

DOI: 10.15514/ISPRAS-2025-37(1)-3



Компьютерное моделирование и оптимизация конструкции микрофлюидного чипа

А.А. Варфоломеева, ORCID: 0009-0004-8931-5646 <aavarfolomeeva@edu.hse.ru>

Л.А. Пятко, ORCID: 0009-0002-6321-2732 <lapyatko@edu.hse.ru>

С.Р. Паршина, ORCID: 0009-0008-2011-4220 <srparshina@edu.hse.ru>

*Национальный исследовательский университет “Высшая Школа Экономики”,
Россия, 123458, г. Москва, ул. Таллинская, д. 34.*

Аннотация. Работа посвящена анализу гидродинамической модели клапана Теслы, позволяющего регулировать поток жидкости в конструкции микрофлюидного чипа. При моделировании движения жидкости в сложных клапанах Теслы, состоящих из нескольких петель, часто прибегают к анализу одной петли и дальнейшей экстраполяции результатов на весь клапан. Для подтверждения или опровержения корректности данного метода, в работе анализируются клапаны Теслы состоящие из одной и восьми петель. Для них была изучена возникающая разность давлений и диодичность. На основе полученных данных было выявлено, что гидродинамика клапана Теслы является нелинейной и не позволяет корректно обобщать результаты, полученные для одной петли, на клапаны, состоящие из большего числа петель.

Ключевые слова: микрофлюидика; гидродинамика; клапан Теслы; расчетная платформа Ansys Workbench; платформа численного моделирования OpenFOAM.

Для цитирования: Варфоломеева А.А., Пятко Л.А., Паршина С.Р. Компьютерное моделирование и оптимизация конструкции микрофлюидного чипа. Труды ИСП РАН, том 37, вып. 1, 2025 г., стр. 55–64. DOI: 10.15514/ISPRAS-2025-37(1)-3.

Modeling and Analysis of the Microfluidic Chip

A.A. Varfolomeeva, ORCID: 0009-0004-8931-5646 <aavarfolomeeva@edu.hse.ru>

L.A. Pyatko, ORCID: 0009-0002-6321-2732 <lapyatko@edu.hse.ru>

S.R. Parshina, ORCID: 0009-0008-2011-4220 <srparshina@edu.hse.ru>

National Research University Higher School of Economics,

Tallinskaya Street, 34, Moscow, 123458, Russia.

Abstract. The work is devoted to the analysis of the hydrodynamic model of the Tesla valve, which allows to regulate the flow of liquid in the design of a microfluidic chip. When modelling fluid motion in complex Tesla valves consisting of several loops, one often resorts to analyzing a single loop and further extrapolating the results to the entire valve. To confirm or refute the validity of this method, valves consisting of one and eight loops are analyzed in the work. The resulting pressure difference and diodicity were studied. Based on the obtained data, it was revealed that the hydrodynamics of the Tesla valve is nonlinear and does not correctly generalize the results obtained for one loop to valves consisting of a larger number of loops.

Keywords: microfluidics; hydrodynamics; Tesla valve; Ansys Workbench; OpenFOAM.

For citation: Varfolomeeva A.A., Pyatko L. A., Parshina S.R. Modelling and analysis of the microfluidic chip. *Trudy ISP RAN/Proc. ISP RAS*, vol. 37, issue 1, 2025, pp. 55-64 (in Russian). DOI: 10.15514/ISPRAS-2025-37(1)-3.

1. Введение

Микрофлюидика – быстро развивающаяся наука, которая стала неотъемлемой частью многих инженерных и биомедицинских приложений [1]. Ее применяют повсеместно, например, в технологии «орган на чипе» (ООАС) – новой разработке, основанной на микрофлюидных платформах и культивировании клеток *in vitro* [2]. Разработаны устройства – «отек легких на чипе», изготовленное с использованием методов мягкой литографии [3], «легочные дыхательные пути на чипе» для исследования взаимодействия между гладкомышечными и эпителиальными клетками [4] и «сердце на чипе» для получения сердечной ткани из новорожденных крыс и кардиомиоцитов [5]. В 2001 году было предложено экспериментальное устройство для наблюдения за трубчатым потоком почечных клеток [6], а позднее предложили конструкцию «почки на чипе», основанную на микроэлектромеханической системе (МЭМС) [7]. Микрожидкостная культура клеток позволяет контролировать поток жидкости в микрометровом и нанолитровом масштабе и облегчает анализ экспериментов, начиная с уровня отдельной клетки и заканчивая крупными популяциями клеток и тканями [8].

