

О постановке численного моделирования протезов клапанов сердца

К.Ю. Клышников, П.С. Онищенко, Т.В. Глушкова, Т.Н. Акентьева, А.Е. Костюнин,
М.А. Резвова, Е.А. Овчаренко

*НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний
650002, г. Кемерово, б-р им. Академика Л.С. Барбараша, 6*

Резюме

Цель работы – сравнение сценариев численного моделирования работы биопротезов клапана сердца, идентификация их преимуществ и ограничений. **Материал и методы.** Численное моделирование проводили в среде инженерного анализа Abaqus/CAE (Dassault Systèmes, Франция) в условиях имитации двух циклов работы створчатого аппарата. Всего исследовано три различных компьютерных модели, каждая из которых предоставляла разные уровни детализации и сложности биопротеза «ЮниЛайн». Модель № 1 была наиболее упрощенной и рассматривала только геометрию створки, модель № 2 имела упругие соединители с изменяемой жесткостью, модель № 3 включала композитный опорный каркас. Качественную валидацию результатов моделирования проводили при сравнении с натурными данными, полученными на гидродинамическом стенде (ViVitro Labs, Канада) при испытаниях клинической модели соответствующего биопротеза «ЮниЛайн». **Результаты.** Одна из постановок, модель № 2, продемонстрировала искусственную концентрацию напряжения по Мизесу в области крепления коннекторов, достигающую 2,695 МПа, что близко к пределу прочности биоматериала. Для других постановок обнаружено более умеренное распределение напряжения – до 0,803 и 0,529 МПа. При этом показано, что только модель № 2 и модель № 3 воспроизводят ключевой эффект работы биопротеза, подвижность комиссуральных стоек, за счет чего обеспечивают качественное совпадение с работой в стендовых условиях. **Заключение.** Предложена методика, которая может быть полезна для проведения дальнейших *in silico* исследований биопротезов клапанов сердца. Описаны граничные условия, методы связывания компонентов протеза и возможности для масштабных поисковых исследований на примере упрощенных моделей. Результаты работы подтверждают необходимость включения всех компонентов протеза в численный расчет для более полного и реалистичного представления его биомеханики. Такая детализация способствует более точной оценке безопасности и эффективности устройства, а также может служить основой для дальнейшей оптимизации устройства.

Ключевые слова: биопротез клапана сердца, численное моделирование, напряженно-деформированное состояние, оптимизация медицинских протезов, гидродинамический удар.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа выполнена в рамках фундаментальной темы № 0419-2022-0001 «Молекулярные, клеточные и биомеханические механизмы патогенеза сердечно-сосудистых заболеваний в разработке новых методов лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы на основе персонализированной фармакотерапии, внедрения малоинвазивных медицинских изделий, биоматериалов и тканеинженерных имплантатов».

Автор для переписки: Акентьева Т.Н., e-mail: t.akentyeva@mail.ru

Для цитирования: Клышников К.Ю., Онищенко П.С., Глушкова Т.В., Акентьева Т.Н., Костюнин А.Е., Резвова М.А., Овчаренко Е.А. О постановке численного моделирования протезов клапанов сердца. *Сибирский научный медицинский журнал*. 2024;44(5):119–128. doi: 10.18699/SSMJ20240514

On the setting up of numerical modeling of heart valve prostheses

K.Yu. Klyshnikov, P.S. Onishchenko, T.V. Glushkova, T.N. Akentyeva, A.E. Kostyunin,
M.A. Rezvova, E.A. Ovcharenko

*Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases
650002, Kemerovo, Akademika Barbarasha blvd., 6*

Abstract

The aim of the study was to compare scenarios of numerical modeling of the operation of a heart valve bioprosthesis, identifying their advantages and limitations. **Material and methods.** Numerical modeling was conducted in the Abaqus/CAE (Dassault Systèmes, France) engineering analysis environment, simulating two cycles of the valve apparatus's operation. In total, three different computer models were studied, each providing different levels of detail and complexity of the "UniLine" bioprosthesis. Model No.1 was the most simplified and considered only the geometry of the flap; Model No. 2 incorporated elastic connectors with variable stiffness; Model No. 3 included a composite support frame. Qualitative validation of the modeling results was conducted by comparing with the bench tests data obtained on the hydrodynamic stand (ViVibro Labs, Canada) during tests of the corresponding clinical model of the "UniLine" bioprosthesis. **Results.** One of the setups, Model No. 2, displayed an artificial stress concentration according to Von Mises in the connector attachment area, reaching 2.695 MPa, which is close to the material's strength limit. Other setups showed a more moderate stress distribution – up to 0.803 and 0.529 MPa. Moreover, it was demonstrated that only Model No. 2 and Model No. 3 reproduce the key effect of the bioprosthesis operation, the mobility of the commissural posts, ensuring a qualitative match with the work in bench conditions. **Conclusions.** A methodology is proposed that may be useful for conducting further *in silico* studies of heart valve bioprostheses. Boundary conditions, methods for linking prosthetic components, and opportunities for large-scale "exploratory" studies based on using simplified models are described. The study results confirm the necessity of including all prosthesis components in the numerical model for a more comprehensive and realistic representation of its biomechanics. Such detail contributes to a more accurate safety and effectiveness assessment of the device and can also serve as a foundation for its further optimization.

Key words: bioprosthetic heart valve, numerical modeling, stress-strain, optimization of medical prostheses, hydrodynamic load.

Conflict of interest. The authors do not declare a conflict of interest.

Financing. This work was carried out within the framework of the fundamental topic No. 0419-2022-0001 "Molecular, cellular and biomechanical mechanisms of the pathogenesis of cardiovascular diseases in the development of new methods of treatment of cardiovascular diseases based on personalized pharmacotherapy, the implementation of minimally invasive medical devices, biomaterials and tissue-engineered grafts".

