

ИНФОРМАТИКА

Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2022. Т. 22, вып. 4. С. 506–516
Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics, 2022, vol. 22, iss. 4, pp. 506–516

mmi.sgu.ru

<https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-4-506-516>

EDN: LZRLOQ

Научная статья
УДК 532.575.56

Крыльчатые расходомеры как инструмент оценки кровотока в экспериментальном стенде

А. В. Доль[✉], Д. В. Иванов,
Е. С. Оленко, Н. В. Островский

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

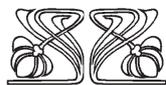
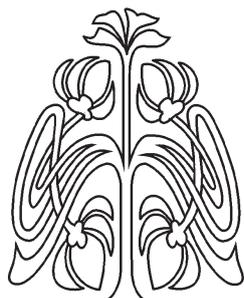
Доль Александр Викторович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, dolav86@ya.ru, <https://orcid.org/0000-0001-5842-1615>, AuthorID: 601135

Иванов Дмитрий Валерьевич, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры математической теории упругости и биомеханики, ivanovdv.84@ya.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, AuthorID: 201794

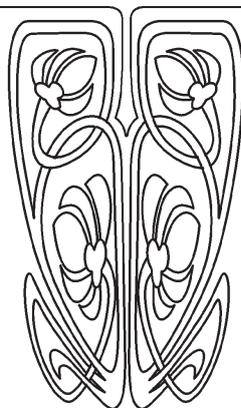
Оленко Елена Сергеевна, доктор медицинских наук, профессор кафедры основ медицины и медицинских технологий, olenco@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1573-0623>, AuthorID: 499088

Островский Николай Владимирович, доктор медицинских наук, профессор кафедры основ медицины и медицинских технологий, nvostrovsky@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8370-2299>, AuthorID: 116256

Аннотация. Разработкой экспериментальных стендов для оценки кровотоков по крупным артериям занимаются многие научные группы. Такие стенды используются для верификации результатов численного моделирования, а также для непосредственного анализа гемодинамики или исследования поведения стенок сосудов, а также заменителей биологических тканей. При разработке стендов встает задача выбора и калибровки расходомеров, которые используются для измерения кровотоков на входе в сосуд и на его выходах. Ультразвуковые устройства являются достаточно дорогими, стоимость крыльчатых расходо-



Научный
отдел





меров на порядок ниже, но их показания могут быть недостоверными в связи с тем, что они могут иметь высокое гидравлическое сопротивление. В данной работе были исследованы крыльчатые расходомеры модели YF-S401 (Китай). Проведена калибровка, выполнено численное моделирование вращения крыльчатки под действием потока воды, протекающей через расходомеры, проведена их модернизация, а также рассчитано гидравлическое сопротивление до и после модернизации. Расходомеры были использованы в экспериментальном стенде, в основе которого лежит насос, имитирующий работу сердца человека. На стенде были измерены объемные кровотоки на входе в модель сонной артерии со стенозом и на выходах из внутренней и наружной сонных артерий. Измеренные значения сравнивались с аналогичными характеристиками, полученными с помощью численного моделирования. Выявлено, что для использования расходомеров в экспериментальном стенде для изучения динамики кровотока необходима их модернизация. Модернизация заключалась в увеличении диаметра входного отверстия. До модернизации показания расходомеров и результаты численного моделирования расходились более чем на 50%. После модернизации результаты численного моделирования и показания расходомеров стали различаться не более чем на 6%. Разработана программа, позволяющая автоматически собирать данные о кровотоках с крыльчатых расходомеров. Собранный на основе насоса, моделирующего работу сердца, и крыльчатых расходомеров экспериментальный стенд может быть применен для оценки кровотоков по моделям крупных сосудов человека.

Ключевые слова: биомеханика, кровоток, расходомер, гидравлическое сопротивление, перепад давления, численное моделирование

Благодарности: Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (проект № 20-71-00131).