Микрофлюидный чип представляет собой систему каналов и полостей, позволяющую реализовывать различные операции выделения, сортировки и анализа биологической пробы [4, 8, 9]. Микроканалы формируются в пластине полидиметилсилоксана (PDMS), которая наклеивается на предметное стекло. Для обеспечения движения жидкости внутри каналов используется система пневмонасосов, мембраны которых также формируются в PDMS пластине.

Клапан Теслы в макромасштабе был изобретен Николой Теслой в 1920 году для применения в газовых турбинах [10]. В связи с растущим интересом к микроэлектромеханическим системам (MEMS) [11, 12] в 1990-х годах этот тип клапанов был применен для микрожидкостных систем [13]. В результате множества исследований было выяснено, что клапан Теслы без движущихся частей гораздо более устойчив к износу и усталости, а расход для насоса (объем жидкости, перекачиваемый оборудованием в единицу времени) с такой формой почти в три раза больше, чем у аналогичного насоса, но с клапанами неоптимизированной формы [14-16]. Проводились исследования по оптимизации геометрии клапана (рис. 1) путем изменения внутреннего радиуса, угла и прямого сегмента

устройства [17-19].

В работе [20] была предложена трехмерная параметрическая модель клапана Теслы (рис. 2), которая показывает лучшие результаты работы с точки зрения диодичности (характеристики отношения обратного потока к прямому) относительно предыдущей геометрии (рис. 1). Для этой модели проводились исследования по оптимизации параметров, а именно подбирались оптимальное количество петель клапана [21, 22] и длина прямого сегмента устройства [23]. Исследования проводились с целью изучения клапана Теслы, напоминающего по форме жидкостный выпрямитель [24, 25].

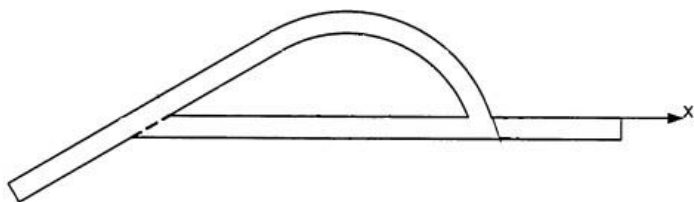


Рис. 1. Геометрия клапана Теслы [17].
Fig. 1. The geometry of the Tesla valve [17].

Позже конструкция клапана на рис. 2 использовалась при проверке эффективности оптимизированной абляции в режиме фемтосекундной записи, для чего использовался клапан Теслы, состоящий из 8 петель (рис. 4) [26]. В работах [17, 20] вместо моделирования всего клапана Теслы, состоящего из 8 петель, исследуется одна петля, после чего полученные данные экстраполируются на клапан целиком.

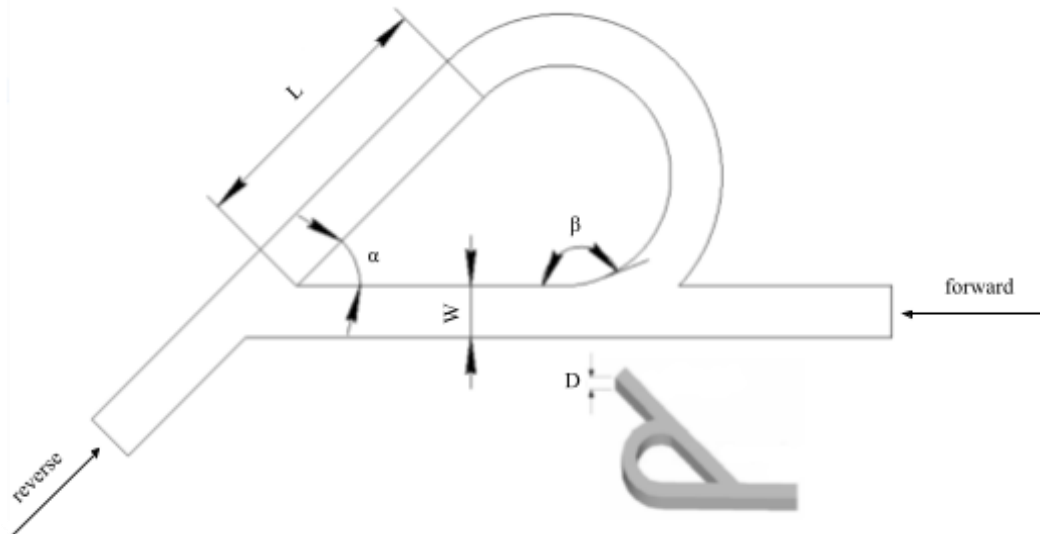


Рис. 2. Схематическое изображения клапана Теслы.
Fig. 2. Schematic representation of the Tesla valve.

