

УДК: 51–76, 616.13–089

## Компьютерное моделирование течения жидкости через биопротез клапана сердца

Клышников К.Ю.<sup>\*1</sup>, Овчаренко Е.А.<sup>†1</sup>, Батрагин А.В.<sup>‡2</sup>, Долгов Д.А.<sup>§3</sup>,  
Захаров Ю.Н.<sup>\*\*3,4</sup>, Иванов К.С.<sup>††3</sup>, Кудрявцева Ю.А.<sup>‡‡1</sup>,  
Шокин Ю.И.<sup>§§4</sup>, Барбараш Л.С.<sup>\*\*\*1</sup>

<sup>1</sup>ФГБНУ «НИИ Комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний», Кемерово, Россия

<sup>2</sup>НИ «Томский Политехнический Университет», Томск, Россия

<sup>3</sup>Кемеровский государственный университет, Кемерово, Россия

<sup>4</sup>Институт вычислительных технологий СО РАН, Новосибирск, Россия

**Аннотация.** Работа описывает особенности численного моделирования потоков жидкости переменной вязкости в задачах исследования протезов клапанов сердца. Компьютерное моделирование и его верификация выполнены на примере клинического медицинского изделия, применяемого в современной кардио-хирургической практике – биопротеза «ЮниЛайн» (Россия). Трехмерная пространственная модель объекта исследования была получена методом компьютерной микротомографии, с последующей реконструкцией сетки примитивов по двумерным срезам. В численном эксперименте использован метод погруженной границы, учитывающий взаимодействие твердого тела и жидкости, а также механику деформации элементов протеза – створчатого аппарата. Верификация расчетного алгоритма выполнена в установке пульсирующего потока в условиях имитации физиологических параметров гидродинамики, аналогичных используемым *in silico*. В целом, результаты моделирования согласуются с количественными и качественными данными гидродинамического эксперимента. Так, при численном моделировании был получен транспротезный градиент  $3.0 \pm 1.1$  мм рт.ст., эффективная площадь отверстия  $2.8$  см<sup>2</sup>, объем регургитации –  $0.1$  мл/мин. В то время, как при натурном эксперименте аналогичные показатели составили:  $6.5 \pm 3.6$  мм рт.ст.;  $2.3 \pm 0.6$  см<sup>2</sup>;  $3.1 \pm 1.7$  мл/мин, соответственно. Приведенный метод демонстрирует перспективность и потенциально может быть применен в задачах проектирования и исследовательских работах.

**Ключевые слова:** компьютерное моделирование, гидродинамика, протезирование, компьютерная микротомография.

---

\* Klyshnikovk@gmail.com

† Ov.eugene@gmail.com

‡ batranin@gmail.com

§ 9erthalion6@gmail.com

\*\* zaxarovyn@yandex.ru

†† topspin83@mail.ru

‡‡ kudrua@kemcardio.ru

§§ shokin@ict.nsc.ru

\*\*\* director@kemcardio.ru

## ВВЕДЕНИЕ

В кардиохирургической практике использование протезов является рутинным способом коррекции приобретенных пороков клапанов сердца [1, 2]. Постоянная оптимизация конструкций протезов, их компонентов и материалов снижают риск операционных осложнений и повышают эффективность всей процедуры протезирования, оказывая экономический эффект и улучшение качества жизни пациента [3, 4]. Современные методы доклинического тестирования новых моделей *in vitro* с использованием стендов и *in vivo* на моделях животных оценивают лишь интегральные показатели эффективности изделия: транспротезный градиент, эффективную площадь отверстия, регургитацию и т.д. [5, 6]. Однако понимание глубинных процессов и эффектов, возникающих при функционировании протезов, в особенности, створчатого аппарата, позволит на качественно ином уровне проводить оптимизацию их геометрии и структуры. Наиболее информативными инструментами для решения данной задачи – углубленного анализа функции элементов протеза, являются методы цифрового проектирования и последующего компьютерного анализа, позволяющие определить напряженно-деформированное состояние в каждой точке протеза или состояние потока жидкости в каждый момент времени [7, 8]. При этом, ряд параметров (например, поля напряжений, внутренняя, кинетическая энергия, параметры потока), исходно не могут быть определены в натурном эксперименте, т.к. являются внутренними характеристиками исследуемых тел [9].