Для цитирования: Доль А. В., Иванов Д. В., Оленко Е. С., Островский Н. В. Крыльчатые расходомеры как инструмент оценки кровотока в экспериментальном стенде // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Математика. Механика. Информатика. 2022. Т. 22, вып. 4. С. 506–516. <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-4-506-516>, EDN: LZRLOQ

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)

Article

Impeller flowmeters as a tool for assessing blood flow in an experimental test bench

A. V. Dol[✉], D. V. Ivanov, E. S. Olenko, N. V. Ostrovsky

Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

Aleksandr V. Dol, dolav86@ya.ru, <https://orcid.org/0000-0001-5842-1615>, AuthorID: 601135

Dmitrii V. Ivanov, ivanovdv.84@ya.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1640-6091>, AuthorID: 201794

Elena S. Olenko, olenco@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0003-1573-0623>, AuthorID: 499088

Nikolay V. Ostrovsky, nvestrovsky@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0002-8370-2299>, AuthorID: 116256

Abstract. Many scientific groups are engaged in the development of experimental stands for assessing blood flow through large arteries. Such stands are used to verify the results of numerical modeling, as well as for direct analysis of hemodynamics or the behavior of vascular walls or biological tissue substitutes. When developing stands, a task arises which is selecting and calibrating flowmeters that are used to measure blood flow at the entrance to the vessel and at its exits. Ultrasonic devices are quite expensive, the cost of vane flowmeters is an order



of magnitude lower, but their readings may be unreliable due to the fact that they may have high hydraulic resistance. In this work, impeller flowmeters of the YF-S401 model (China) were investigated. Calibration was carried out, numerical simulation of the impeller rotation under the water flow action flowing through the flowmeters was performed, their modernization was carried out, and hydraulic resistances before and after modernization were calculated. Flowmeters were used in an experimental stand based on a pump that simulates the work of a human heart. The volumetric blood flow at the entrance to the carotid artery model with stenosis and at the exits from the internal and external carotid arteries were measured at the stand. The measured values were compared with similar characteristics obtained by numerical simulation. It was revealed that in order to use flowmeters in an experimental stand to study the dynamics of blood flow, their modernization is necessary. The modernization consisted of increasing the diameter of the inlet. Before modernization, the flow meter readings and the results of numerical modeling diverged by more than 50%. After modernization, the results of numerical modeling and flow meter readings began to differ by no more than 6%. A program has been developed that allows you to automatically collect data on blood flow from wing flowmeters. An experimental stand assembled on the basis of a pump that simulates the work of the heart and wing flowmeters can be used to evaluate blood flows using models of large human vessels.

Keywords: biomechanics, bloodflow, flowmeter, hydraulic resistance, pressure drop, numerical simulation

Acknowledgements: The work was supported by the Russian Science Foundation (project No. 20-71-00131).

For citation: Dol A. V., Ivanov D. V., Olenko E. S., Ostrovsky N. V. Impeller flowmeters as a tool for assessing blood flow in an experimental test bench. *Izvestiya of Saratov University. Mathematics. Mechanics. Informatics*, 2022, vol. 22, iss. 4, pp. 506–516 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1816-9791-2022-22-4-506-516>, EDN: LZRLOQ

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC-BY 4.0)

Введение

Разработкой экспериментальных стендов для оценки кровотоков по крупным артериям занимаются многие научные группы. Такие стенды используются для верификации результатов численного моделирования [1–3], для непосредственного анализа гемодинамики или исследования поведения стенок сосудов, а также для заменителей биологических тканей.

Экспериментальные установки могут использоваться для быстрого моделирования течения крови по сосудам и оценки особенностей кровотока [4, 5] в зависимости от характеристик исследуемой жидкости, геометрии артерии, а также параметров сердечного ритма. Также экспериментальные установки могут применяться для верификации результатов численного моделирования [6], исследования искусственных элементов сердечно-сосудистой системы. Сегодня в таких установках в качестве расходомеров часто используют ультразвуковые приборы [5, 7]. Эти устройства обладают высокой точностью и не оказывают влияния на течение исследуемой жидкости, но имеют довольно высокую стоимость, а также довольно сложно интегрируются в программно-аппаратные платформы для обработки результатов экспериментов. Их крыльчатые аналоги имеют низкую стоимость и подготовлены производителем для работы в составе программно-аппаратных платформ типа Arduino. Они вместе с другими управляемыми устройствами (клапаны, датчики давления) могут применяться для разработки экспериментальных стендов для моделирования динамики кровотока в научных и образовательных целях [8].



При использовании крыльчатых расходомеров встает вопрос об их точности и оценке их влияния на течение исследуемой жидкости. В этой связи в данной работе исследована возможность применения крыльчатых расходомеров в экспериментальном стенде для моделирования динамики кровотока, в основе которого лежит пульсационный насос, имитирующий работу сердца человека.