Correspondence author: Akentyeva T. N., e-mail: t.akentyeva@mail.ru

Citation: Klyshnikov K.Yu., Onishchenko P.S., Glushkova T.V., Akentyeva T.N., Kostyunin A.E., Rezvova M.A., Ovcharenko E.A. On the setting up of numerical modeling of heart valve prostheses. *Sibirskiy nauchnyy medicinskiy zhurnal = Siberian Scientific Medical Journal*. 2024;44(5):119–128. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20240514

Введение

Сегодня численное моделирование занимает центральное место в процессе проектирования и оптимизации медицинских устройств и, в частности, биопротезов клапанов сердца. Данный метод, находящийся на переднем крае инженерных технологий [1–4], уже внес значительный вклад в увеличение продолжительности сроков функционирования протезов. Основной целью работ по оптимизации биопротезов является изменение характера распределения и амплитуд напряжений в материале их створчатого аппарата, для которых показана прямая связь с развитием патологической минерализации и усталостным разрушением [5, 6]. Таким образом, именно данный аспект подчеркивает критическую важность оптимизации этих параметров. Кроме того, численное моделирование может выявить элементы и подходы для улучшения гемодинамических характеристик протезов [1, 2, 7], т.е. эффективности их работы – увеличения площади открытия, снижения транспротезного градиента и уменьшения объема регургитации. Возможность быстро оце-

нивать *in silico* различные дизайны створок без необходимости исследования на ранних стадиях прототипов протезов позволяет отбраковывать различные их варианты, выбирая только наиболее производительные [1, 7].

Однако стоит отметить, что в численном моделировании неизбежно приходится вводить некоторые допущения, относящиеся к моделям материалов, граничным условиям и геометрии, для того чтобы производить расчеты за разумное время [8, 9]. Именно поэтому описанные в литературе подходы к моделированию биопротезов [1, 2, 7, 10] не всегда в полной мере учитывают все сложные биомеханические аспекты работы таких устройств: в частности, демпфирование гидродинамического удара в диастолической фазе, которое характерно для некоторых моделей биопротезов. Многие из работ не предусматривают возможность обратимой деформации опорного каркаса во время закрытия протеза, используют упрощенные модели материалов, в целом не включают в расчеты критически важные компоненты устройства – например, опорный каркас.

Совокупность таких упрощений способна приводить к неверным результатам моделирования и, следовательно, выводам, которые делают исследователи на основании таких расчетов и оптимизации.

Настоящая работа описывает сравнение ряда постановок численного исследования биопротеза клапана сердца с целью максимально точного воспроизведения биомеханики его работы, а также демонстрацию валидности с помощью *in vitro* эксперимента. Такие точные методы исследования могут стать отправной точкой для создания более продвинутых конструкций биопротезов благодаря развитию новых подходов моделирования, что в свою очередь приведет к улучшению результатов хирургических вмешательств на клапанах сердца.

Материал и методы

В качестве объекта исследования использовали биопротез «ЮниЛайн» 23 типоразмера аортальной модификации. Конструкция устройства позволяет демпфировать гидродинамический удар за счет гибких участков комиссуральных стоек опорного каркаса. Именно данный эффект и связанные с ним деформации створчатого аппарата необходимо воспроизвести для детального анализа напряжений в биоматериале. Для получения точной геометрической модели клинический образец устройства сканировали с помощью компьютерной микротомографии высокого разрешения (2,54 мкм/пикс) по методике, описанной нами ранее [11].

Оценку особенностей биомеханики работы створчатого аппарата исследуемого биопротеза осуществляли в среде инженерного анализа Abaqus/CAE (Dassault Systèmes, Франция). На основании детального микротомографического сканирования создавали три объемные сборки, которые в зависимости от сложности постановки *in silico* эксперимента были представлены:

1. Три створками, которые ограничены от перемещения по контуру «пришивания» створчатого аппарата (рис. 1, а). Такую постановку использовали в качестве варианта сравнения по аналогии с описанными в литературе, без возможности комиссуральных стоек перемещаться [7, 12, 13].

2. Три створками, которые зафиксированы от перемещения в основании, однако имеют возможность ограниченно перемещаться в области комиссуральных стоек за счет введения «нитей-коннекторов». Реализованы данные элементы в виде эластичных коннекторов типа Radial-thrust, одним концом фиксированные с управляющими точками, другим – с узлами сетки створчатого аппарата. Таким образом, коннекторы позволяют контролировать и обеспечить радиальную и продольную подвижность (рис. 1, б).

3. Три створками, которые дополнены двухкомпонентным композитным опорным каркасом протеза и соединены за счет связки друг с другом (рис. 1, в). Элементы связаны последовательно, формируя цельную сборку – нижний край створчатого аппарата присоединен к проволочному контуру с помощью связки Tie по типу «узлы – поверхности». Проволочный компонент, в свою очередь,

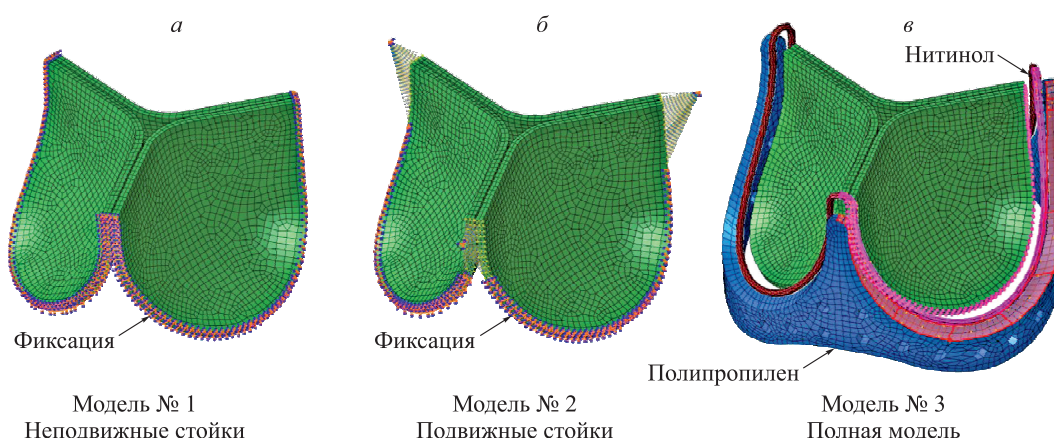


Рис. 1. Исследуемые постановки численного моделирования работы створчатого аппарата: а – наиболее упрощенная сборка, не предполагающая перемещение комиссуральных стоек; б – модель с частично подвижными стойками, реализованная за счет введения эластичных «нитей-коннекторов»; в – детальная модель, включающая двухкомпонентный опорный каркас

Fig. 1. Investigated setups of numerical modeling of the valve apparatus operation: а – the most simplified assembly, not implying the movement of commissural posts; б – Model with partially movable posts, implemented by introducing elastic “thread-connectors”; в – detailed Model, including a two-component support frame.

