Huang C.-J., Çaldichoury I., Del Pin F., Paz R.R. CFD validations with FDA benchmarks of medical devices flows // Proc. 15th International LS-DYNA Users Conference, Detroit, USA, June 10–12, 2018. https://www.researchgate.net/publication/337448926_Validations_with_FDA_Benchmarks_of_Medical_Devices_Flows. Cited March 14, 2023.
11. Zmijanovic V., Mendez S., Moureau V., Nicoud F. About the numerical robustness of biomedical benchmark cases: interlaboratory FDA's idealized medical device // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. 2016. **33**, N 1. 1–19. doi 10.1002/cnm.2789.
12. Аксенов А.А. FlowVision: индустриальная вычислительная гидродинамика // Компьютерные исследования и моделирование. 2017. **9**, № 1. 5–20. doi 10.20537/2076-7633-2017-9-5-20.
13. Жлуктов С.В., Аксенов А.А. Пристеночные функции для высокорейнольдсовых расчетов в программном комплексе FlowVision // Компьютерные исследования и моделирование. 2015. **7**, № 6. 1221–1239. doi 10.20537/2076-7633-2015-7-6-1221-1239.
14. Жлуктов С.В., Аксенов А.А., Савицкий Д.В. Высокореинольдсовые расчеты турбулентного теплопереноса в программном комплексе FlowVision // Компьютерные исследования и моделирование. 2018. **10**, № 4. 461–481. doi 10.20537/2076-7633-2018-10-4-461-481.
15. Акимов В.С., Силаев Д.П., Симонов А.С., Семенов А.С. Исследование масштабируемости FlowVision на кластере с интерконнектом Ангара // Вычислительные методы и программирование. 2017. **18**, № 4. 406–415. doi 10.26089/NumMet.v18r434.
16. Объединенный вычислительный кластер. <http://comp.nrcki.ru/pages/main/12530/12546/index.shtml>. (Дата обращения: 15 марта 2023).
17. Коньшин В.Н. Параллельная реализация программного комплекса FlowVision // САПР и графика. № 12. 2006. <https://sapr.ru/article/17049>. (Дата обращения: 15 марта 2023).

Поступила в редакцию
16 декабря 2022 г.

Принята к публикации
24 февраля 2023 г.

Информация об авторах

Мария Денисовна Калугина — инженер; ООО “ТЕСИС”, ул. Юннатов, 18, 127083, Москва, Российская Федерация.

Владимир Сергеевич Каширин — начальник отдела; ООО “ТЕСИС”, ул. Юннатов, 18, 127083, Москва, Российская Федерация.

Алексей Иванович Лобанов — д.ф.-м.н., профессор; 1) ООО “ТЕСИС”, ул. Юннатов, 18, 127083, Москва, Российская Федерация; 2) Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет), Институтский пер., 9, 141701, Долгопрудный, Российская Федерация.