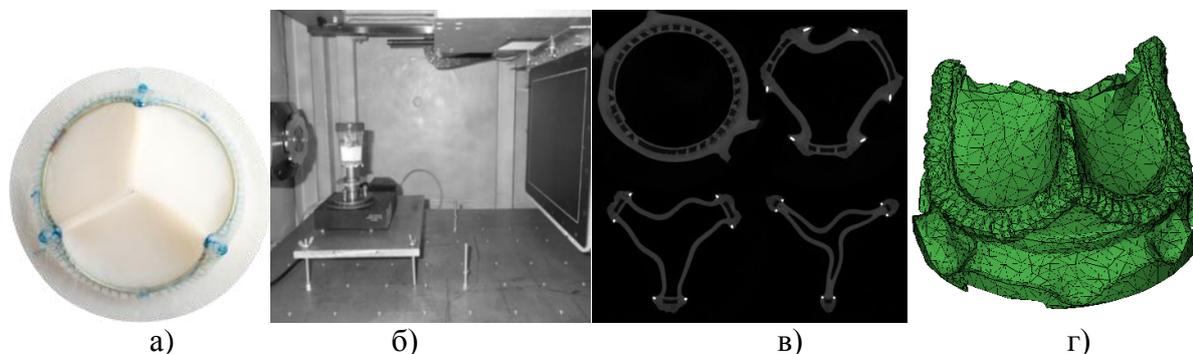
Существующие исследования в области моделирования работы протезов клапанов сердца несут значительные упрощения, основным из которых является изолированная постановка эксперимента или в твердотельном аспекте, или в аспекте гидродинамики, а также использование относительно простых для моделирования механических протезов [10–12]. Наиболее полно механику работы протеза может воспроизвести только сочетанный анализ работы «гидродинамика-твердое тело» (Fluid-Structure Interaction, FSI анализ), который требует значительных вычислительных ресурсов и качественной верификации, однако позволяет максимально приблизиться к условиям функционирования протеза в организме [13, 14]. В работе предложена математическая модель движения крови в аортальном сердечном клапане как течение несжимаемой жидкости с переменной вязкостью и плотностью, где форменные элементы являются примесью в плазме крови. Проведение сравнения получаемых численных результатов с результатами экспериментов *in vivo* во всей полноте крайне затруднительно, поэтому целью данного исследования является моделирование и последующая валидация работы биопротеза клапана сердца в условиях трехмерного нестационарного течения несжимаемой жидкости *in vitro*.

## МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

### Исследуемый протез клапана сердца

Численное компьютерное моделирование проводили на примере биопротеза атрио-вентрикулярного клапана сердца «ЮниЛайн» (ЗАО «НеоКор», г. Кемерово) типоразмера 30 мм. Протез представляет собой жесткий опорный каркас, на который монтируют створчатый аппарат из биологического материала, выполняющий запирательную функцию (рис. 1,в). Для максимально точного моделирования потоков и работы створчатого аппарата получали компьютерную модель биопротеза методом компьютерной микротомографии (микроКТ) [15, 16]. Основой используемой схемы явился рентгеновский аппарат с конусовидной полезной формой пучка. В исследовании использовали томограф Орел-МТ, реализующий вышеописанную схему на базе ламинографа Орел (производство ТСНК-лаб, Россия). В результате прохождения пучка рентгеновского излучения сквозь объект и возможности предметного столика

вращаться, получали серию проекций биопротеза. Разрешающая способность томографа в данной работе составила 25.4 мкм (размер вокселя), поскольку максимальное проекционное увеличение  $M = 5$  раз было определено размером объекта. Детектор располагали на расстоянии 0.5 м от рентгеновского аппарата, биопротез – на расстоянии 0.1 м. Параметры режима сканирования: Напряжение составило 140 кВ, ток – 23 мкА, число кадров для каждой проекции – 3, общее число проекций – 1200, Угловой шаг – 0.3. Для повышения контрастности изображений протез исследовали в герметичной таре в воздушной среде.

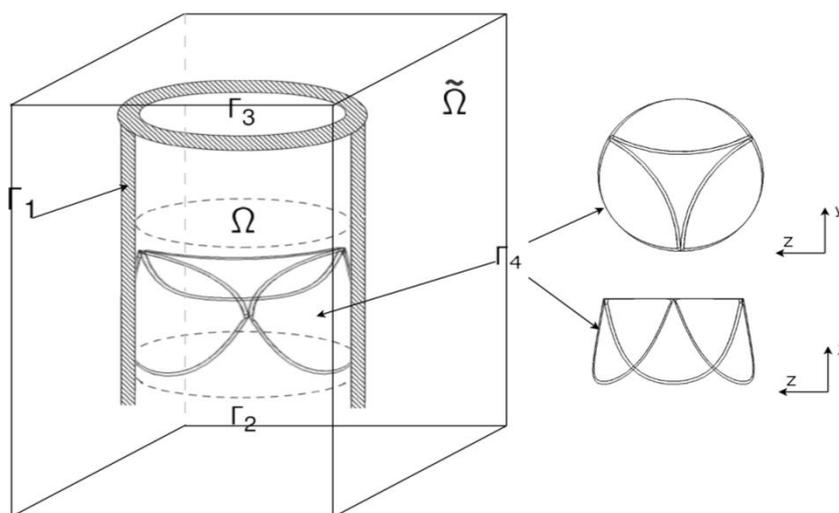


**Рис. 1.** Материал и методы исследования: а) биопротез клапана сердца «Юнилайн»; б) МикроКТ установка с размещенным объектом исследования, в) пример томографического среза, получаемого в результате сканирования, г) трехмерная модель исследуемого объекта, реконструированная по результатам сканирования.