2. Подготовка конечно-элементной модели

Конечно-элементная модель была построена с использованием расчетной платформы Ansys Workbench Fluent методом MultiZone с опцией Hexa. Метод MultiZone основан на блочной технологии и обеспечивает автоматическое разделение геометрии на две группы геометрических тел: объёмы, к которым может быть применен метод Sweep для построения гексаметки с протягиванием сеточных элементов вдоль некоторой оси, и остальные объёмы,

для которых строится гексасетка неструктурированного типа.

Для геометрии, представленной на рис. 2, были построены 3 сетки методом MultiZone с опцией Hexa с заданной длиной ребра каждого элемента 6, 4.5 и 3 мкм, чтобы определить, с какого момента сетка становится достаточно точной для моделирования (рис. 3). Экспериментальным путем было выяснено, что, начиная с длины ребра 4.5 мкм, разница между значениями, полученными в результате моделирования, отличается меньше, чем на 2%. Было решено использовать длину грани 4.5 мкм для построения сеток.

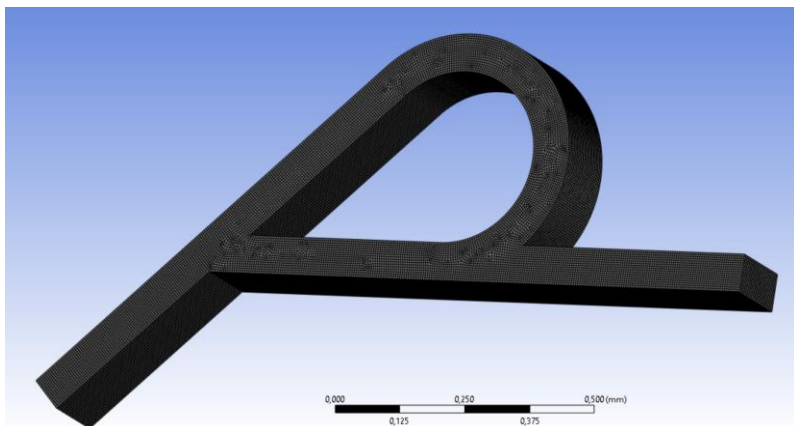


Рис. 3. Конечно-элементная модель клапана Теслы.

Fig. 3. Finite element model of the Tesla valve.

Для модели клапана с резервуарами (рис. 4) использовалось несколько разных длин: на клапане Теслы длина ребра каждого элемента составляла 6 мкм, на резервуарах – 400 мкм и на клапане длина грани 12 мкм, а на резервуарах – 400 мкм. Также после проведения экспериментов была достигнута точность в 10% и далее использовалась сетка с длинами ребер 6 мкм на клапане и 400 мкм на цилиндрах.

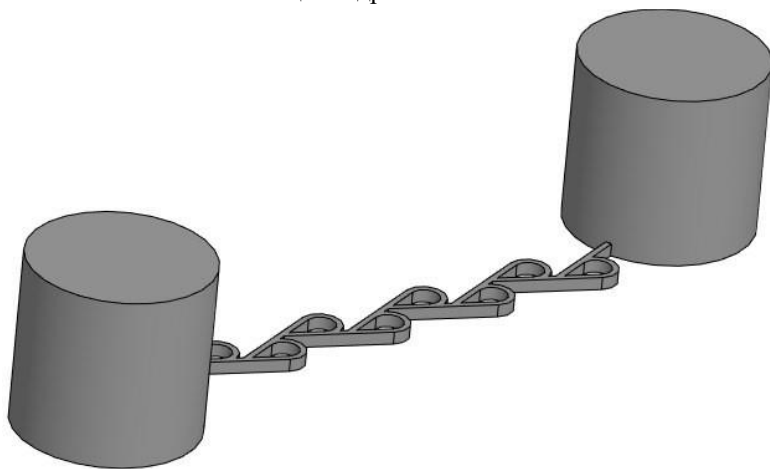


Рис. 4. Модель клапана Теслы из 8 петель.

Fig. 4. Model with receptacles.

Для решения гидродинамической задачи течения жидкости в трехмерном клапане используется свободно распространяемый пакет с открытым исходным кодом OpenFOAM. Для решений уравнений Навье-Стокса выбран алгоритм SIMPLE, предназначенный для задач со стационарными течениями несжимаемой изотропной жидкости.

