

УДК: 531.3:532.5:612.174

Сравнение подходов в оценке динамики створок аортального клапана с учетом и без учета влияния кровотока

Н. Е. Пиль, А. Г. Кучумов^а

Научный центр генетики и наук о жизни, НТУ «Сириус»,
Россия, 354349, федеральная территория «Сириус», пр-кт Олимпийский, д. 1

E-mail: ^а kuchumov@inbox.ru

Получено 10.04.2026, после доработки — 25.04.2026.

Принято к публикации 28.04.2026.

Аортальный стеноз и другие формы дисфункции аортального клапана сопровождаются нарушением внутрисердечной гемодинамики, перегрузкой левого желудочка и повышением риска сердечно-сосудистых осложнений. Для оценки работы клапана важны не только интегральные клинические показатели, но и локальные механические и гемодинамические характеристики, которые, как правило, не могут быть напрямую измерены *in vivo*. В связи с этим математическое моделирование рассматривается как один из основных инструментов количественного анализа аортального клапана. Несмотря на широкое применение различных моделей деформируемого твердого тела и постановок связанных задач взаимодействия жидкости и твердого тела (fluid-structure interaction, FSI), для описания динамического поведения створок границы применимости упрощенных постановок по отношению к полной сопряженной задаче остаются недостаточно определенными. В работе рассматривалась идеализированная модель корня аорты с синусами Вальсальвы и трехстворчатым клапаном. Створки описывались анизотропной гиперупругой моделью материала. Выполнено сопоставление пяти расчетных сценариев, включающих полную FSI-постановку, учитывающую как динамику твердого тела, так и жидкости, а также модель деформируемого твердого тела с четырьмя вариантами нагружения, заменяющего влияние кровотока, которые отличаются способом учета давления и направлением приложения нагрузки к створкам. В качестве критериев сравнения использовались деформации, перемещения, напряжения по Мизесу, колебательная динамика створок и площадь геометрического открытия клапана. Показано, что FSI-модель обеспечивает наиболее согласованное описание работы клапана, включая асимметричное открытие створок, более плавную динамику раскрытия и отсутствие выраженного нефизиологичного флаттера. Структурные постановки с нагрузкой, приложенной по локальной нормали к поверхности створок, приводят к завышению деформаций и напряжений, а также к более выраженным колебательным режимам. Сценарии с ограничением направления нагрузки дают более умеренный отклик, однако также не воспроизводят пространственную структуру нагрузки и временную организацию раскрытия створок. Сделан вывод, что при моделировании аортального клапана решающее значение имеет не только величина перепада давления, но и способ его пространственно-временного приложения к створкам. Структурные модели деформируемого твердого тела могут использоваться для качественной оценки отдельных механических тенденций, однако не являются полноценной заменой FSI-постановки при анализе кинематики створок, колебательных режимов, напряженно-деформированного состояния и динамики открытия клапана.

Ключевые слова: аортальный клапан, взаимодействие жидкости и твердого тела, конечно-элементный анализ, механика створок, кинематика клапана

Авторы благодарят финансовую поддержку Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № FSNM-2024-0009).

UDC: 531.3:532.5:612.174

Comparison of approaches for assessing aortic valve leaflet dynamics with and without blood flow effects

N. E. Pil, A. G. Kuchumov^a

Research center for genetics and life sciences, Sirius University of Science and Technology,
1 Olympic ave., Sirius Federal Territory, 354340, Russia

E-mail: ^a kychumov@inbox.ru

Received 10.04.2026, after completion – 25.04.2026.

Accepted for publication 28.04.2026.