На основании полученных проекционных изображений проводили реконструкцию трехмерной модели в программе 3D визуализации медицинских данных Amira (Zuse Institute Berlin, Германия) (рис. 1,г).

### Метод решения

В настоящей работе для определения движения створок клапана использовали метод погруженной границы [17], в соответствии с которым рассчитывали течение жидкости в параллелепипеде  $\tilde{\Omega}$ , который включает в себя  $\Omega$  (рис. 2). На границах  $\tilde{\Omega}$  задано условие прилипания.



**Рис. 2.** Изображение границ расчетной области, где  $\Gamma_1$  – граница сосуда,  $\Gamma_2$  – приточная область,  $\Gamma_3$  – выводная область,  $\Gamma_4$  – створки клапанов.

Для определения решения течения жидкости применяли метод сеток с использованием прямоугольной неравномерной разнесенной сетки  $\tilde{\Omega}_h$  с шагами  $h_{xi}$ ,  $h_{yj}$ ,  $h_{zk}$  с шахматным расположением узлов, где давление, дивергенция скорости и концентрация определяются в центре ячейки, а компоненты вектора скорости и внешних сил – на границах ячейки.

**Жидкость**

Источником движения крови в сосудах является давление создаваемое сокращением сердечной мышцы, следовательно, задачу о движении крови в сердечном клапане описывали нестационарной системой дифференциальных уравнений Навье–Стокса:

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nabla \sigma + \mathbf{f} \tag{1}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \tag{2}$$

Начальные краевые условия описаны как:

$$\mathbf{u}(\bar{\mathbf{x}}, 0) = \mathbf{u}_0, \quad \mathbf{u}|_{\Gamma_1 \Gamma_4} = \mathbf{u}_b, \quad v, w|_{\Gamma_2 \Gamma_3} = 0, \tag{3}$$

$$p_{\Gamma_2} = p_{in}, \quad p_{\Gamma_3} = p_{out}, \tag{4}$$

где переменные плотность  $\rho = \rho(\bar{\mathbf{x}}, t)$  и вязкость  $\mu = \mu(\bar{\mathbf{x}}, t)$  определяются следующим образом:

$$\mu = c(\mu_2 - \mu_1) + \mu_1, \tag{4.1}$$

$$\rho = c(\rho_2 - \rho_1) + \rho_1. \tag{4.2}$$

Здесь  $\mu_1, \mu_2, \rho_1, \rho_2$  – вязкости и плотности несущей жидкости (плазмы) и примеси (форменных элементов), соответственно,  $c$  – концентрация примеси,  $\bar{\mathbf{x}} = (x, y, z) \in \Omega$   $\mathbf{u} = (u, v, w)$  – вектор скорости с компонентами  $u(x, y, z, t), v(x, y, z, t), w(x, y, z, t)$ ,  $\mathbf{u}_b$  – скорости движения створок клапана под воздействием деформации,  $p = p(\bar{\mathbf{x}}, t)$  – давление,  $\sigma = \mu(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)$  – вязкий тензор напряжений,  $\mathbf{f} = f(\bar{\mathbf{x}}, t)$  – вектор массовых сил. Область  $\Omega$  представляет собой сосуд с границами  $\Gamma = \Gamma_1 \cup \Gamma_2 \cup \Gamma_3 \cup \Gamma_4$ , где  $\Gamma_1$  – стенки кровеносного сосуда,  $\Gamma_2$  и  $\Gamma_3$  – области втекания-вытекания,  $\Gamma_4$  – створки клапана (рис. 2).

Концентрация форменных элементов определяется как решение уравнения переноса:

$$\frac{\partial c}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla c = 0 \tag{5}$$

с начальными и краевыми условиями на границе втекания [14, 18]:

$$c(\bar{\mathbf{x}}, 0) = c_0(\bar{\mathbf{x}}), \quad \bar{\mathbf{x}} \in \Omega, \tag{6}$$

$$c(\bar{\mathbf{x}}, t)|_{\Gamma_2} = c_s(\bar{\mathbf{x}}, t). \tag{7}$$

Функция  $c_s(\bar{\mathbf{x}}, t)$  – это скалярная функция, она задаёт концентрацию форменных элементов на входе в клапан. В дальнейшем при сравнениях численных расчётов с результатами лабораторных экспериментов *in vitro* концентрация форменных элементов  $c(\bar{\mathbf{x}}, t)$  считалась равной нулю.