1. Материалы и методы

Для исследования динамики кровотока в моделях крупных артерий человека был разработан экспериментальный стенд, схема которого показана на рис. 1. Движение жидкости по контуру экспериментального стенда осуществляется в соответствии со стрелкой на рис. 1 (против часовой стрелки). В основе стенда лежит пульсационный насос Harvard Apparatus Pulsatile Blood Pump, перед ним устанавливается расширительный бак, в котором создается дополнительное давление. Давление в системе контролируется манометром и в ходе эксперимента находится в интервале от 80 до 120 мм рт. ст. До и после артерии устанавливаются расходомеры, обработка сигналов с которых осуществляется с помощью программно-аппаратной платформы Arduino. В результате эксперимента значения расходов с каждого расходомера автоматически записываются на флеш-карту и далее обрабатываются в MS Excel. Компоненты стенда соединяются друг с другом с помощью гибких силиконовых трубок, в качестве расширительного бака используется бачок системы охлаждения автомобиля.

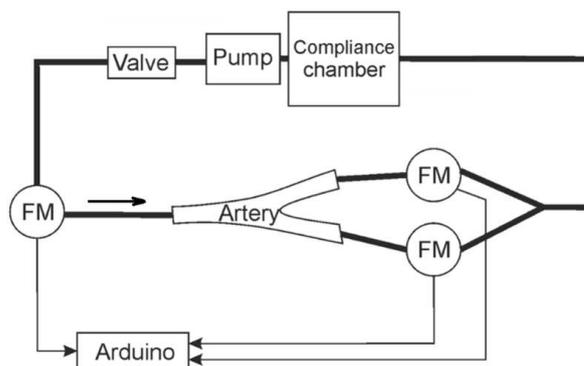


Рис. 1. Схема экспериментального стенда: FM — расходомер; Artery — модель артерии; Arduino — платформа Arduino; обрабатывающая сигналы с расходомеров; Valve — обратный клапан; Pump — пульсационный насос; Compliance chamber — расширительный бак

Fig. 1. Scheme of the experimental test bench: FM stands for flowmeter; Artery is artery model; Arduino is Arduino platform processing signals from flowmeters; Valve is check valve; Pump is pulsation pump; Compliance chamber is expansion tank

На рис. 2 приведена фотография участка стенда, включающего расходомеры и модель сонной артерии, соединенные силиконовыми трубками. В качестве жидкости в стенде используется вода из городской системы водоснабжения [7]. Эксперименты по калибровке расходомеров, а также эксперименты по определению их гидравлического сопротивления также проводились с водой. Стенд реализован по схеме «конструктора» и может быть модифицирован для нужд конкретного исследователя: может быть изменено число и положение расходомеров, могут быть исследованы разные модели сосудов.



Рис. 2. Участок стенда: расходомеры и пластиковая модель артерии

Fig. 2. Experimental test bench section: flowmeters and plastic artery model



YF-S401 (производство Китай). Исследование расходомеров осуществлялось по следующей схеме.

Этап 1. Написание программы для автоматизированной обработки показаний расходомеров. Сравнение показаний трех расходомеров при различных расходах воды.

Этап 2. Калибровка расходомеров. Корректировка программы для автоматизированной обработки показаний расходомеров.

Этап 3. Использование расходомеров при измерении объемного расхода воды для модели сонной артерии (СА) (на входе в общую сонную артерию (ОСА) и выходах из внутренней сонной артерии (ВСА) и наружной сонной артерии (НСА)) в экспериментальном стенде.

Этап 4. Выполнение численного моделирования течения воды по модели СА и оценка расходов на входе в ОСА и выходах из ВСА и НСА. Сравнение с результатами, полученными на этапе 3.

Этап 5. Измерение гидравлического сопротивления расходомеров на экспериментальном стенде. Сравнение с сопротивлениями аналогичных устройств.

Этап 6. Модернизация корпуса расходомеров — увеличение входного отверстия. Измерение гидравлического сопротивления после модернизации.

Этап 7. Калибровка расходомеров. Корректировка программы для автоматизированной обработки показаний расходомеров.

Этап 8. Использование расходомеров при измерении объемного расхода воды для модели СА (на входе в ОСА и выходах из ВСА и НСА) в экспериментальном стенде.