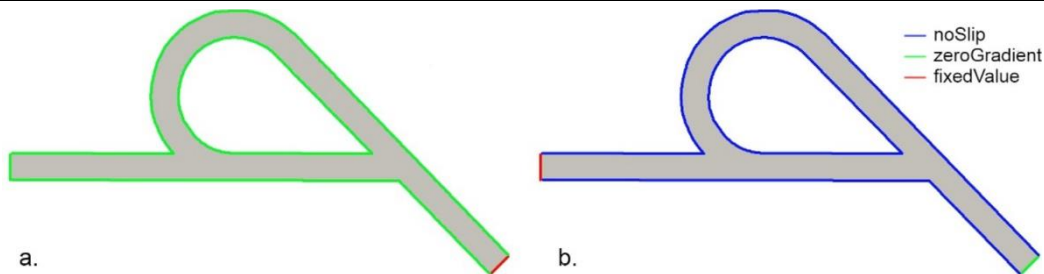


Рис. 5. Граничные условия для а) давления, б) скорости.
Fig. 5. Boundary conditions for a) pressure, b) velocity.

В качестве сплошной среды использовалась вода при температуре 20°C (с плотностью $\rho = 998.2 \text{ кг/м}^3$ и динамической вязкостью $\mu = 1.003 \times 10^{-3} \text{ кг/м} \cdot \text{с}$). Геометрическая модель одной петли клапана Теслы соответствует приведенному чертежу на рис. 2 с параметрами: $D = 150 \text{ мкм}$, $W = 75 \text{ мкм}$, $L = 400 \text{ мкм}$, $\alpha = 45^\circ$, $\beta = 20^\circ$. При моделировании использовалась трехмерная модель клапана, и устанавливались следующие граничные условия в случае прямого потока: для входа и боковых стенок применялись граничные условия первого и второго рода, а для выхода – граничные условия второго и первого рода для скорости (рис. 5а) и давления (рис. 5б) соответственно. При этом давление на выходе считалось равным 0 Па, а скорость на входе была равномерно распределена по всей грани и находилась в диапазоне от 1 мл/мин до 3.5 мл/мин. При такой скорости число Рейнольдса варьировалось между 148 и 519. При изменении направления потока с прямого на обратный осуществляется инверсия граничных условий для скорости и давления, заданных на входной и выходной границах.

3. Результаты

3.1 Анализ клапана Теслы с одной и восемью петлями

При изучении влияния клапанов Теслы на характеристики системы, часто является целесообразным редуцировать систему до более простых фрагментов, моделируя и исследуя которые, можно делать выводы о поведении системы целиком. Одним из возможных вариантов является моделирование одной петли клапана Теслы. Тогда, согласно гипотезе, разность давлений P создаваемая n одинаковыми петлями можно описать следующей формулой: $P = n \cdot P_0$, где P_0 – разность давлений, создаваемая одной петлей. Подобный метод позволяет существенно уменьшить компьютерное время, затрачиваемое методом контрольных объемов, но в то же время, ввиду общей нелинейности процессов гидродинамики, остается не до конца понятным, насколько редукция системы влияет на погрешность итоговых результатов. Для проверки справедливости гипотезы, описанной выше, были исследованы две модели клапана Теслы: с одной и восемью петлями.

По результатам моделирования можно сказать, что распределение скорости в петлях клапана Теслы с 8 петлями (рис. 6а) практически совпадает с распределением скорости в модели с одним клапаном Теслы (рис. 6б). Также можно заметить, что каждая петля (рис. 6с и 6д) создает разность давлений между участками канала до и после него. Однако, как оказалось, зависимость между количеством петель и возникающей разностью давлений нельзя назвать линейной. Так, например, для скорости 3.5 мл/мин разность давлений, полученная с помощью модели с восемью петлями на 6.5% больше, чем разность давлений, вычисленная из модели с одной (рис. 7). Эта же величина на 40.2% меньше в случае прямого потока. Можно сделать вывод, что линейная модель не позволяет делать правильные выводы о процессах, протекающих в клапанах Теслы, состоящих из нескольких петель.