связан с полипропиленовым каркасом также связкой Tie, однако по типу «поверхность – поверхность» (рис. 2). Оба варианта предполагают передачу степеней свободы, в том числе вращения.

На основании всех сборок строили объемную сетку конечных элементов, которая для случаев № 1 и № 2 составила 7224 шт. C3D8-типа. Для случая № 3 с учетом включения новых компонентов элементов было 13675. Для всех описанных сборок придавали одинаковые нагрузки – давление, соответствующее двум циклам «систола–диастола», каждый из которых длился 0,857 с, аналогично частоте сердечных сокращений 70 ударов в минуту [14]. Первый цикл расчета служил для стабилизации модели, второй – для получения собственно количественных и качественных данных о биомеханике протеза. Давление прикладывали для обеих аортальной и желудочковой поверхностей створок.

В качестве описания свойств для биоматериала использовали литературные данные, соответствующие тестированию ксеноперикардиальных лоскутов крупного рогатого скота [15]. Литературные коэффициенты использовали для полиномиальной модели второго порядка (reduced polynomial). Описание для никелидтитанового компонента опорного каркаса также проводили на основе литературных данных (используемых в Abaqus/CAE) [16]. Модель материала для полипропиленового компонента получена на основе технических документов на материал (линейная модель с модулем упругости 1440 МПа, предел пластичности 32,9 МПа, плотность 900 кг/м³).

Учитывая, что каждый из вариантов постановки эксперимента предполагал взаимодействие створок, контакт между ними описывали попарно с использованием модели трения Колумба (кинематический контакт с конечным проскаль-

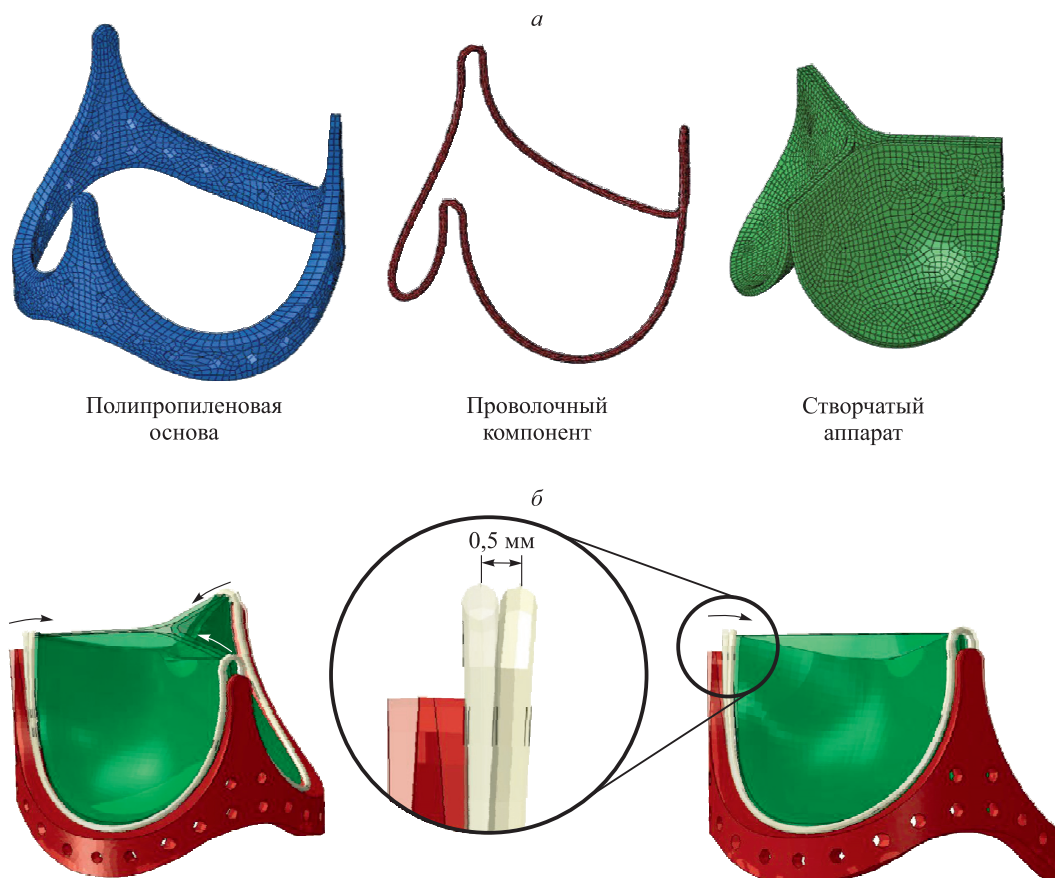


Рис. 2. Детализация модели № 3: а – компоненты протеза, которые определяют его биомеханику: полипропиленовая основа (каркас), проволоочный компонент из сверхэластичного никелида титана (нитинола), моделируемый створчатый аппарат; б – визуализация возможности комиссуральной стойки двигаться, обеспечивая таким образом демпфирование гидродинамического удара

Fig. 2. Detailing of Model No. 3: а – prosthesis components that determine its biomechanics: polypropylene base (frame), wire component made of superelastic nickel-titanium alloy, modeled valve apparatus; б – visualization of the commissural post's ability to move, thereby providing damping of the hydrodynamic impact

зыванием). Характеристики контактного взаимодействия: в касательном направлении методом штрафов («penalty») с коэффициентом трения 0,2; в нормальном направлении – линейный тип с коэффициентом жесткости 0,2. Тип определения контактных пар – «поверхность–поверхность».