References

1. Yu. Vassilevski, M. Olshanskii, S. Simakov, et al., *Personalized Computational Hemodynamics. Models, Methods, and Applications for Vascular Surgery and Antitumor Therapy* (Academic Press, Cambridge, 2020). doi [10.1016/C2017-0-02421-7](https://doi.org/10.1016/C2017-0-02421-7).
2. Z. Chen, Y. Fan, X. Deng, and Z. Xu, “A New Way to Reduce Flow Disturbance in Endovascular Stents: A Numerical Study,” *Artificial Organs* **35** (4), 392–397 (2011). doi [10.1111/j.1525-1594.2010.01106.x](https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2010.01106.x).
3. G. V. Krivovichev, “Comparison of Inviscid and Viscid One-Dimensional Models of Blood Flow in Arteries,” *Appl. Math. Comput.* **418** (C), Article Number 126856 (2022). doi [10.1016/j.amc.2021.126856](https://doi.org/10.1016/j.amc.2021.126856).
4. Computational Fluid Dynamics. https://ncihub.org/wiki/FDA_CFD. Cited March 14, 2023.
5. S. F. C. Stewart, E. G. Paterson, G. W. Burgreen, et al., “Assessment of CFD Performance in Simulations of an Idealized Medical Device: Results of FDA’s First Computational Interlaboratory Study,” *Cardiovasc. Eng. Technol.* **3** (2), 139–160 (2012). doi [10.1007/s13239-012-0087-5](https://doi.org/10.1007/s13239-012-0087-5).
6. A. Kermani, A. Vanegas, and A. Spann, “Blood Damage Modeling of FDA Benchmark Nozzle,” <https://www.comsol.ru/paper/blood-damage-modeling-of-fda-benchmark-nozzle-93171>. Cited March 14, 2023.
7. C. Prud’homme, V. Chabannes, V. Doyeux, et al., “Feel++: A Computational Framework for Galerkin Methods and Advanced Numerical Methods,” *ESAIM: Proc.* **38** (1), 429–455 (2012). doi [10.1051/proc/201238024](https://doi.org/10.1051/proc/201238024).
8. V. Chabannes, C. Prud’Homme, M. Szopos, and R. Tarabay, “High Order Finite Element Simulations for Fluid Dynamics Validated by Experimental Data from the FDA Benchmark Nozzle Model,” in *Proc. 5th Int. Conf. on Computational and Mathematical Biomedical Engineering, Pittsburgh, USA, April 10–12, 2017*. <https://hal.science/hal-01429685>. Cited March 14, 2023.
9. N. Abad, R. Vinuesa, P. Schlatter, et al., “Simulation Strategies for the Food and Drug Administration Nozzle Using Nek5000,” *AIP Adv.* **10** (2), Article Number 025033 (2020). doi [10.1063/1.5142703](https://doi.org/10.1063/1.5142703).
10. C.-J. Huang, I. Çaldichoury, F. Del Pin, and R. R. Paz, “CFD Validations with FDA Benchmarks of Medical Devices Flows,” in *Proc. 15th International LS-DYNA Users Conference, Detroit, USA, June 10–12, 2018*. https://www.researchgate.net/publication/337448926_Validations_with_FDA_Benchmarks_of_Medical_Devices_Flows. Cited March 14, 2023.
11. V. Zmijanovic, S. Mendez, V. Moureau, and F. Nicoud, “About the Numerical Robustness of Biomedical Benchmark Cases: Interlaboratory FDA’s Idealized Medical Device,” *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.* **33** (1), 1–19 (2016). doi [10.1002/cnm.2789](https://doi.org/10.1002/cnm.2789).
12. A. A. Aksenov, “FlowVision: Industrial Computational Fluid Dynamics,” *Comput. Res. Model.* **9** (1), 5–20 (2017). doi [10.20537/2076-7633-2017-9-5-20](https://doi.org/10.20537/2076-7633-2017-9-5-20).
13. S. V. Zhluktov and A. A. Aksenov, “Wall Functions for High-Reynolds Calculations in the FlowVision Software Package,” *Comput. Res. Model.* **7** (6), 1221–1239 (2015). doi [10.20537/2076-7633-2015-7-6-1221-1239](https://doi.org/10.20537/2076-7633-2015-7-6-1221-1239).
14. S. V. Zhluktov, A. A. Aksenov, and D. V. Savitsky, “High Reynolds Calculations of Turbulent Heat Transfer in the FlowVision Software Package,” *Comput. Res. Model.* **10** (4), 461–481 (2018). doi [10.20537/2076-7633-2018-10-4-461-481](https://doi.org/10.20537/2076-7633-2018-10-4-461-481).
15. V. S. Akimov, D. P. Silaev, A. S. Simonov, and A. S. Semenov, “Scalability Study of FlowVision on the Cluster with Angara Interconnect,” *Numerical Methods and Programming (Vychislitel’nye Metody i Programirovanie)* **18** (4), 406–415 (2017). doi [10.26089/NumMet.v18r434](https://doi.org/10.26089/NumMet.v18r434).
16. United Computing Cluster. <http://comp.nrcki.ru/pages/main/12530/12546/index.shtml>. Cited March 15, 2023.
17. V. N. Konshin, “Parallel Implementation of the FlowVision Software Package,” *CAD and Graphics*, No. 12 (2006). <https://sapr.ru/article/17049>. Cited March 15, 2023.

Received
 December 16, 2022

Accepted for publication
 February 24, 2023

Information about the authors

Maria D. Kalugina – Engineer; OOO “TESIS”, Unnatov ulitsa, 18, 127083, Moscow, Russia.

Vladimir S. Kashirin – Chief of project department; OOO “TESIS”, Unnatov ulitsa, 18, 127083, Moscow, Russia.

Alexey I. Lobanov – Dr. Sci., Professor; 1) OOO “TESIS”, Unnatov ulitsa, 18, 127083, Moscow, Russia; 2) Moscow Institute of Physics and Technology (National Research University), Institutskiy pereulok, 9, 141701, Dolgoprudny, Russia.