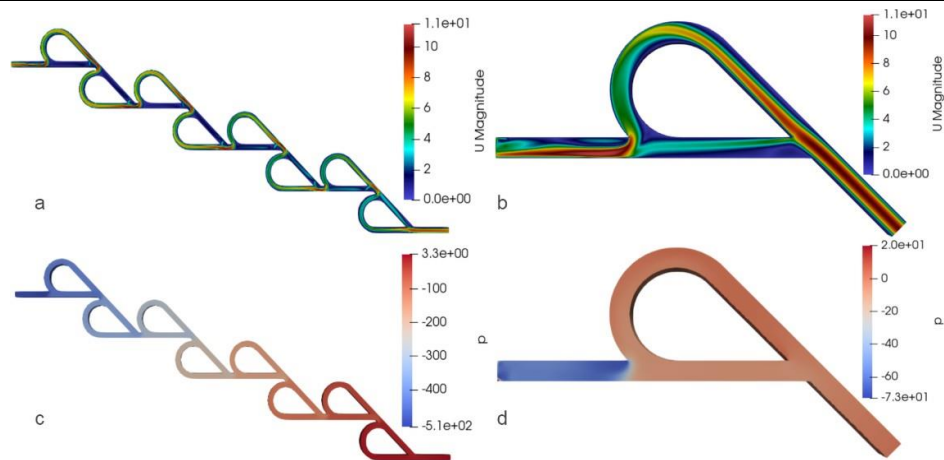


Рис. 6. Результаты моделирования для $v=3.5$ мл/мин в обратном потоке
скорость, 8 петель, б) скорость, одна петля,
с) кинематическое давление, 8 петель, д) кинематическое давление, одна петля.
Fig. 6. Simulation results for $v=3.5$ ml/min in reverse flow
a) velocity, 8 loops b) velocity, 1 loop,
c) kinematic pressure, 8 loops, d) kinematic pressure, 1 loop.

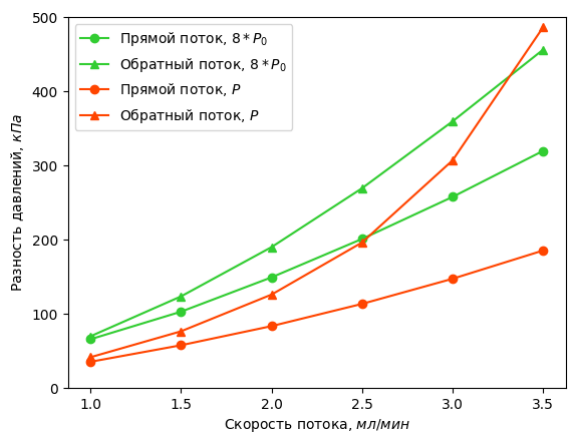


Рис. 7. Разность давлений для двух моделей.
Fig. 7. Pressure difference for two models.

Также, для каждой из моделей можно вычислить её диодичность. Эта величина является отношением разности давлений обратного и прямого потока, и часто служит как показатель эффективности клапана Теслы:

$$D(v) = \frac{\Delta P^-(v)}{\Delta P^+(v)}$$

Из рис. 8 видно, что диодичность одного клапана лишь немного превосходит 1, в то время как каскад из 8 клапанов увеличивает диодичность до 2.83, то есть весьма значительно.

3.2 Анализ клапана Теслы с добавленными резервуарами по его краям и без них

Для валидации модели с реальными данными было проведено сравнение результатов моделирования с экспериментальной работой [26]. В ней жидкость попадала в канал не 60

напрямую, а через резервуары с обеих сторон канала. Для корректного сравнения была построена модель, учитывающая особенности проведения эксперимента (рис. 4). Для проведения оценки был выполнен расчет на крайних значениях скорости, поскольку с усложнением модели возрастает вычислительная нагрузка. Визуализация результатов моделирования для геометрии с резервуарами в обратном потоке при расходе 3.5 мл/мин представлены на рисунке 9а для распределения поля скоростей и на рисунке 9б для распределения кинематического давления.

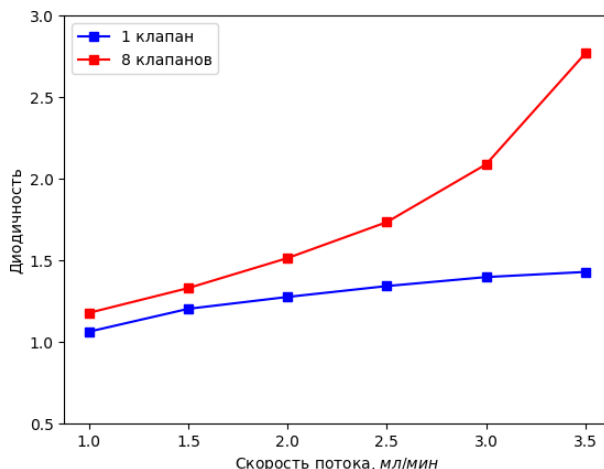


Рис. 8. Диодичность для канала с 1 и 8 клапанами Теслы.