Отдельным этапом, обеспечивающим сравнение результатов и обоснование применяемого подхода к моделированию, выступает валидация – детальное качественное сопоставление показателей биомеханики протеза с результатами испытаний на стенде. Для проверки *in silico* расчетов экземпляр биопротеза «ЮниЛайн» 23 типоразмера, который был преобразован в цифровой формат, исследовали на установке гидродинамического тестирования (Vivitro Labs, Канада), имитируя нормальные условия работы аортального клапана. Ударный объем составил 5 литров в минуту, частота «сокращений» – 70 ударов в минуту, давление в аорте – 120/80 мм рт. ст. Работу биопротеза записывали с помощью видеокамеры Fastvideo-250 (Fastvideo, Россия) со скоростью 250 кадров в секунду. Сравнение результатов численного моделирования и эксперимента на стенде проводили качественно при анализе максимального открытия и максимального закрытия створок.

Результаты

В ходе численного моделирования показано, что поведение моделей принципиально различается в зависимости от степени детализации постановки. Так, модель № 1 с неподвижными стойками обеспечила ожидаемое распределение напряжения в областях фиксации – видно, что основные амплитуды напряжения по Мизесу распределены в пришивной зоне створки и в области комиссуральных стоек, т.е. в областях фиксации. Максимум напряжения, полученный в данных регионах, достигает 0,803 МПа (рис. 3). Однако данная модель не позволила качественно воспроизвести основной эффект работы – подвижность комиссур и скручивание створчатого аппарата, которое возникает вследствие такой подвижности. При этом данная особенность является характерной для работы протеза в стендовых условиях.

Модель № 2, напротив, успешно демонстрирует эффект закручивания створки, что ожидаемо, так как в расчете реализована подвижность комиссур, обеспеченная эластичными «нитьями-коннекторами» (см. рис. 2, б). Смещение стойки вызывает искусственный избыток ткани створки, и они перекручиваются в местах прилегания друг к другу, обеспечивая плотное запираание протеза

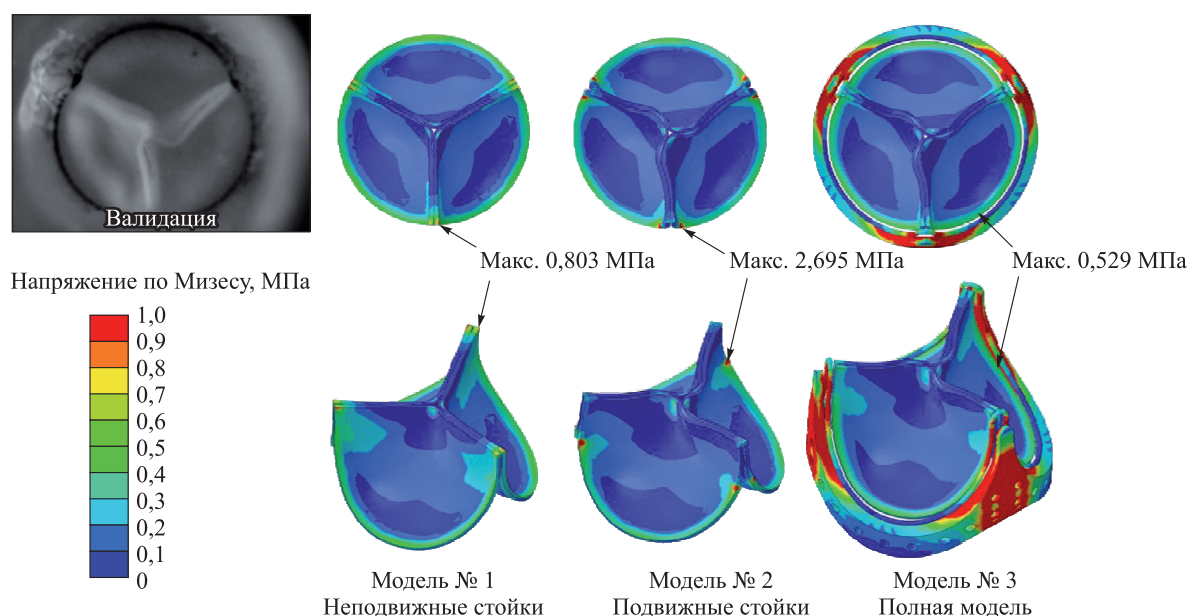


Рис. 3. Результаты численного моделирования исследованных постановок работы створчатого аппарата: эпюры напряжения по Мизесу для закрытого состояния створок. Все эпюры для удобства сравнения масштабированы в единой шкале 0–1,00 МПа. Приведены максимальные значения напряжения и их локализация

Fig. 3. Results of numerical modeling of the investigated setups of the valve apparatus operation: stress distribution curves according to Von Mises for the closed state of the flaps. All curves are scaled for comparison convenience on a unified scale of 0–1.00 MPa. The maximum stress values and their localization are provided

(см. рис. 3). Однако вследствие особенностей приложения данных коннекторов наблюдаются чрезмерные концентрации напряжения в основании комиссур, которые достигают 2,695 МПа. Такие высокие значения близки к критическим – предел прочности материала створки такого протеза согласно литературным данным составляет $15,92 \pm 1,77$ МПа для продольного направления (вдоль волокон коллагена) и $4,94 \pm 2,06$ МПа для поперечного (перпендикулярно к волокнам коллагена) [15]. Таким образом, при случайном ориентировании лоскута ксеноперикарда с учетом вариативности свойств в условиях такой постановки моделирования стоит ожидать разрушения материала, однако в реальной клинической практике этого не наблюдается. Кроме того, вследствие таких особенностей распределение напряжения в целом по створке более неравномерное. Мы также наблюдали высокие амплитуды в области пришивного края, однако без роста показателя в комиссуральной зоне.