### Твердое тело

Для того, чтобы моделировать движение тонких гибких створок клапанов стенок сосудов, необходимо добавить силы, возникающие при деформации створок клапана и стремящиеся вернуть их в равновесное состояние.

Для описания сил, возникающих при деформации клапана, использовали формулу [17]:

$$F = \frac{\partial}{\partial s} T \tau + \frac{\partial^2}{\partial s^2} (k \cdot (\frac{\partial^2 X^0}{\partial s^2} - \frac{\partial^2 X}{\partial s^2})) \quad (8)$$

где  $\bar{\mathbf{q}} = (q, r, s) \in \Gamma$ ,  $X = X(\bar{\mathbf{q}}, t)$  – функция, описывающая поверхность створок клапана в момент времени  $t$ ,  $X^0 = X(\bar{\mathbf{q}}, 0)$ , координаты  $q, r, s$ , выбраны так, чтобы поверхность  $X$  была представлена набором параметрических линий  $s \rightarrow X(q^*, r^*, s, t)$ ,  $T$  – напряжение, возникающее вдоль линии  $s \rightarrow X(q^*, r^*, s, t)$ ,  $\tau$  – единичный вектор, касательный к поверхности клапана,  $k = E \cdot I$ ,  $E$  – модуль упругости,  $I$  – момент инерции поперечного сечения.

Как показано в [17], для того, чтобы описать взаимодействие потока жидкости и клапана, необходимо ввести в рассмотрение параллелепипед  $\tilde{\Omega}$ , содержащий внутри себя область  $\Omega$  (рис. 2). Тогда движение гибкой границы в жидкости определяется из следующего уравнения:

$$\frac{\partial X}{\partial t}(\bar{\mathbf{q}}, t) = \int_{\tilde{\Omega}} u(\bar{\mathbf{x}}, t) \cdot \delta(x - X(\bar{\mathbf{q}}, t)) d\bar{\mathbf{x}} \quad (9)$$

и правая часть для системы (1) задаётся следующим образом

$$f(\bar{\mathbf{x}}, t) = \int_{\Gamma} F(\bar{\mathbf{q}}, t) \cdot \delta(x - X(\bar{\mathbf{q}}, t)) d\bar{\mathbf{q}}, \quad (10)$$

где  $\delta$  – дельта функция Дирака,  $F$  – сила деформации.

Таким образом, уравнения (1)–(10) описывают взаимодействие крови как вязкой неоднородной несжимаемой жидкости с переменной вязкостью и плотностью с искусственным сердечным клапаном. В этой модели состояние жидкости и форма поверхностей  $\Gamma = \Gamma_1 \cup \Gamma_4$  определяются независимо друг от друга, а влияние движения створок клапана на течение отражено наличием вектора массовых сил  $f(\bar{\mathbf{x}}, t)$  в уравнении (1), который учитывает силу сопротивления деформации  $F = F(\bar{\mathbf{q}}, t)$  из уравнения (8).

### Алгоритм

Алгоритм решения состоит из следующих шагов [18]:

- 1) на сетке  $\tilde{\Omega}_h$  решаем задачу (1)–(4);
- 2) затем из уравнения (5), используя начальные и краевые условия (6), (7) определяем концентрацию примеси в области решения и пересчитываем значение плотности и вязкости;
- 3) после этого используем формулы (8)–(10) для определения положения створок клапана и их формы.

Поставленная дифференциальная задача (1)–(8) решается методом конечных разностей. Для решения задачи (1)–(4) использовалась схема расщепления по физическим факторам [19]:

$$\frac{u^* - u^n}{\Delta t} = -(u^n \cdot \nabla) u^* - \frac{1}{\rho} \nabla \sigma + f^n \quad (11)$$

$$\rho \Delta p^{n+1} - \nabla \rho \cdot \rho^{n+1} = \frac{\rho \nabla u^*}{\Delta t} \quad (12)$$

$$\frac{u^{n+1} - u^*}{\Delta t} = -\frac{1}{\rho} p^{n+1} \quad (13)$$

Численная реализация схемы состоит из трех этапов. Сначала по известным значениям скорости с предыдущего временного слоя находится промежуточное поле  $u^*$ . Для этого уравнение (11) решается методом стабилизирующей поправки [20]. Затем, путем численного решения (12) с использованием метода бисопряженных градиентов, определяется новое поле давления. И на последнем этапе восстанавливается окончательное поле вектора скорости по явным формулам (13). После нахождения параметров течения жидкости необходимо вычислить новые значения плотности и вязкости. Для этого, используя полученные значения компонент скорости, делается шаг по времени для уравнения конвекции (5), и производится пересчет значений плотности и вязкости по формулам (4.1), (4.2).