Fig. 8. Diodicity for channel with 1 and 8 Tesla valves.

Результаты показали, что диодичность в случае отсутствия резервуаров отличается на 51.3%, а с резервуарами – на 30.2% от экспериментальных данных (табл. 1). Средние значения перепада давления отличаются на 67% (табл. 2) как для геометрии без резервуаров, так и для геометрии с ними в сравнении с результатами эксперимента. Такие значения ошибок не позволяют подтвердить валидность построенной модели. Сравнительный анализ между геометриями с резервуарами и без показывает, что разница диодичности при минимальной скорости составляет 0.86%, а при максимальной – 23.6%. При скорости 1 мл/мин обе модели демонстрируют схожие результаты, при этом разница в возникающих давлениях не превышает 2%. Однако при скорости 3.5 мл/мин различия становятся более выраженными. В частности, разница давления в обратном потоке в модели без резервуаров на 16.6% превышает таковую в модели с резервуарами, тогда как в прямом потоке наблюдается противоположная ситуация: разница давления в модели без резервуаров на 11% меньше, чем в модели с ними.

4. Заключение

В результате исследования было выяснено, что моделирование одной петли клапана Теслы не позволяет делать корректные выводы о физико-механических свойствах всей исследуемой области. При использовании предположения, что разность давлений линейно зависит от количества петель клапана, погрешность измерений может достигать 40%. Также было изучено, насколько условие проведения эксперимента – попадание жидкости не напрямую в канал, а через резервуары – может повлиять на измерение разности давлений и диодичности. Оказалось, что для небольшого расхода (1 мл/мин) разность давлений в моделях с резервуарами и без них отличается не более чем на 2%. Однако при скорости 3.5 мл/мин различия в разности давлений в обеих моделях может достигать до 17%, а диодичность на 31% больше в модели без резервуаров, чем с ними.

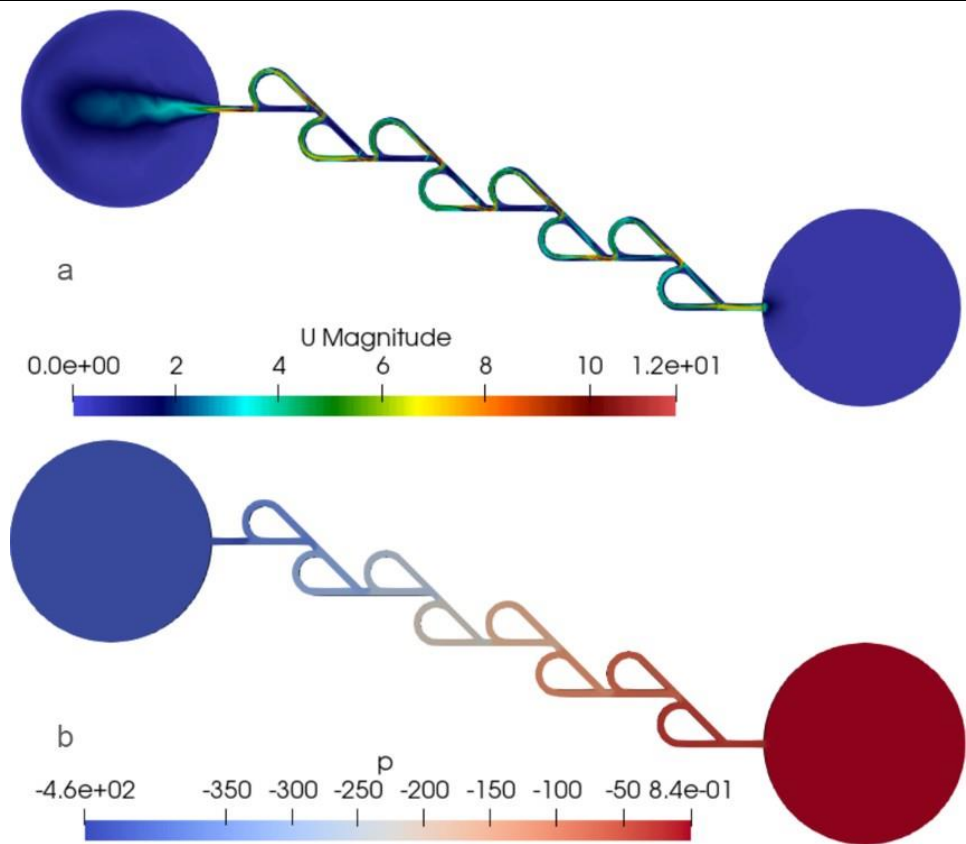


Рис. 9. Результаты для модели с резервуарами в обратном потоке, $v = 3.5$ мл/мин
а) скорость, б) кинематическое давление.