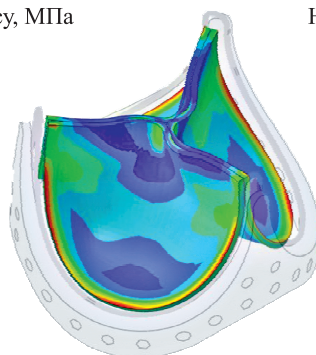
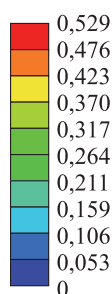
Модель № 3 позволила сочетать обе описанные особенности: равномерное и умеренное распределение напряжения в материале с воспроизведением эффекта закручивания створки. Видно (см. рис. 3–5), что напряжения распределены в области стоек комиссур и вдоль пришивного края створки. При этом эффект закручивания выражен так же, как и в модели № 2. Амплитуды напряжения умеренные и достигают максимума в 0,529 МПа. Следует отметить, что стойки опорного каркаса (оба компонента – и полипропиленовый, и проволоочный) активно вовлечены в работу протеза при закрытии – изгиб комиссуральных стоек

вызывает рост напряжения по Мизесу в данных материалах, «окрашивая» их на эпюрах (см. рис. 3).

Схожую картину мы наблюдаем и для открытого состояния протеза. Так, модели № 1 и № 3 демонстрируют более равномерное распределение напряжения в материале створки со схожими максимумами, до 1,624 и 1,379 МПа соответственно. В модели с искусственной подвижностью комиссур (№ 2) условия применения коннекторов приводят к значительному росту напряжения (до 3,710 МПа), что еще «ближе» к пределу прочности, чем в закрытом состоянии. При этом, безусловно, эффекта закручивания створки мы не наблюдаем ни для одной модели, так как это особенность закрытого состояния. Однако качественный анализ работы створки провести необходимо. Так, видно, что разные постановки экспериментов приводили к разному поведению створок (см. рис. 5): модели № 1 и № 3 обеспечивали умеренное раскрытие в пределах геометрических границ «протеза», а модель № 2 – за счет коннекторов – перерастягивала створки, приводя к выходу их за пределы, что, безусловно, является мало реализуемым в реальности. Сравнение с фотографиями протеза при работе в стендовых условиях наглядно демонстрирует данное различие (см. рис. 5).

Помимо качественных и количественных характеристик моделирования необходимо оценить время, потраченное на расчет в каждой из постановок. Так, на *in silico* исследование двух циклов «открытие–закрытие» для модели № 1 (наиболее «простой» сборки) потрачено 5,53 ч, для модели № 2 – 6,68 ч, для наиболее детальной модели № 3 – 10,43 ч. Данные результаты вполне ожидаемы, так как сложность модели напрямую

Напряжение по Мизесу, МПа



Напряжение по Мизесу, МПа

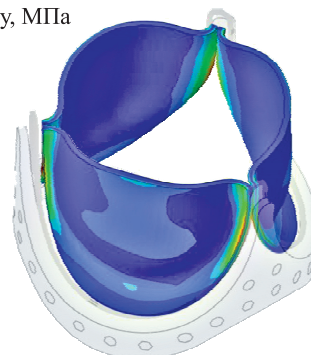
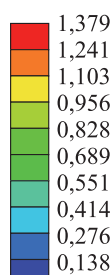


Рис. 4. Детальное представление результатов работы для открытого и закрытого состояния модели № 3. Показана изолированная визуализация эпюр напряжения по Мизесу для створчатого аппарата, опорный каркас исключен из представления

Fig. 4. Detailed representation of the performance results for the open and closed states of Model №3. An isolated visualization of von Mises stress diagrams for the leaflets is shown, the supporting frame is excluded from the presentation

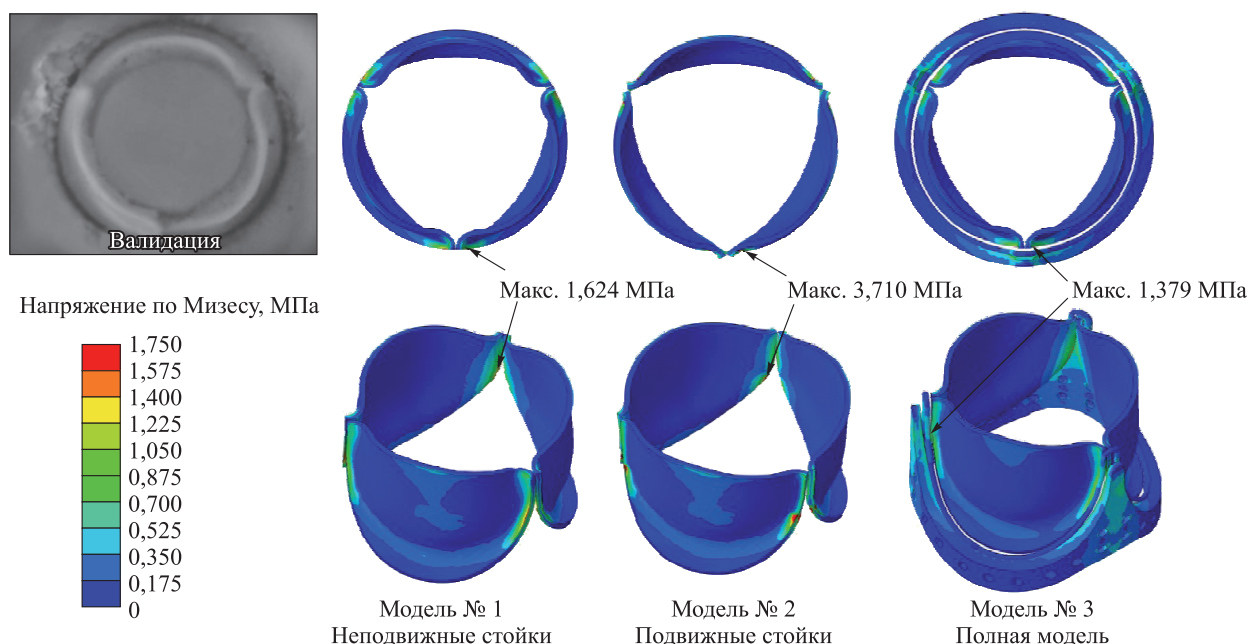


Рис. 5. Результаты численного моделирования исследованных постановок работы створчатого аппарата: эпюры напряжения по Мизесу для открытого состояния створок. Все эпюры для удобства сравнения масштабированы в единой шкале 0–1,00 МПа. Приведены максимальные значения напряжения и их локализация