Этап 9. Выполнение численного моделирования течения воды по модели СА и

оценка расходов на входе в ОСА и выходах из ВСА и НСА. Сравнение с результатами, полученными на этапе 2.

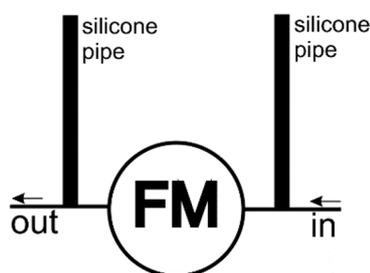


Рис. 3. Принципиальная схема стенда для измерения гидравлического сопротивления расходомеров: FM — расходомер; silicone pipe — прозрачные силиконовые трубки; in — входное отверстие входного тройника; out — выходное отверстие выходного тройника

Fig. 3. Schematic diagram of the experimental test bench for measuring the hydraulic resistance of flowmeters: FM stands for flowmeter; silicone pipe denotes transparent silicone tubes; in is inlet; out is outlet

Для измерения гидравлического сопротивления расходомеров был разработан дополнительный стенд, принципиальная схема которого представлена на рис. 3. Стенд состоит из двух вертикальных прозрачных силиконовых трубок, которые посредством тройников присоединяются к входному и выходному отверстиям расходомера. Через входной тройник подается вода из системы водоснабжения, а через выходной тройник вода попадает в канализацию. В ходе эксперимента фиксируется уровень воды в вертикальных трубках при разных расходах воды через расходомер.

Для калибровки расходомеров их подключали к системе городского водоснабжения (при постоянном расходе воды) и оценивали расход воды с помощью тарированной стеклянной посуды. Показания расходомеров записывали в автоматическом режиме с помощью платформы Arduino. В результате получали поправочные коэффициенты, которые использовали в программе-обработке сигналов с расходомеров. Также оценивали разброс показаний расходомеров при различных расходах воды. Для этого их соединяли, последовательно подключали к городской системе водоснабжения и сравнивали их показания. Аналогичные



сравнительные эксперименты проводили и на экспериментальном стенде, представленном на рис. 1. Численные эксперименты по расчету движения воды в моделях сонных артерий выполнялись в системе Ansys CFX. С математической точки зрения решалась система уравнений Навье – Стокса [9]. В качестве метода численного решения использовался метод конечных объемов [10]. На входе в ОСА задавали объемные расходы, регистрируемые расходомером в эксперименте (рис. 4), а на выходах из ВСА и НСА задавали давление, соответствующее сопротивлению расходомеров, вычисленное через величину перепада высоты водного столба в стенде на рис. 3. Выполняли анализ сеточной сходимости, результаты которого показаны на рис. 5.

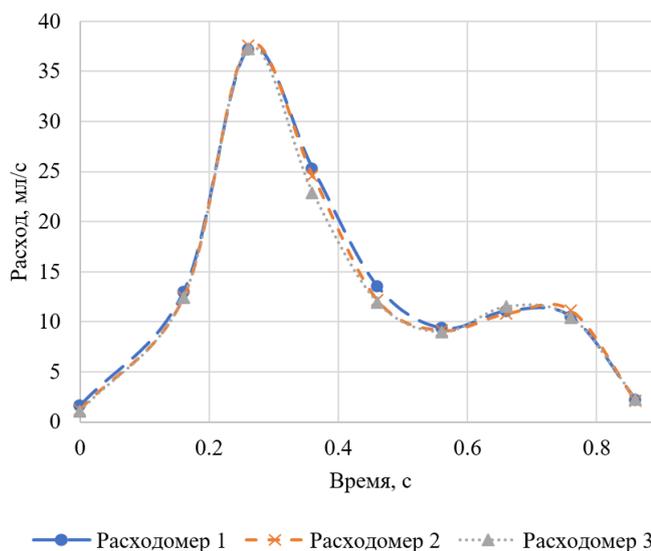


Рис. 4. Показания трех расходомеров (в рамках одного сердечного цикла), установленных последовательно

Fig. 4. Indications of three flowmeters (within one cardiac cycle) installed sequentially