Fig. 9. Simulation results for a model with tanks in reverse flow, $v = 3.5$ ml/min
a) velocity, b) kinematic pressure.

Табл. 1. Диодичность. Сравнение результатов с экспериментом [26].
Table 1. Diodicity. Comparison of the results with the experiment [26].

	Di		
v, мл/мин	8 клапанов	8 клапанов + резервуары	статья
1	1.16	1.15	0.90
3.5	2.83	2.16	1.63
Разница со статьей [26]	29.1%	28.0%	
	73.5%	32.5%	

Табл. 2. Перепад давления. Сравнение результатов с экспериментом [26].

Table 2. Pressure drop. Comparison of the results with the experiment [26].

	р, кПа					
	8 клапанов		8 клапанов + резервуары		статья	
ν, мл/мин	forward	reverse	forward	reverse	forward	reverse
1	28.8	33.4	29.3	33.7	100	90
3.5	148.2	418.9	166.5	359.3	620	1010
Сравнение результатов со статьёй [26]	71.2%	62.9%	70.7%	62.5%		
	76.1%	58.5%	73.1%	64.4%		

Список литературы / References

- [1]. Nguyen, N.-T.; Wereley, S.T. Fundamentals and Applications of Microfluidics. Artech House, 2002.
- [2]. Mufeeda C. Koyilot, Priyadarshini Natarajan, Clayton R. Hunt, Sonish Sivarajkumar,1 Romy Roy, Shreeram Joglekar, Shruti Pandita, Carl W. Tong, Shamsudheen Marakkar, Lakshminarayanan Subramanian, Shalini S. Yadav, Anoop V. Cherian, Tej K. Pandita, Khader Shameer, Kamlesh K. Yadav Breakthroughs and Applications of Organ-on-a-Chip Technology. Cells, vol. 11, 2022. 1828 p.
- [3]. Huh, D.; Matthews, B.D.; Mammoto, A.; Montoya-Zavala, M.; Hsin, H.Y.; Ingber, D.E. Reconstituting organ-level lung functions on a chip. Science, vol. 328, pp. 1662-1668.
- [4]. Humayun, M.; Chow, C.W.; Young, E.W.K. Microfluidic lung airway-on-a-chip with arrayable suspended gels for studying epithelial and smooth muscle cell interactions. Lab Chip, vol. 18, 2018, pp. 1298-1309.
- [5]. Marsano, A.; Conficconi, C.; Lemme, M.; Occhetta, P.; Gaudiello, E.; Votta, E.; Cerino, G.; Redaelli, A.; Rasponi, M. Beating heart on a chip: A novel microfluidic platform to generate functional 3D cardiac microtissues. Lab Chip., vol. 16, 2016, pp. 599-610.
- [6]. Essig, M.; Terzi, F.; Burtin, M.; Friedlander, G. Mechanical strains induced by tubular flow affect the phenotype of proximal tubular cells. Am. J. Physiol. Renal Physiol, vol. 281, 2001, pp. 751-762.
- [7]. Weinberg, E.; Kaazempur-Mofrad, M.; Borenstein, J. Concept and computational design for a bioartificial nephron-on-a-chip. Int. J. Artif. Organs, vol. 31, 2008, pp. 508-514.
- [8]. Matthias Mehling, Savas, Tay Mehling, M. Microfluidic cell culture. Current Opinion in Biotechnology, vol. 25, 2014, pp. 95-102.
- [9]. Tatara, A.M. Role of Tissue Engineering in COVID-19 and Future Viral Outbreaks. Tissue Eng., vol. A(26), 2020, pp. 468-474.
- [10]. Tesla N. Valvular conduit. U.S. Patent No. 1329559, 1920.
- [11]. Mcdonald, J.C.; Duffy, D.C.; Anderson, J.R.; Chiu, D.T.; Wu, H.; Schueller, O.J.; Whitesides, G.M. Fabrication of microfluidic system in poly (dimethylsiloxane). Electrophoresis., vol. 21, 2015, pp. 27-40.
- [12]. Weng, X.; Yan, S.; Zhang, Y.; Liu, J.; Shen, J. Design, simulation and experimental study of a micromixer based on Tesla valve structure. Chem. Ind. Eng. Prog., vol. 40, 2021, pp. 4173-4178.
- [13]. Forster F.K., Bardell R.L., Afromowitz M.A. and Sharma N.R. Design, fabrication and testing of fixed-valve micro-pumps. Proc. ASME Fluids Engineering Division, ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (San Francisco), vol. 234, 1995, pp. 39-44.
- [14]. Gamboa, A.R.; Morris, C.J.; Forster, F.K. Improvements in fixed valve micropump performance through shape optimization of valves. J. Fluids Eng., vol. 127, 2005, 339 p.
- [15]. Agnes Purwidyantri, Brilliant Adhi Prabowo Tesla Valve Microfluidics: The Rise of Forgotten Technology. Chemosensors, vol. 11, 2023, 256 p.
- [16]. Raymond H. W. Lam, Wen J. Li A Digitally Controllable Polymer-Based Microfluidic Mixing Module Array. Micromachines, vol. 3, 2012, pp. 279-294.
- [17]. T-Q. Truong, N-T. Nguyen Simulation and optimization of Tesla Valves. Nanotech, vol. 1, 2003, 1 p.