Fig. 5. Results of numerical modeling of the investigated setups of the valve apparatus operation: stress distribution curves according to Von Mises for the open state of the flaps. All curves are scaled for comparison convenience on a unified scale of 0–1.00 MPa. The maximum stress values and their localization are provided

обуславливает длительность расчета, при вовлечении в механический ответ большего количества объектов (модель № 3) вычислительные затраты увеличиваются.

Обсуждение

Численное моделирование является мощным инструментом для исследования имплантируемых медицинских устройств, в том числе биологических протезов клапанов сердца. Но важно помнить, что его результаты могут значительно варьировать в зависимости от конкретных настроек *in silico* исследования и глубины детализации исследуемого объекта [17]. Особое значение данный факт принимает в случаях, когда результаты моделирования используются для оценки безопасности и эффективности медицинских изделий, для которых недостаточная валидация и подробность численного эксперимента могут привести к искажению результатов и выводов, а также опасности для пациента. Поэтому процесс моделирования биопротезов клапанов сердца – комплексная задача, требующая учета многих факторов. В научной литературе описаны различные подходы к *in silico* изучению таких систем, которые включают в себя моделирование слож-

ных мультифизических взаимодействий, такие как «жидкость–твердое тело», предполагая подробное описание материалов и имитацию поведения крови [18, 19]. Однако в данных исследованиях не всегда сопоставляются полученные результаты с данными стендовых испытаний или иногда даже опускаются важные эффекты, отмеченные в экспериментах *in vitro* [20, 21], при возникновении нетиповых характеристик работы биопротезов. К примеру, в протезе, который мы исследуем в настоящей работе, опорный каркас способен «смягчать» (демпфировать) гидродинамические удары за счет подвижности его комиссуральных стоек. Это явление подтверждено в ряде исследований для некоторых устройств [22] и представляет собой ответ на проблему отрыва створки протеза в данной области при использовании жесткого каркаса [23]. Вопреки этому, большинство существующих постановок численного моделирования, описанных в литературе, не предоставляет возможности для воспроизведения такого уникального эффекта, за исключением двух *in silico* исследований [22, 24], авторы которых применили различные сценарии отклонения комиссуральных стоек в биопротезе Carpentier-Edwards Perimount, хотя и без валидации такого поведения. Оба ис-

следования демонстрируют схожую картину распределения напряжений – в области пришивания створки к потенциальному опорному каркасу и в комиссуральной области, при этом достигаемые максимальные напряжения находятся в аналогичных диапазонах (0,648–1,916 МПа), что в целом дополнительно свидетельствует о состоятельности предложенной методики.

Помимо описанных выше результатов, следует отметить, что с позиций прикладного использования (для инженеров, разрабатывающих подобные протезы клапанов сердца) мы демонстрируем методику численного моделирования таких устройств, которую можно применять для *in silico* исследований. Нами подробно представлены граничные условия, методы связывания отдельных компонентов в единое устройство и характеристики таких «связок». Безусловно, первичные тесты и масштабные «поисковые» работы по оптимизации створчатого аппарата протеза могут быть проведены и на более простых постановках – модели № 1 или № 2, так как такие расчеты можно выполнять значительно быстрее и использовать «массированно». Однако стоит учитывать некоторые особенности работы с коннекторами, обеспечивающими подвижность комиссур, их применение позволяет получить искусственные концентраторы напряжения и значительный его рост, который в действительности может не наблюдаться. При этом качественное воспроизведение эффектов работы створки значительно больше соответствует реальному (при валидации), чем в простых моделях. Тем не менее теперь возможно дополнить такие упрощенные «поисковые» исследования отдельными более длительными экспериментами по типу случая № 3 для наиболее интересных вариантов геометрий створки с включением в расчет всех компонентов протеза. Такой многоэтапный процесс проектирования и оптимизации позволяет более полно и реалистично представить биомеханику изделия, чтобы сделать вывод о безопасности и функционировании медицинского устройства.

Помимо методологических выводов, представленных в работе, следует отметить, что проведенное исследование может стать основой для дальнейшей оптимизации изучаемого нами протеза «ЮниЛайн», которая должна быть направлена на снижение амплитуды напряжений в области свободного края. Этот протез уже показал свою эффективность в клинической практике [25], но, тем не менее, имеет возможности для дальнейшего улучшения. Мы предполагаем, что наша постановка *in silico* эксперимента может оказаться ценным инструментом для исследования эффек-

тивности таких улучшений с использованием детального *in silico* анализа.

Заключение

Представлена сравнительная характеристика подходов к моделированию сложных эффектов работы створчатого аппарата биопротеза клапана сердца, учитывающих подвижность комиссуральных стоек и демпфирование гидродинамического удара. Данный подход реализован посредством интеграции в модель упругих соединителей с изменяемой жесткостью или полноценной модели опорного каркаса. Установлено, что использованные методы значительно улучшают точность численного моделирования с точки зрения определения напряженно-деформированного состояния в материале створчатого аппарата. Кроме того, такие постановки качественно и количественно воспроизводят результаты валидации в условиях тестового стенда, имитирующего работу протеза клапана. Применение предложенных методов к моделированию биопротеза «ЮниЛайн» показало, что подвижность стоек каркаса сердечного клапана играет важную роль в формировании конечной геометрии створчатого аппарата и его напряженно-деформированного состояния, поэтому должно быть использовано для оценки и обоснования предполагаемых вариантов оптимизации.