Aortic stenosis and other forms of aortic valve dysfunction are associated with impaired intracardiac hemodynamics, left ventricular overload, and an increased risk of cardiovascular complications. Assessment of valve function requires not only integral clinical indicators but also local mechanical and hemodynamic characteristics, which, as a rule, cannot be measured directly in vivo. Therefore, mathematical modeling is regarded as one of the main tools for the quantitative analysis of the aortic valve. Despite the widespread use of various deformable-solid models and coupled fluid-structure interaction formulations, FSI, for describing leaflet dynamics, the limits of applicability of simplified formulations relative to the fully coupled problem remain insufficiently defined. In this study, an idealized model of the aortic root with the sinuses of Valsalva and a tricuspid valve was considered. The leaflets were described using an anisotropic hyperelastic material model. Five computational scenarios were compared, including a fully coupled FSI formulation that accounts for both solid and fluid dynamics, as well as a deformable-solid model with four loading variants replacing the effect of blood flow, differing in the way pressure was represented and in the direction of load application to the leaflets. The comparison criteria included deformation, displacement, von Mises stress, leaflet oscillatory dynamics, and the geometric opening area of the valve. It was shown that the FSI model provides the most consistent description of valve function, including asymmetric leaflet opening, smoother opening dynamics, and the absence of pronounced nonphysiological flutter. Structural formulations with loads applied along the local normal to the leaflet surface lead to overestimation of deformation and stress, as well as to more pronounced oscillatory regimes. Scenarios with restricted load direction produce a more moderate response, but they also fail to reproduce the spatial load structure and the temporal organization of leaflet opening. It was concluded that, in aortic valve modeling, not only the magnitude of the pressure difference but also the way it is applied to the leaflets in space and time is of decisive importance. Structural deformable-solid models may be used for the qualitative assessment of selected mechanical trends, but they cannot serve as a full substitute for the FSI formulation in the analysis of leaflet kinematics, oscillatory regimes, stress-strain state, and valve opening dynamics.

Keywords: aortic valve, fluid-structure interaction, finite element analysis, leaflet mechanics, valve kinematics

Citation: *Computer Research and Modeling*, 2026, vol. 18, no. 3, pp. 675–695 (Russian).

The authors acknowledge the financial support of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation (project No. FSNM-2024-0009).

1. Введение

Аортальный стеноз остается одной из наиболее распространенных клапанных патологий у пожилых пациентов и одной из основных причин операционных вмешательств. Ежегодно в мире проводится более 275 000 хирургических операций по замене аортального клапана [Bartus et al., 2019; Norton et al., 2023; Cid et al., 2025]. Ожидается, что к 2050 году число пациентов с заболеваниями аортального клапана утроится в связи с увеличением средней продолжительности жизни [Wang et al., 2018; Ali et al., 2024]. Это делает задачу количественной оценки работы аортального клапана особенно актуальной как для выбора стратегии лечения, так и для разработки новых реконструктивных и протезирующих решений [Kamaltdinov, Kuchumov, 2021].

В последние годы особенно активно развиваются два класса моделей. Первый представлен постановками взаимодействия жидкости и твердого тела (fluid-structure interaction, FSI), в которых движение створок определяется двусторонним сопряжением потока крови и деформируемой структуры [Hirschhorn et al., 2020; Soltany Sadrabadi et al., 2021; Morany et al., 2023]. Второй класс составляют модели деформируемого твердого тела, ориентированные прежде всего на оценку напряженно-деформированного состояния, коаптации, контактного взаимодействия и влияния геометрических и материальных параметров створок [Whiting et al., 2022; Wu et al., 2023; Mutlu et al., 2025].

Несмотря на высокий уровень проработанности темы, FSI-постановки и модели деформируемого твердого тела по-прежнему чаще рассматриваются в литературе как два параллельных класса моделей, чем как строго сопоставляемые постановки в рамках одной и той же задачи [Maо et al., 2016; Luraghi et al., 2017; Morany et al., 2023; Costa et al., 2025a]. Модель деформируемого твердого тела обладает очевидными преимуществами, к которым относятся меньшая вычислительная трудоемкость, относительная простота параметрических расчетов, удобство анализа контактного взаимодействия и пригодность для исследования множества геометрических и материальных вариантов [Rassoli et al., 2022; Sarrafzadeh-Ghadimi et al., 2022]. Именно поэтому такие модели особенно востребованы в задачах конструктивной оптимизации, анализа коаптации и исследования механики клапанных устройств [Zhang et al., 2024; Grossi et al., 2025]. В то же время их главный методический недостаток состоит в том, что механический ответ створок оказывается существенно зависимым от способа задания внешней нагрузки. Если нагрузка задается только через интегральный трансвальвулярный перепад давления, то пространственно-временная неоднородность давления по поверхности створки и обратное влияние потока на ее движение оказываются неучтенными [Chen, Luo, 2019; Hoeijmakers et al., 2021; Mutlu, Rugonyi, 2026].