Далее необходимо определить деформацию стенок сосуда и створок клапана под воздействием жидкости, а также распределение массовых сил  $f(x, y, z, t)$  в уравнении движения жидкости исходя из возникшей деформации. Используя уравнения (9), (10), которые численно интегрируются с помощью какой-либо квадратурной формулы, и уравнение (8), можно рассчитать деформацию, которой подвергаются стенки сосуда и клапан при данном давлении жидкости и возникающую силу сопротивления  $F(q, r, s, t)$ . После этого пересчитываем массовые силы  $f(x, y, z, t)$  и переходим на следующий шаг по времени.

## Верификация

Верификацию расчетной методики производили в установке, имитирующей пульсирующий поток Vivitro Labs Inc. (Vivitro Labs., Канада) левой половины сердца. В качестве объекта испытания использовали биопротез «ЮниЛайн», модель которого подвергали МикроКТ сканированию. В установке моделировали физиологический режим работы сердца – 70 уд./мин, усредненное давление – 100 мм рт.ст., минутный объем жидкости – 5 л/мин, рабочая среда – физиологический раствор. Установка позволяет получать данные давления «перед» и «после» протеза и значение потока жидкости через клапан в течение 10 циклов в установившемся режиме. С использованием программного обеспечения Vivitro, на основании исходных данных датчиков рассчитывали:

- 1) транспротезный градиент, как разность давлений «перед» и «после» исследуемого протеза;
- 2) эффективную площадь отверстия, как площадь проходного отверстия, полученную на основе данных о давлении и потоке по формуле:

$$EOA = 1.94 \sqrt{\frac{\int_{t_2}^{t_1} (q(t))^2 dt}{\int_{t_2}^{t_1} \Delta p(t) dt}}, \quad (14)$$

где  $q(t)$  – объемный поток, л/с;  $\Delta p(t)$  – транспротезный градиент, мм рт.ст.;  $t_1$  – время начала прямого потока, с;  $t_2$  – время окончания прямого потока, с.

- 3) объем регургитации, как объем жидкости, проходящий через протез клапана в обратном направлении.

Дополнительно, с использованием высокоскоростной видеокамеры FastVideo-250 (НПО «Астек», Россия), с частотой кадров 250 кадров/с проводили оценку работы

створчатого аппарата для качественного сравнения с результатами компьютерного моделирования. Поведение створчатого аппарата сравнивали для двух состояний – полностью открытого (соответствующего диастоле сердечного цикла) и полностью закрытого (систоле).

Методика проведения компьютерного моделирования и натурального эксперимента предполагала задание параметров, эквивалентных давлению здорового человека, и выполнение нескольких циклов работы искусственного клапана с получением ряда интегральных характеристик течения жидкости, в частности расхода жидкости.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

### Моделирование

В результате моделирования были получены следующие характеристики потока через протез: транспротезный градиент  $3.0 \pm 1.1$  мм рт.ст., эффективная площадь отверстия  $2.8 \text{ см}^2$ , объем регургитации – 0.1 мл/мин.

Качественно, в моделировании работы биопротеза было получено полное смыкание и полное раскрытие створчатого аппарата, с эффектами, характерными для протеза *in vitro* и *in vivo* – «закручиванием» створок (рис. 3).

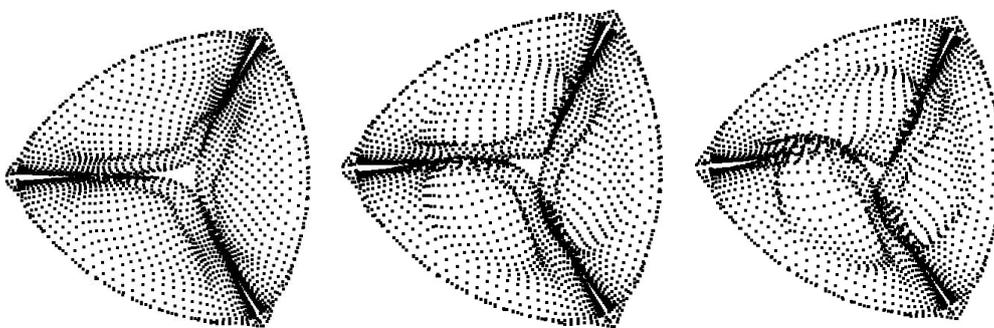
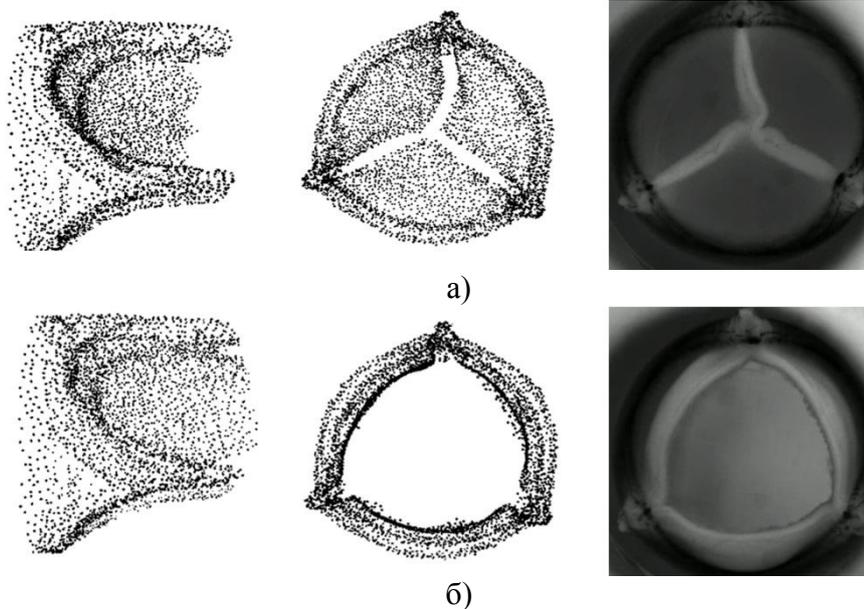