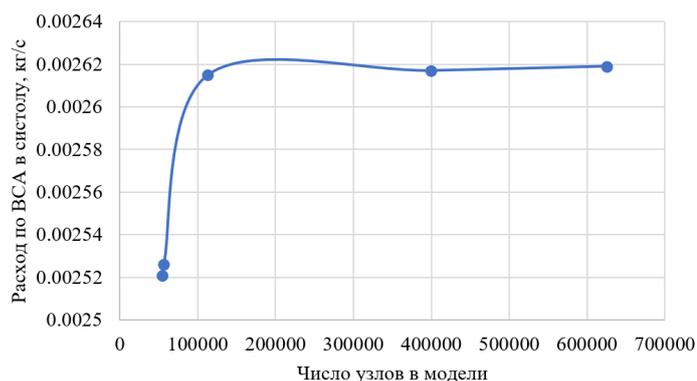


Рис. 5. Результат анализа сеточной сходимости

Fig. 5. Result of mesh convergence analysis

2. Результаты и их обсуждение

Этап 1. Программа для обработки показаний расходомеров была написана в среде Arduino IDE. В результате был получен программный код, который в автоматизированном режиме обрабатывает показания расходомеров и записывает их в текстовый



файл на флеш-карту. Кроме того, разработанная программа позволяет выводить результаты расходов, получаемые каждым расходомером, на экран компьютера в режиме реального времени.

Показания трех расходомеров (рис. 4) сравнивали друг с другом для оценки разброса их значений. Выявлено, что разброс показаний расходомеров на разных расходах составил не более 4%, что считалось допустимым.

Этап 2. Калибровка расходомеров была проведена при их подключении к системе городского водоснабжения. При постоянном расходе с помощью тарированной стеклянной посуды (мерный цилиндр объемом 100 мл, изготовленный по ГОСТ 1770-74) и цифрового секундомера оценивали его величину и сравнивали с показаниями расходомеров. Это позволило определить поправочные коэффициенты в программе обработки.

Этапы 3, 4. Разработанный стенд и установленные до и после модели артерии расходомеры были использованы для измерения расходов в ОСА, ВСА и НСА (рис. 6).



Рис. 6. Модель сонной артерии со стенозом ВСА величиной 75%

Fig. 6. Carotid artery model with ICA stenosis of 75%

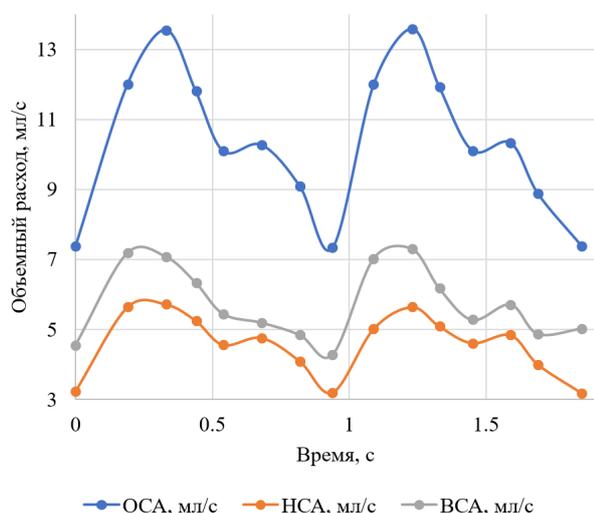


Рис. 7. Графики расходов по ветвям модели сонной артерии с 75%-ным стенозом ВСА (цвет online)

Fig. 7. Graphs of bloodflows in branches of carotid artery model with 75% ICA stenosis (color online)

В эксперименте h определялась по разнице уровней воды в трубках до и после расходомера, а расход измеряли с помощью тарированной стеклянной посуды (мерный цилиндр объемом 100 мл, изготовленный по ГОСТ 1770-74) и секундомера мобильного телефона.

Использовалась модель сонной артерии со стенозированной ВСА, величина стеноза составила 75%.

Графики расходов представлены на рис. 7. Средняя за сердечный цикл разница расходов по ветвям НСА и ВСА с 75%-ным стенозом составила порядка 20%. При этом в сумме расходы на выходах из НСА и ВСА давали расход на входе в ОСА с погрешностью не более 7%.

Этап 5. Для задания граничных условий при численном моделировании было посчитано гидравлическое сопротивление расходомера. Перепад давления на расходомерах измеряли с помощью вспомогательного стенда, показанного на рис. 3.

Потеря давления h на расходомере рассчитывается по формуле

$$h = S * Q^2,$$

где S — гидравлическое сопротивление расходомера, Q — объемный расход. Отсюда

$$S = \frac{h}{Q^2}.$$

В эксперименте h определялась по разнице уровней воды в трубках до и



В таблице представлены измеренные в ходе вспомогательного эксперимента величины, а также рассчитанные гидравлические сопротивления S расходомеров до и после модернизации.