В свою очередь, FSI-подход обеспечивает более физически полное описание клапанной динамики, поскольку учитывает двустороннюю связь между деформацией створок и формирующимся потоком [Xu et al., 2018; Grossi et al., 2024; Anwar et al., 2025]. Это особенно важно в тех фазах сердечного цикла, где именно взаимодействия жидкости и структуры определяет раскрытие, смыкание, локализацию напряжений и эволюцию гемодинамических характеристик [Basri et al., 2020; Arminio et al., 2024; Averweg et al., 2024]. Примером таких задач являются пациент-ориентированные FSI-модели аортального клапана [Le et al., 2022; Fringand et al., 2024] и модели работы протезов аортальных клапанов [Kim et al., 2024; Crugnola et al., 2026], где колебательное поведение створок определяется не только механикой ткани, но и структурой течения [Pan et al., 2024; Costa et al., 2025b]. Однако цена такой полноты заключается в значительно большей вычислительной стоимости, чувствительности к дискретизации и повышенной численной сложности вблизи фаз быстрого закрытия и контакта.

Несмотря на высокую проработанность данной области, ключевой вопрос состоит в том, что до сих пор недостаточно ясно, в какой мере модель деформируемого твердого тела способна воспроизводить результаты полной FSI-постановки по тем метрикам, которые представляют

основной интерес для биомеханического анализа створок. Прежде всего это относится к кинематике открытия и закрытия, степени раскрытия клапана и напряженно-деформированному состоянию ткани. Еще менее очевидно, какая именно нагрузка должна задаваться в модели деформируемого твердого тела в качестве граничных условий, чтобы такая постановка могла служить не просто упрощенной моделью, а физически содержательным приближением к реальности и FSI-модели. В большинстве работ нагрузка сводится к заданному перепаду давления или его квазистатическому аналогу, тогда как в FSI реальная нагрузка формируется локально и изменяется вместе с текущей конфигурацией створок и структурой потока [Chen, Luo, 2019; Armfield et al., 2024].

Следовательно, нерешенной остается проблема определения границ применимости модели деформируемого твердого тела по отношению к FSI в задаче моделирования аортального клапана. Без такого сопоставления затруднительно корректно интерпретировать рассчитанные напряжения и деформации, обосновывать использование моделей деформируемого твердого тела без учета влияния потока в задачах анализа и оптимизации.

Целью настоящего исследования является сравнительный анализ полной постановки взаимодействия жидкости и твердого тела и модели деформируемого твердого тела к моделированию аортального клапана для оценки воспроизводимости моделью деформируемого твердого тела кинематики створок и их напряженно-деформированного состояния, получаемого в полной двусторонней FSI-задаче, а также для определения условий, при которых твердотельная постановка может рассматриваться как приемлемое приближение.

Для этого используется реализованная ранее FSI-модель аортального клапана [Pil et al., 2023; Pil, Kuchumov, 2024b; Fedotova et al., 2025; Pil et al., 2026]. Формулируются постановки деформируемого твердого тела с различными вариантами задания нагрузки, включая интегральный трансвальвулярный градиент давления и нагрузку, извлеченную из FSI-расчета. Выполняется сопоставление результатов по кинематике створок, степени их раскрытия и напряженно-деформированному состоянию.

2. Материалы и методы

В работе выполнено сопоставление полной FSI-постановки и четырех вариантов безжидкостных твердотельных постановок, различающихся способом задания внешней нагрузки на створки аортального клапана. Во всех случаях использовались одна и та же геометрия, одинаковая модель материала и сопоставимая численная дискретизация. В качестве базового решения рассматривалась полная FSI-модель, в которой движение створок определялось двусторонним взаимодействием жидкости и твердого тела, а нагрузка на створки формировалась как результат текущего распределения давления в жидкости.

Для оценки границ применимости модели деформируемого твердого тела были рассмотрены четыре сценария. В модели FEA-1 на поверхность створок прикладывалась нагрузка по локальной нормали, извлеченная из FSI-расчета. В модели FEA-2 использовалась та же нагрузка, однако ее направление ограничивалось осью Z . В модели FEA-3 нагрузка задавалась как перепад давления между входной и выходной границами жидкостной области. В модели FEA-4 использовался тот же перепад давления, но нагрузка также прикладывалась только вдоль оси Z .