Рис. 3. Эволюция эффекта «закручивания» створок протеза при численном моделировании с течением времени (вид с приточной стороны). Точками обозначены створки клапана в моменты времени  $t = 0.3 \text{ с}$ ;  $t = 0.45 \text{ с}$ ;  $t = 0.5 \text{ с}$ .

### Верификация

В результате проведения верификационного натурального исследования значение транспротезного градиента составило  $6.5 \pm 3.6$  мм рт.ст., эффективная площадь отверстия –  $2.3 \pm 0.6 \text{ см}^2$ , объем регургитации –  $3.1 \pm 1.7$  мл/мин.

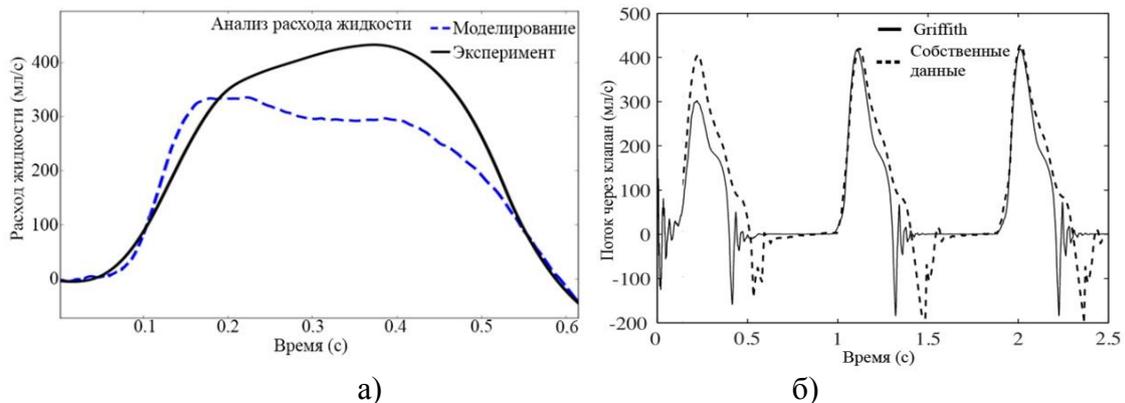
Качественный анализ результатов моделирования работы створчатого аппарата, полученные благодаря съемке высокоскоростной камерой, продемонстрировал различия в полученных данных и моделировании. В результате закрытия клапана в обоих случаях была получена геометрия плотного смыкания, которая обуславливает основную функцию протеза – запирательную (рис. 4,а). Однако в фазу открытия клапана наблюдали различия работы створок (рис. 4,б). В результате моделирования было получено полное, близкое к 100 %, открытие клапана, в то время как в лабораторном эксперименте получали незначительное стенозирование проходного отверстия, которое, в конечном счете, обуславливало наличие транспротезного градиента.



**Рис. 4.** а) результат компьютерного моделирования и верификационного исследования работы протеза клапана в фазу полностью закрытого створчатого аппарата, б) то же, в фазу полного открытия.

### ОБСУЖДЕНИЕ

В целом, количественное сравнение расчетных результатов и натурального эксперимента демонстрирует валидность предлагаемого подхода компьютерного моделирования. Показано, что расход жидкости через протез (рис. 5,а), в целом, носит схожий характер, однако в случае моделирования имеет завышенные значения, возможно, связанные с чрезмерным раскрытием створчатого аппарата.