Список литературы / References

1. Abbasi M., Azadani A.N. A geometry optimization framework for transcatheter heart valve leaflet design. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2020;102:103491. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103491
2. Dabiri Y., Ronsky J., Ali I., Basha A., Bhanji A., Narine K. Effects of leaflet design on transvalvular gradients of bioprosthetic heart valves. *Cardiovasc. Eng. Technol.* 2016;7(4):363–373. doi: 10.1007/s13239-016-0279-5
3. Li K., Sun W. Simulated transcatheter aortic valve deformation: A parametric study on the impact of leaflet geometry on valve peak stress. *Int. J. Numer. Method. Biomed. Eng.* 2017;33(3):e02814. doi: 10.1002/cnm.2814
4. de Gaetano F., Bagnoli P., Zaffora A., Pandolfi A., Serrani M., Bruber J., Stasiak J., Moggridge G.D., Constantino M.L. A newly developed tri-leaflet polymeric heart valve prosthesis. *J. Mech. Med. Biol.* 2015;15(2):1540009. doi: 10.1142/S0219519415400096
5. Глушкова Т.В., Овчаренко Е.А., Батрагин А.В., Клышников К.Ю., Кудрявцева Ю.А., Барбараш Л.С. Клинический случай дисфункции биопротеза клапана сердца в трикуспидальной

позиции у пациента дошкольного возраста: оценка вклада паннуса и кальцификации. *Вестн. трансплантол. и искусств. органов*. 2018;20(3):45–53. doi: 10.15825/1995-1191-2018-3-45-53

Glushkova T.V., Ovcharenko E.A., Batranin A.V., Klyshnikov K.Yu., Kudryavtseva Yu.A., Barbarash L.S. A case report of bioprosthetic valve dysfunction after tricuspid valve replacement in a preschool patient: the contribution of pannus and calcification. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov = Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2018;20(3):45–53. [In Russian]. doi: 10.15825/1995-1191-2018-3-45-53

6. Глушкова Т.В., Овчаренко Е.А., Рогулина Н.В., Клышников К.Ю., Кудрявцева Ю.А., Барбараш Л.С. Дисфункции эпоксиобработанных биопротезов клапанов сердца. *Кардиология*. 2019;59(10):49–59. doi: 10.18087/cardio.2019.10.n327

Glushkova T.V., Ovcharenko E.A., Rogulina N.V., Klyshnikov K.Yu., Kudryavtseva Yu.A., Barbarash L.S. Dysfunction patterns of epoxy-treated tissue heart valves. *Kardiologiya = Cardiology*. 2019;59(10):49–59. [In Russian]. doi: 10.18087/cardio.2019.10.n327

7. Balu A., Nallagonda S., Xu F., Krishnamurthy A., Hsu M.C., Sarkar S. A deep learning framework for design and analysis of surgical bioprosthetic heart valves. *Sci. Rep.* 2019;9(1):18560. doi: 10.1038/s41598-019-54707-9

8. Abbasi M., Qiu D., Behnam Y., Dvir D., Clary C., Azadani A.N. High resolution three-dimensional strain mapping of bioprosthetic heart valves using digital image correlation. *J. Biomech.* 2018;76:27–34. doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.05.020

9. Abbasi M., Barakat M.S., Vahidkhah K., Azadani A.N. Characterization of three-dimensional anisotropic heart valve tissue mechanical properties using inverse finite element analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2016;62:33–44. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.04.031

10. Abbasi M., Barakat M., Dvir D., Azadani A. Detailed stress analysis of Edwards-SAPIEN and medtronic corevalve devices. Is leaflet stress comparable to surgical Carpentier–Edwards PERIMOUNT magna bioprosthesis? *Struct. Hear.* 2019;3(sup1):192–192. doi: 10.1080/24748706.2019.1591103

11. Клышников К.Ю., Овчаренко Е.А., Глушкова Т.В., Кудрявцева Ю.А., Барбараш Л.С. Метод неинвазивной оценки структуры биопротеза клапана сердца. *Сиб. науч. мед. ж.* 2022;42(4):87–95. doi: 10.18699/SSMJ20220408

Klyshnikov K.Yu., Ovcharenko E.A., Glushkova T.V., Kudryavtseva Yu.A., Barbarash L.S. Method for non-invasive assessment of the structure of a heart valve bioprosthesis. *Sibirskiy nauchnyj medicinskij zhurnal = Siberian Scientific Medical Journal*. 2022;42(4):87–95. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20220408

12. Mao W., Li K., Sun W. Fluid–structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle hydrodynamics. *Cardiovasc. Eng. Technol.* 2016;7(4):374–388. doi: 10.1007/s13239-016-0285-7

13. Zakerzadeh R., Hsu M.-C., Sacks M.S. Computational methods for the aortic heart valve and its replacements. *Expert. Rev. Med. Devices*. 2017;14(11):849–866. doi: 10.1080/17434440.2017.1389274

14. Hall J.E. Guyton and Hall: textbook of medical physiology. 12th ed. R. Gruliow Philadelphia: Elsevier Saunders, 2011. 1112 p.