Расчетная область включала идеализированную модель корня аорты с синусами Вальсальвы и трехстворчатый аортальный клапан (рис. 1). Геометрия створок строилась параметрически на основе ключевых размеров, определяющих форму клапана, прежде всего радиуса аорты и высоты створки (рис. 1, б, в). Для построения корня аорты использовался параметризованный подход, позволяющий регулировать выпуклость синусов Вальсальвы, положение створок относительно входной границы расчетной области, положение максимальной выпуклости синусов, высоту синусов и форму дуги восходящей аорты (рис. 1, г). Подробное описание процедуры

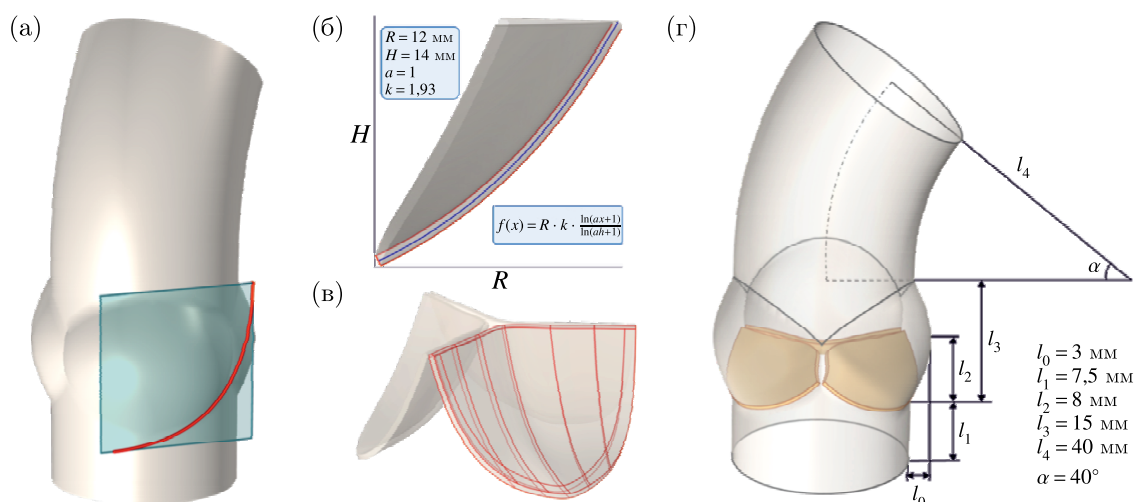


Рис. 1. Геометрическая модель: а) построение касательной плоскости к синусу Вальсальвы; б) задание управляющей кривой; в) получение твердотельной геометрии створок аортального клапана; г) итоговая геометрия и размеры аорты и створок аортального клапана

построения геометрии приведено в предыдущих работах [Pil, Kuchumov, 2024a; Pil, Kuchumov, 2024b]. Использование единой параметрической геометрии обеспечивало корректное сопоставление всех расчетных моделей и позволяло исключить влияние геометрических различий при анализе кинематики створок и их напряженно-деформированного состояния.

2.1. Течение жидкости

Кровь в расчетной области моделировалась как несжимаемая ньютоновская жидкость с постоянной плотностью 1060 кг/м^3 и вязкостью $0,0035 \text{ Па}\cdot\text{с}$ [De Nisco et al., 2023; Ahadi et al., 2024]. Течение рассматривалось в подвижной области, изменение которой определялось движением створок. Для описания течения использовалась постановка ALE (Arbitrary Lagrangian – Eulerian), позволяющая учитывать деформацию жидкостной области при движении границы «жидкость – твердое тело». Выбор данного подхода обусловлен тем, что при работе аортального клапана конфигурация проточной области изменяется во времени вследствие открытия и закрытия створок, и ALE-формулировка позволяет естественным образом связать движение сетки с деформацией структуры при сохранении описания течения в текущей расчетной области. Для жидкости записываются уравнения сохранения массы и импульса:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \mathbf{v}_f &= 0, \\ \rho \frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} + \rho (\mathbf{v}_f - \mathbf{v}_s) \cdot \nabla \mathbf{v}_f &= \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_f, \\ \boldsymbol{\sigma}_f &= -p \mathbf{I} + \boldsymbol{\kappa}, \end{aligned} \quad (1)$$

где \mathbf{v}_f – вектор поля скорости жидкости, \mathbf{v}_s – поле скоростей сетки жидкости, $\boldsymbol{\sigma}_f$ – тензор напряжений, ρ – плотность жидкости, p – давление, $\boldsymbol{\kappa} = \mu (\nabla \mathbf{v}_f + \nabla \mathbf{v}_f^T)$ – тензор вязких напряжений.