**Рис. 5.** Результаты исследования: а) сравнение моделирования и экспериментального исследования; б) сравнение результатов моделирования и литературных данных [21].

Аналогично завышены и другие количественные показатели – транспротезный градиент, эффективная площадь отверстия, объем регургитации, что, возможно, обусловлено недостаточным воспроизведением биомеханики опорного каркаса.

Качественный анализ работы створчатого аппарата при моделировании и натурном исследовании демонстрирует достоверность численного метода. Несмотря на то, что наблюдаемое в эксперименте поведение биоматериала в большей степени соответствует расчетному, не все эффекты могут быть полноценно воспроизведены. Так, незначительное стенозирование створчатого аппарата за счет «бочкообразного» раскрытия во время гидродинамического испытания, не было получено в расчете. Такое несоответствие может быть обусловлено использованием упрощенных моделей

материала в численном исследовании, в то время как, биологические створки обладают выраженной анизотропией и должны быть описаны моделями более высоких порядков [22]. Тем не менее, поведение створок, в том числе и возникновение «закручивания» в закрытом состоянии, было воспроизведено корректно. Таким образом, использованный подход сопряженного анализа «жидкость-протез клапана» *in situ* демонстрирует сходимость результатов с верификационным исследованием и может быть использован как в процедуре оптимизации существующих моделей, так и при разработке новых конструкций протезов клапанов сердца.

### Сравнение с литературными данными

Сравнение результатов моделирования с аналогичными работами, описанными в литературе, демонстрируют обоснованность выбранного подхода и методов. На рис. 5,б показано сравнение расхода жидкости, соответствующий трем циклам работы клапана (отмечен точечной линией), с данными из исследования, проведенного в работе [21] (отмечен непрерывной линией). Несмотря на то, что в данной работе использовали безразмерные величины, графики демонстрируют качественное сходство. Каждый цикл содержит резкий подъем в начале, затем спад с перегибом и осцилляцию в момент закрытия клапана. Расходы жидкости для первого цикла отличаются сильнее, т.к. в работе Griffith [21] на первом шаге для клапана задавали искусственное напряжение.

В целом, количественные результаты, полученные в натурном гидродинамическом исследовании, согласуются с ранее проведенными исследованиями биопротеза «ЮниЛайн». Характеристики протеза в настоящем исследовании входят в диапазон типичных значений: транспротезный градиент 4.1–9.7 мм рт.ст., эффективная площадь отверстия 0.7–3.7 см<sup>2</sup>, объем регургитации 1.05–7.24 мл/цикл [23].

Работа выполнена при поддержке комплексной программы фундаментальных научных исследований СО РАН в рамках фундаментальной темы НИИ КПССЗ № 0546-2015-0011 "Патогенетическое обоснование разработки имплантатов для сердечно-сосудистой хирургии на основе биосовместимых материалов, с реализацией пациент-ориентированного подхода с использованием математического моделирования, тканевой инженерии и геномных предикторов" и внутреннего гранта Кемеровского государственного университета.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Барбараш Л.С., Караськов А.М., Семеновский М.Л., Журавлева И.Ю., Одаренко Ю.Н., Вавилов П.А., Нохрин А.В., Астапов Д.А. Биопротезы клапанов сердца в России: опыт трех клиник. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2011. № 2. С. 21–26.
2. Бокерия Л.А., Гудкова Р.Г. *Сердечно-сосудистая хирургия-2014: болезни и врожденные аномалии системы кровообращения*. М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева, 2015. 225 с.
3. Arai T., Lefèvre T., Novasse T., Morice M.C., Garot P., Benamer H., Untersee T., Hayashida K., Watanabe Y., Bouvier E., et al. Comparison of Edwards SAPIEN 3 versus SAPIEN XT in transfemoral transcatheter aortic valve implantation: Difference of valve selection in the real world. *J. Cardiol.* 2017. V. 69. № 3. P. 565–569. doi: [10.1016/j.jjcc.2016.04.012](https://doi.org/10.1016/j.jjcc.2016.04.012)
4. Moore M., Barnhart G.R., Chitwood W.R. Jr, Rizzo J.A., Gunnarsson C., Palli S.R., Grossi E.A. The economic value of INTUITY in aortic valve replacement. *J. Med Econ.* 2016. V. 19. № 10. P. 1011–1017. doi: [10.1080/13696998.2016.1220949](https://doi.org/10.1080/13696998.2016.1220949)
5. Евдокимов С.В., Баулин А.В., Евдокимов М.Е., Серов Е.С., Баряев Г.И., Головин И.А., Ефимова И.В., Середин А.С. Некоторые особенности организации