15. Онищенко П.С., Глушкова Т.В., Костюнин А.Е., Резцова М.А., Акентьева Т.Н., Барбараш Л.С. Компьютерные модели биоматериалов, применяемых для изготовления створчатого аппарата протезов клапанов сердца. *Материаловедение*. 2023;(7):30–39. doi: 10.31044/1684-579X-2023-0-7-30-39

Onishchenko P.S., Glushkova T.V., Kostyunin A.E., Rezvova M.A., Akentyeva T.N., Barbarash L.S. Computer models of biomaterials used for the manufacture of flap apparatus of prosthetic heart valves. *Materialovedenie = Materials Science*. 2023;(7):30–39. [In Russian]. doi: 10.31044/1684-579X-2023-0-7-30-39

16. Morganti S., Brambilla N., Petronio A.S., Reali A., Bedogni F., Auricchio F. Prediction of patient-specific post-operative outcomes of TAVI procedure: The impact of the positioning strategy on valve performance. *J. Biomech.* 2016;49(12):2513–2519. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.048

17. Macron A., Pillet H., Doridam J., Rivals I., Sadeghinia M.J., Verney A., Rohan P.Y. Is a simplified finite element model of the gluteus region able to capture the mechanical response of the internal soft tissues under compression? *Clin. Biomech.* 2020;71:92–100. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.10.005

18. Soares J.S., Feaver K.R., Zhang W., Kamensky D., Aggarwal A., Sacks M.S. Biomechanical behavior of bioprosthetic heart valve heterograft tissues: characterization, simulation, and performance. *Cardiovasc. Eng. Technol.* 2016;7(4):309–351. doi: 10.1007/s13239-016-0276-8

19. Hsu M.C., Kamensky D., Xu F., Kiendl J., Wang C., Wu M.C.H., Mineroff J., Reali A., Bazilevs Y., Sacks M.S. Dynamic and fluid–structure interaction simulations of bioprosthetic heart valves using parametric design with T-splines and Fung-type material models. *Comput. Mech.* 2015;55(6):1211–1225. doi: 10.1007/s00466-015-1166-x

20. Serrani M., Brubert J., Stasiak J., de Gaetano F., Zaffora A., Costantino M.L., Moggridge G.D. A computational tool for the microstructure optimization of a polymeric heart valve prosthesis. *J. Biomech. Eng.* 2016;138(6):061001. doi: 10.1115/1.4033178

21. Abbasi M., Barakat M.S., Dvir D., Azadani A.N. A non-invasive material characterization framework for bioprosthetic heart valves. *Ann. Biomed.*

Eng. 2019;47(1):97–112. doi: 10.1007/s10439-018-02129-5

22. Martin C., Sun W. Comparison of transcatheter aortic valve and surgical bioprosthetic valve durability: A fatigue simulation study. *J. Biomech.* 2015;48(12):3026–3034. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.031

23. Vriesendorp M.D., de Lind van Wijngaarden R.A.F., Rao V., Moront M.G., Patel H.J., Sarnowski E., Vatanpour S., Klautz R.J.M. An *in vitro* comparison of internally versus externally mounted leaflets in surgical aortic bioprostheses. *Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg.* 2020;30(3):417–423. doi: 10.1093/icvts/ivz277

24. Martin C., Sun W. Simulation of long-term fatigue damage in bioprosthetic heart valves: effects of leaflet and stent elastic properties. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2014;13(4):759–770. doi: 10.1007/s10237-013-0532-x

25. Халивопуло И.К., Евтушенко А.В., Шабалдин А.В., Трошкинев Н.М., Стасев А.Н., Кокорин С.Г., Барбараш Л.С. Сравнительный анализ результатов хирургического лечения дисфункции биологических протезов митрального клапана классическим методом и методом «протез-в-протез» с использованием propensity score matching. *Комплекс. пробл. серд.-сосуд. заболеваний.* 2023;12(2):57–69. doi: 10.17802/2306-1278-2023-12-2-57-69

Khalivopulo I.K., Evtushenko A.V., Shabaldin A.V., Troshkinev N.M., Stasev A.N., Kokorin S.G., Barbarash L.S. Comparison of propensity scores for surgical treatment of bioprosthetic mitral valve dysfunction using traditional and “valve-in-valve” methods. *Kompleksnye problemy serdechno-sosudistykh zabolevaniy = Complex Issues of Cardiovascular Diseases.* 2023;12(2):57–69. [In Russian]. doi: 10.17802/2306-1278-2023-12-2-57-69

Сведения об авторах:

Клышников Кирилл Юрьевич, к.м.н., ORCID: 0000-0003-3211-1250, e-mail: klyshku@kemcardio.ru

Онищенко Павел Сергеевич, ORCID: 0000-0003-2404-2873, e-mail: onisps@kemcardio.ru

Глушкова Татьяна Владимировна, к.б.н., ORCID: 0000-0003-4890-0393, e-mail: glushtv@kemcardio.ru

Акентьева Татьяна Николаевна, ORCID: 0000-0002-0033-9376, e-mail: akentn@kemcardio.ru

Костюнин Александр Евгеньевич, к.б.н., ORCID: 0000-0001-6099-0315, e-mail: kostae@kemcardio.ru

Резвова Мария Александровна, ORCID: 0000-0002-4405-8904, e-mail: rezma@kemcardio.ru

Овчаренко Евгений Андреевич, к.т.н., ORCID: 0000-0001-7477-3979, e-mail: ovchea@kemcardio.ru

Information about the authors:

Kirill Yu. Klyshnikov, candidate of medical sciences, ORCID: 0000-0003-3211-1250, e-mail: klyshku@kemcardio.ru

Pavel S. Onishchenko, ORCID: 0000-0003-2404-2873, e-mail: onisps@kemcardio.ru

Tatyana V. Glushkova, candidate of biological sciences, ORCID: 0000-0003-4890-0393, e-mail: glushtv@kemcardio.ru

Tatyana N. Akentyeva, ORCID: 0000-0002-0033-9376, e-mail: akentn@kemcardio.ru

Alexander E. Kostyunin, candidate of biological sciences, ORCID: 0000-0001-6099-0315, e-mail: kostae@kemcardio.ru

Maria A. Rezvova, ORCID: 0000-0002-4405-8904, e-mail: rezma@kemcardio.ru

Evgeny A. Ovcharenko, candidate of technical sciences, ORCID: 0000-0001-7477-3979, e-mail: ovchea@kemcardio.ru

Поступила в редакцию 05.02.2024

После доработки 08.05.2024

После повторной доработки

Принята к публикации

Received 05.02.2024

Revision received 08.05.2024

Second revision received

Accepted