Система дополняется начальным и граничным условиями:

$$\mathbf{v}_{inlet} = u(t), \quad P_{LV} = P_{Ao}(t), \quad (2)$$

где $u(t)$ – профиль скорости, полученный после обработки данных эхокардиографии, $P_{Ao}(t)$ – профиль давления, рассчитанный на основе модели Франка.

Модель Франка моделирует нагрузку на сердце в течение сердечного цикла. Она описывает артериальную систему как гидравлический контур, подобный насосу, качающему воду в камеру с воздухом, где сжатие воздуха выталкивает воду. Она учитывает артериальную податливость, периферическое сопротивление (обусловленное мелкими сосудами) и инерцию крови. Модель Франка описывается следующими соотношениями:

$$C \frac{dP_{Wk}}{dt} + \frac{P_{Wk}}{R_p} = Q_{Ao}, \quad P_{Ao}(t) = Q_{Ao}R_c + P_{Wk}, \quad (3)$$

где P_{Wk} — давление, накопленное в модели Франка, C — коэффициент эластичности артерий, R_p — сопротивление периферических сосудов, Q_{Ao} — объемный расход крови в аорту, P_{Ao} — давление в аорте, R_c — характеристическое сопротивление.

2.2. Механика твердого тела

Створки аортального клапана моделировались как деформируемое твердое тело. Их движение описывалось в лагранжевой постановке уравнением баланса импульса:

$$\rho \frac{\partial^2 \mathbf{u}_s}{\partial t^2} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_s, \quad (4)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} [(\nabla \mathbf{u}_s)^T + \nabla \mathbf{u}_s + (\nabla \mathbf{u}_s)^T \nabla \mathbf{u}_s], \quad (5)$$

$$\boldsymbol{\sigma}_s = \frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}}, \quad (6)$$

где ρ — плотность материала, \mathbf{u}_s — поле перемещений, $\boldsymbol{\sigma}_s$ — тензор напряжений Коши, W — плотность энергии упругой деформации (гиперупругий потенциал).

Материал створок считался анизотропным гиперупругим из-за наличия семейств коллагеновых волокон [Cai et al., 2021; Wertheimer et al., 2025]. Для учета их влияния на биомеханические характеристики створок аортального клапана используется модифицированная модель HGO [Holzapfel, Ogden, 2010; Huh et al., 2019; Laville et al., 2020]:

$$W = C_{10} \{ \exp[C_{01}(\bar{I}_1 - 3)] - 1 \} + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{\alpha=1}^2 \left[\exp \left\{ k_2 \bar{E}_\alpha^2 \right\} - 1 \right], \quad (7)$$

$$\bar{E}_\alpha = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 + 3\kappa)(\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1), \quad (8)$$

где C_{10} , C_{01} , k_1 , k_2 и κ — параметры материала, \bar{I}_1 — первый инвариант девиатора деформаций, $\bar{I}_{4(\alpha\alpha)}$ — псевдоинвариант $\bar{\mathbf{C}}$ и \bar{E}_α . Параметр κ ($0 \leq \kappa \leq \frac{1}{3}$) описывает уровень дисперсии в направлениях волокон. Когда $\kappa = 0$, волокна идеально выровнены (дисперсия отсутствует). Когда $\kappa = \frac{1}{3}$, волокна распределены случайным образом и материал становится изотропным.

2.3. FSI-сопряжение

Задача решается в связанной постановке, учитывающей взаимодействие жидкости и твердого тела. Математическая формулировка дополнена условиями согласования перемещений, скоростей и напряжений на границе раздела «жидкость – твердое тело»:

$$\mathbf{u}_s = \mathbf{u}_f, \quad \mathbf{v}_s = \mathbf{v}_f, \quad \boldsymbol{\sigma}_s \cdot \widehat{\mathbf{n}}_s = \boldsymbol{\sigma}_f \cdot \widehat{\mathbf{n}}_f, \quad (9)$$

где $\widehat{\mathbf{n}}_s$ — нормаль со стороны твердого тела, $\widehat{\mathbf{n}}_f$ — нормаль со стороны жидкости.