- [18]. Fred K. Forster, Ronald L. Bardell, Martin A. Afromowitz, Nigel R. Sharma, Alan Blanchard Design, fabrication and testing of fixed-valve micro-pumps. ASME Fluids Engineering Division, vol. 234, 1995, pp. 39-44.
- [19]. Zhi-jiang Jin, Zhi-xin Gao, Min-rui Chen, Jin-yuan Qian Parametric study on Tesla valve with reverse flow for hydrogen decompression. Elsevier International Journal of Hydrogen Energy, vol. 43, 2018, pp. 8888-8896.
- [20]. S. Zhang, S. H. Winoto and H.T. Low Performance Simulations of Tesla Microfluidic Valves. MicroNanoChina, vol. 21107, 2007, pp. 15-19.
- [21]. S. M. Thompson, B. J. Paudel, T. Jamal, D. K. Walters Numerical Investigation of Multistaged Tesla Valves. Journal of Fluids Engineering, vol. 136, 2014, 9 p.
- [22]. Benoit Scheid On the diodicity enhancement of multistage Tesla valves. Physics of Fluids, vol. 35, 2023, 5 p.
- [23]. Faras Al Balushi, Arash Dahi Taleghani A Reversible Miniaturized Tesla Valve. ASME Open J. Engineering, vol. 3, 2024, 10p.
- [24]. Kazem Mohammadzadeh, Amin Kolahdouz, Ebrahim Shirani, Mohammad Behshad Shafii Numerical Investigation on The Effect of The Size and Number of Stages on The Tesla Microvalve Efficiency. Journal of Mechanics, vol. 1, 2013, pp. 1-8.
- [25]. Reed, J. L. and Fla, O., Fluidic Rectifier. U. S. Patent., 1993.
- [26]. Deividas Andriukaitis, Rokas Vargalis, Lukas Šerpytis, Tomas Drevinskas, Olga Kornysheva, Mantas Stankevičius, Kristina Bimbraitė-Survilienė, Vilma Kaškonienė, Audrius Sigita Maruškas, Linas Jonušauskas Fabrication of Microfluidic Tesla Valve Employing Femtosecond Bursts. Micromachines, vol. 13(8), 2022, pp. 1180.

Информация об авторах / Information about authors

Анастасия Андреевна ВАРФОЛОМЕЕВА – студентка НИУ ВШЭ, обучается на программе бакалавриата по направлению «Прикладная математика». Сфера научных интересов: Вычислительная гидродинамика и микрофлюидные устройства.

Anastasia Andreevna VARFOLOMEEVA is enrolled in the bachelor's degree program in Applied Mathematics. Research interests: Computational fluid dynamics and microfluidic devices.

Лев Андреевич ПЯТКО – студент НИУ ВШЭ, обучается на программе бакалавриата по направлению «Прикладная математика». Сфера научных интересов: Вычислительная гидродинамика и микрофлюидные устройства.

Lev Andreevich PYATKO is enrolled in the bachelor's degree program in Applied Mathematics. Research interests: Computational fluid dynamics and microfluidic devices.

Софья Романовна ПАРШИНА – студентка НИУ ВШЭ, обучается на программе бакалавриата по направлению «Прикладная математика». Сфера научных интересов: Вычислительная гидродинамика и микрофлюидные устройства.

Sofya Romanovna PARSHINA is enrolled in the bachelor's degree program in Applied Mathematics. Research interests: Computational fluid dynamics and microfluidic devices.