Измеренные потери давления, расходы и вычисленные гидравлические сопротивления расходомеров

Table. Measured pressure losses, flow rates and calculated hydraulic resistances of flowmeters

До модернизации Before modernization			После модернизации After modernization		
h , м	Q , $\frac{M^3}{ч}$	S , $\frac{M}{(\frac{M^3}{ч})^2}$	h , м	Q , $\frac{M^3}{ч}$	S , $\frac{M}{(\frac{M^3}{ч})^2}$
0.63	0.036	478	0.15	0.053	54
0.63	0.038	433	0.09	0.043	49
0.95	0.045	467	0.66	0.123	44
0.59	0.035	486	0.52	0.108	47
0.60	0.036	460	0.52	0.106	46
0.59	0.035	473	0.59	0.114	45
0.76	0.042	426	0.86	0.143	42
0.68	0.040	425	0.86	0.138	45
Среднее S	453		47		

Моделирование в Ansys CFX той же модели артерии с рассчитанными гидравлическими сопротивлениями расходомеров на выходах (были взяты средние значения давлений, соответствующих величине перепада h) позволило получить среднюю разницу между объемными расходами по ветвям НСА и ВСА до 60%.

Этап 6. Так как результаты численного и натурального экспериментов существенно отличались, была предпринята попытка снизить гидравлическое сопротивление расходомеров, чтобы исключить их влияние на результаты экспериментов. Для этого была проведена модернизация расходомеров (увеличение диаметра входного отверстия), а затем заново измерено их гидравлическое сопротивление (см. таблицу).

Графики зависимостей объемного расхода от потери давления на расходомерах показаны на рис. 8.

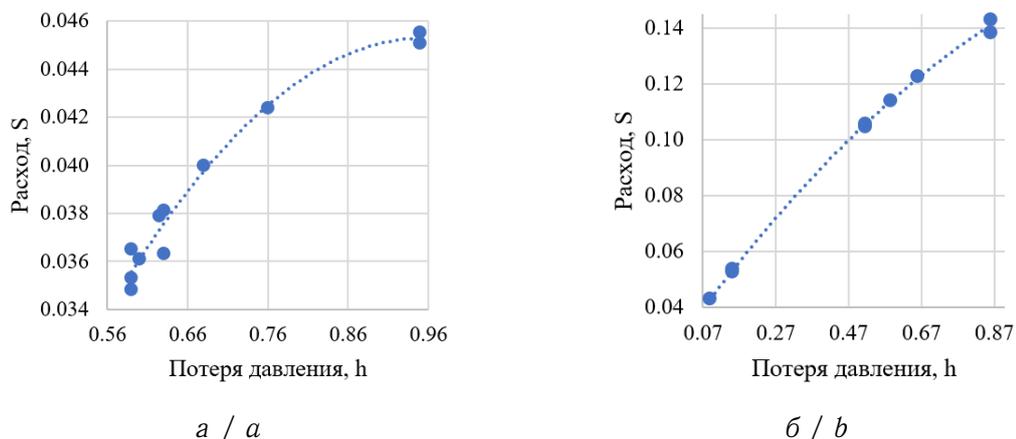


Рис. 8. Графики зависимостей объемного расхода от потери давления на расходомерах: а — до модернизации, б — после модернизации

Fig. 8. Dependences of volume flow on pressure loss in flowmeters: a is before modernization, b is after modernization



Модернизация расходомеров позволила снизить их гидравлическое сопротивление практически в 10 раз — с 453 до $47 \frac{\text{М}}{\left(\frac{\text{М}^3}{\text{ч}}\right)^2}$.

Этапы 7–9. После модернизации расходомеров была проведена повторная их калибровка, а также повторные эксперименты на экспериментальном стенде.

Полученные графики расхода по ветвям ВСА и НСА были наложены на аналогичные графики, полученные при численном моделировании той же модели артерии. Средняя разница в сравнении с результатами моделирования в Ansys CFX при измерении расходов с помощью модернизированных расходомеров составила не более 6%.

Результаты численного и натурального экспериментов представлены на рис. 9.