Результирующая сила, действующая на твердое тело и определяющая его механическое поведение, определяется следующим выражением:

$$\mathbf{f} = \mathbf{n} \cdot \left[-p\mathbf{I} + \mu(\nabla\mathbf{v}_f + (\nabla\mathbf{v}_f)^T) \right], \quad (10)$$

где \mathbf{v}_f — поле скорости потока, определяемое из уравнения Навье–Стокса, p — давление, μ — динамическая вязкость, \mathbf{n} — внешняя нормаль к границе твердого тела, \mathbf{I} — единичный тензор.

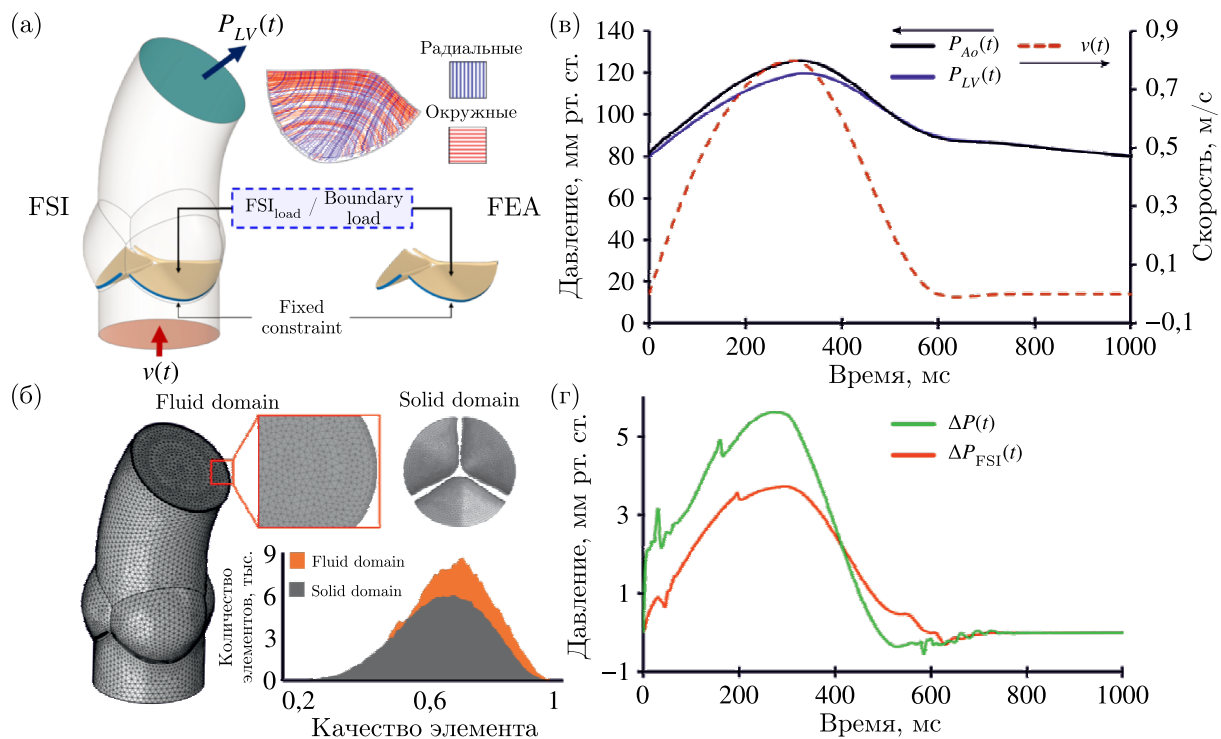


Рис. 2. а) Схема начальных и граничных условий в FSI-постановках и постановках деформируемого твердого тела. б) Конечно-элементная сетка. в) Граничные условия для жидкости. г) Граничные условия для створок в твердотельных моделях

Необходимость преобразования сил, действующих со стороны жидкости на твердое тело, обусловлена использованием подвижной сетки для решения уравнений Навье–Стокса и неподвижной сетки для решения уравнений механики твердого тела:

$$\mathbf{F} = \mathbf{f} \cdot \frac{dv}{dV}, \quad (11)$$

где $\frac{dv}{dV}$ — соотношение размеров элементов лабораторной сетки и материальной системы координат.