- проведения хирургического эксперимента на свиньях. *Успехи современного естествознания*. 2015. Т. 1. № 5. С. 756–759.
6. Хиженок В.Ф., Шилько С.В. Деформационно-прочностные характеристики полимерного протеза клапана сердца. *Российский журнал биомеханики*. 2006. Т. 10. № 4. С. 52–61.
  7. Gaetano F.D., Bagnoli P., Zaffora A., Pandolfi A., Serrani M., Brubert J., Costantino M.L. A newly developed tri-leaflet polymeric heart valve prosthesis. *Journal of mechanics in medicine and biology*. 2015. V. 15 № 2. P. 1540009. doi:[10.1142/S0219519415400096](https://doi.org/10.1142/S0219519415400096)
  8. Dasi L.P., Simon H.A., Sucusky P., Yoganathan A.P. Fluid mechanics of artificial heart valves. *Clinical and experimental pharmacology & physiology*. 2009. V. 36 № 2. P. 225–237. doi:[10.1111/j.1440-1681.2008.05099.x](https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.2008.05099.x)
  9. Bao S. Mechanical stress. *Handb Clin Neurol*. 2015. V. 131. P. 367–396. doi: [10.1016/B978-0-444-62627-1.00019-6](https://doi.org/10.1016/B978-0-444-62627-1.00019-6)
  10. Бокерия Л.А., Скопин И.И., Сазонов М.А., Тумаев Е.Н. Механическое напряжение в створках митрального клапана и биопротеза в митральной позиции. влияние геометрии фиброзного кольца на величину напряжения створок. *Клиническая физиология кровообращения*. 2008. Т. 2. С. 73–80.
  11. Weinberg E. *Dynamic simulation of heart mitral valve with transversely isotropic material model*. Massachusetts Institute of Technology, 2005. 76 p.
  12. Шилько С.В., Хиженок В.Ф., Саливончик С.П. Биомеханический анализ адекватности протезирования клапанов сердца. *Российский журнал биомеханики*. 2005. Т. 9. № 1. С. 63–74.
  13. Le T.B., Sotiropoulos F. Fluid-structure interaction of an aortic heart valve prosthesis driven by an animated anatomic left ventricle. *Journal of computational physics*. 2013. V. 244. P. 41–62. doi:[10.1016/j.jcp.2012.08.036](https://doi.org/10.1016/j.jcp.2012.08.036).
  14. Borazjani I. A review of fluid-structure interaction simulations of prosthetic heart valves. *J. Long. Term. Eff. Med. Implants*. 2015. V. 25. № 1–2. P. 75–93.
  15. Стучебров С.Г., Батранин А.В., Милойчикова И.А., Красных А.А., Данилова И.Б. Модернизация томографической установки на базе многоканального газоразрядного детектора с субмиллиметровым разрешением. *Вестник Национального исследовательского ядерного университета МИФИ*. 2017. Т. 6. № 1. С. 31–36.
  16. Batranin A.V., Chakhlov S.V., Kapranov B.I., Klimenov V.A., Grinev D.V. Design of the x-ray micro-ct scanner tolmi-150-10 and its perspective application in non-destructive evaluation. *Applied Mechanics and Materials*. 2013. V. 379. P. 3–10. doi: [10.4028/www.scientific.net/AMM.379.3](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.379.3)
  17. Peskin C.S. The immersed boundary method. *Acta Numerica*. 2002. V. 11. P. 479–517.
  18. Doldov D., Zakharov Y., Shokin Y. Numerical simulation of the performance of on artificial heart valve. *Russian journal of numerical analysis and mathematical modeling*. 2016. Т. 31. № 4. P. 229 – 238. doi: [10.1515/rnam-2016-0023](https://doi.org/10.1515/rnam-2016-0023).
  19. Белоцерковский О.М. *Численное моделирование в механике сплошных сред*. М.: Физматлит, 1994. 448 с.
  20. Яненко Н. Н. *Метод дробных шагов решения многомерных задач математической физики*. Новосибирск: Наука. Сиб. отделение, 1967. 196 с.
  21. Griffith B.E. Immersed boundary model of aortic heart valve dynamics with physiological driving and loading conditions. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. 2012. V. 28. № 3. P. 317–345.
  22. Mohammadi H., Cartier R., Mongrain R. 3D physiological model of the aortic valve incorporating small coronary arteries. *Int. J. Numer. Method Biomed. Eng.* 2017. V. 33. № 5. doi: [10.1002/cnm.2829](https://doi.org/10.1002/cnm.2829)

23. Клышников К.Ю., Овчаренко Е.А., Мальцев Д.А., Журавлева И.Ю. Сравнительная характеристика гидродинамических показателей биопротезов клапанов сердца «ЮниЛайн» и «ПериКор». *Клиническая физиология кровообращения*. 2013. № 1. С. 45–51.

Рукопись поступила в редакцию 21.02.2018.

Дата опубликования 22.08.2018.