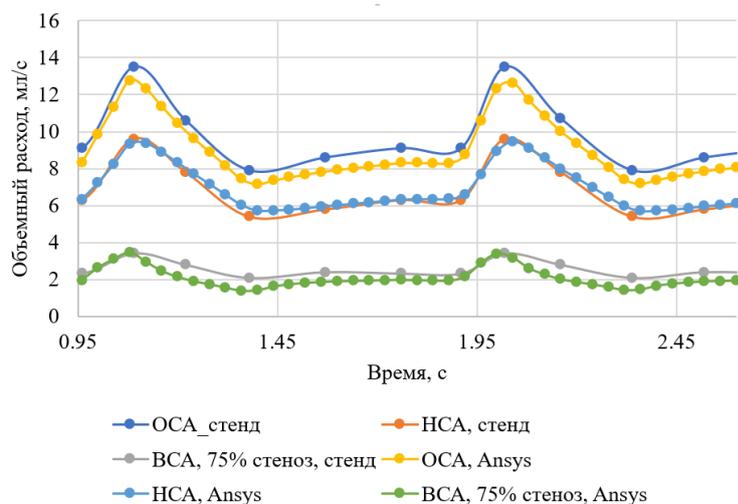


Рис. 9. Графики расходов в модели сонной артерии с 75%-ным стенозом ВСА: сравнение результатов натурального и численного экспериментов (цвет online)

Fig. 9. Flow charts in a carotid artery model with 75% ICA stenosis: comparison of the results of full-scale and numerical experiments (color online)

Таким образом, впервые был разработан экспериментальный стенд для моделирования динамики кровотока по моделям крупных артерий человека, в котором использованы крыльчатые расходомеры YF-S401. Показано, что измерение расхода по ветвям сонной артерии с помощью крыльчатых расходомеров возможно с ошибкой не более 6% в сравнении с численным моделированием.

К недостаткам крыльчатых расходомеров можно отнести то, что они передают сигнал не чаще, чем 8–10 раз в секунду. В то же время их доступность и невысокая стоимость, а также возможность подключения к программно-аппаратной платформе Arduino делают их незаменимыми при разработке экспериментальных стендов по моделированию динамики кровотока.

Выводы

Доработка расходомеров YF-S401 позволила снизить их гидравлическое сопротивление почти в 10 раз. Это дало возможность добиться высокой сходимости результатов натуральных и численных экспериментов. В результате можно сделать вывод, что крыльчатые расходомеры пригодны для использования в экспериментальном стенде по исследованию динамики кровотока в крупных артериях человека.



Список литературы

1. Ivanova Y. F., Yukhnev A. D., Gataulin Y. A., Smirnov E. M., Vrabiya A. A., Vavilov V. N. Numerical and experimental study of the 3D flow in a graft-artery junction model // *Journal of Physics: Conference Series*. 2020. Vol. 1675, iss. 2020. P. 012003. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1675/1/012003>
2. Drayson O., Bernardini N., Abderrahaman A. B., Cerquetani L., Cipolletta A., Ferrer B. D., Falcone F., Gabetti S., Genoni M., Torta E., Vagnone F., Aguzzi M., Audas C., Compin M., Favier J.-J., Lizy-Destrez S., Morbiducci U. AIM (Artery in microgravity): An ICE cubes mission by university students // *Proceedings of the 3rd Symposium on Space Educational Activities*. University of Leicester, UK, 2019. P. 109–113. <https://doi.org/10.29311/2020.27>
3. Levesque J., Hermawan H., Dube D., Mantovani D. Design of a pseudo-physiological test bench specific to the development of biodegradable metallic biomaterials // *Acta Biomaterialia*. 2008. Vol. 4, iss. 2. P. 284–295. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2007.09.012>
4. Sindeev S. V., Frolov S. V., Liepsch D. Experimental setups for studies of blood flow in arteries of cardiovascular system // *Вопросы современной науки и практики. Университет им. В. И. Вернадского*. 2017. № 4 (66). С. 231–236. <https://doi.org/10.17277/voprosy.2017.04.pp.231-236>, EDN: YLQRCN
5. Elliott W., Scott-Drechsel D., Tan W. *In vitro* model of physiological and pathological blood flow with application to investigations of vascular cell remodeling // *Journal of Visualized Experiments*. 2015. Vol. 3, iss. 105. P. e53224. <https://doi.org/10.3791/53224>
6. Доль А. В., Иванов Д. В., Бахметьев А. С., Киреев С. И., Майстренко Д. Н., Гудзь А. А. Численное исследование влияния стеноза внутренних сонных артерий на гемодинамику артерий виллизиевого круга // *Российский журнал биомеханики*. 2021. Т. 25, № 4. С. 356–368. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2021.4.01>
7. Пуговкин А. А., Селищев С. В., Телышев Д. В. Стенд моделирования сердечно-сосудистой системы для испытаний аппаратов вспомогательного кровообращения // *Медицинская техника*. 2015. Т. 4, № 292. С. 17–20. EDN: TZHKBL
8. Иванов Д. В., Доль А. В. Биомеханическое моделирование. Саратов : Амирит, 2021. 250 с.
9. Лойцянский Л. Г. *Механика жидкости и газа : учебник для вузов по специальности «Механика»*. Москва : Наука, 1973. 847 с.
10. Schäfer M. Finite-Volume Methods for Incompressible Flows // Schäfer M. *Computational Engineering – Introduction to Numerical Methods*. Cham : Springer, 2022. P. 247–282. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-76027-4>

References

1. Ivanova Y. F., Yukhnev A. D., Gataulin Y. A., Smirnov E. M., Vrabiya A. A., Vavilov V. N. Numerical and experimental study of the 3D flow in a graft-artery junction model. *Journal of Physics: Conference Series*, 2020, vol. 1675, iss. 2020, pp. 012003. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1675/1/012003>
2. Drayson O., Bernardini N., Abderrahaman A. B., Cerquetani L., Cipolletta A., Ferrer B. D., Falcone F., Gabetti S., Genoni M., Torta E., Vagnone F., Aguzzi M., Audas C., Compin M., Favier J.-J., Lizy-Destrez S., Morbiducci U. AIM (artery in microgravity): An ICE cubes mission by university students. *Proceedings of the 3rd Symposium on Space Educational Activities*. University of Leicester, UK, 2019, pp. 109–113. <https://doi.org/10.29311/2020.27>
3. Levesque J., Hermawan H., Dube D., Mantovani D. Design of a pseudo-physiological test bench specific to the development of biodegradable metallic biomaterials. *Acta Biomaterialia*, 2008, vol. 4, iss. 2, pp. 284–295. <https://doi.org/doi.org/10.1016/j.actbio.2007.09.012>



4. Sindeev S. V., Frolov S. V., Liepsch D. Experimental setups for studies of blood flow in arteries of cardiovascular system. *Problems of Contemporary Science and Practice. Vernadsky University*, 2017, iss. 4 (66), pp. 231–236. <https://doi.org/voprosy.2017.04.pp.231-236>
5. Elliott W., Scott-Drechsel D., Tan W. *In vitro* model of physiological and pathological blood flow with application to investigations of vascular cell remodeling. *Journal of Visualized Experiments*, 2015, vol. 3, iss. 105, pp. e53224. <https://doi.org/10.3791/53224>
6. Dol A. V., Ivanov D. V., Bakhmetev A. S., Kireev S. I., Maystrenko D. N., Gudz A. A. Influence of the internal carotid arteries stenosis on the hemodynamics of the circle of Willis communicating arteries: A numerical study. *Russian Journal of Biomechanics*, 2021, vol. 25, iss. 4, pp. 305–316. <https://doi.org/10.15593/RZhBiomeh/2021.4.01>
7. Pugovkin A. A., Selishchev S. V., Telyshev D. V. Simulator for modeling the cardiovascular system for testing circulatory assist devices. *Biomedical Engineering*, 2015, vol. 49, iss. 4, pp. 213–216. <https://doi.org/10.1007/s10527-015-9542-6>, EDN: WTTUYF
8. Ivanov D. V., Dol A. V. *Biomekhanicheskoe modelirovanie* [Biomechanical Modeling]. Saratov, Amirit, 2021. 250 p. (in Russian).
9. Loitsyansky L. G. *Mekhanika zhidkosti i gaza* [Mechanics of Liquid and Gas]. Moscow, Nauka, 1973. 847 p. (in Russian).
10. Schäfer M. Finite-volume methods for incompressible flows. In: Schäfer M. *Computational Engineering – Introduction to Numerical Methods*. Cham, Springer, 2022, pp. 247–282. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-76027-4>

Поступила в редакцию / Received 24.05.2022

Принята к публикации / Accepted 12.06.2022

Опубликована / Published 30.11.2022