2.4. Граничные условия для твердого тела

Во всех рассматриваемых сценариях геометрия расчетной области, модель материала створки, условия закрепления и временной интервал расчета оставались одинаковыми. Различие между моделями определялось только способом формирования нагрузки, действующей на створки аортального клапана.

В исходной FSI-постановке нагрузка на твердое тело не задается заранее, а формируется в ходе решения сопряженной задачи взаимодействия жидкости и твердого тела. В каждый момент времени на поверхности раздела действовали гидродинамические усилия, определяемые

текущим полем давления и вязких напряжений в жидкости и определяемые соотношениями (10) и (11). Таким образом, нагрузка зависела от текущей конфигурации створок, структуры течения и перераспределения давления в расчетной области.

В модели FEA-1 на поверхность створок прикладывался перепад давления $\Delta P_{\text{FSI}}(t)$, полученный из FSI-расчета как интегральная разность давления по разные стороны створки. В каждый момент времени это значение задавалось равномерно по всей нагружаемой поверхности и прикладывалось по локальной нормали к поверхности створки:

$$\delta \mathbf{t}_{\text{FEA-1}} = \int_A [(-\Delta P_{\text{FSI}} \mathbf{n}) \cdot \delta \mathbf{u}] dA, \quad (12)$$

где A — нагружаемая поверхность створок, ΔP_{FSI} — градиент давления на твердое тело, полученный из решения FSI-задачи, \mathbf{n} — единичная внешняя нормаль к поверхности створки. В модели FEA-2 использовалось то же поле давления $\Delta P_{\text{FSI}}(t)$, что и в FEA-1, однако направление нагрузки ограничивалось осью Z :

$$\delta \mathbf{t}_{\text{FEA-2}} = \int_A [(-\Delta P_{\text{FSI}} \mathbf{e}_z) \cdot \delta \mathbf{u}] dA, \quad (13)$$

где \mathbf{e}_z — единичный вектор оси Z . В модели FEA-3 решалась только задача деформируемого твердого тела, а внешняя нагрузка на створки задавалась в виде предписанного во времени перепада давления, соответствующего физиологическим данным на входе и выходе аортального клапана. В этом случае пространственная неоднородность давления по поверхности створки не учитывалась и в каждый момент времени на нагружаемую поверхность прикладывалось одинаковое давление по локальной нормали к поверхности створки:

$$\delta \mathbf{t}_{\text{FEA-3}} = \int_A [(-\Delta P \mathbf{n}) \cdot \delta \mathbf{u}] dA, \quad (14)$$

где ΔP — градиент давления жидкости. В модели FEA-4 использовался тот же предписанный перепад давления, соответствующий физиологическим данным на входе и выходе аортального клапана, однако нагрузка прикладывалась только вдоль оси Z :

$$\delta \mathbf{t}_{\text{FEA-4}} = \int_A [(-\Delta P \mathbf{e}_z) \cdot \delta \mathbf{u}] dA. \quad (15)$$

2.5. Настройка конечно-элементной сетки и решателя

На рис. 2, б представлены визуализация сетки в области корня аорты и створок, а также распределение качества элементов. В жидкостной области применялась неструктурированная тетраэдральная сетка, сгущенная вблизи створок и в области синусов Вальсальвы. Общее число тетраэдральных элементов в жидкостной области составляло 250 913, число граничных треугольных элементов — 11 914. Минимальное качество элемента составило 0,2265, среднее качество — 0,664.

Для твердотельной области створок также использовалась тетраэдральная сетка с локальным сгущением в областях закрепления и ожидаемых высоких градиентов деформаций. Общее число тетраэдральных элементов в твердом теле составляло 35 009, число граничных треугольных элементов — 11 990. Минимальное качество элемента составило 0,2264, среднее качество — 0,6823. Представленное на рис. 2, б распределение качества показывает, что основная часть элементов характеризуется удовлетворительными значениями качества, что обеспечивало устойчивость расчетов как в полной FSI-постановке, так и в модели деформируемого твердого тела.

Сеточная сходимость для твердотельной области дополнительно оценивалась на четырех вариантах дискретизации створок. В качестве контролируемого параметра использовалась частота колебаний створок в период систолы. Как показано на рис. 3, при последовательном сгущении

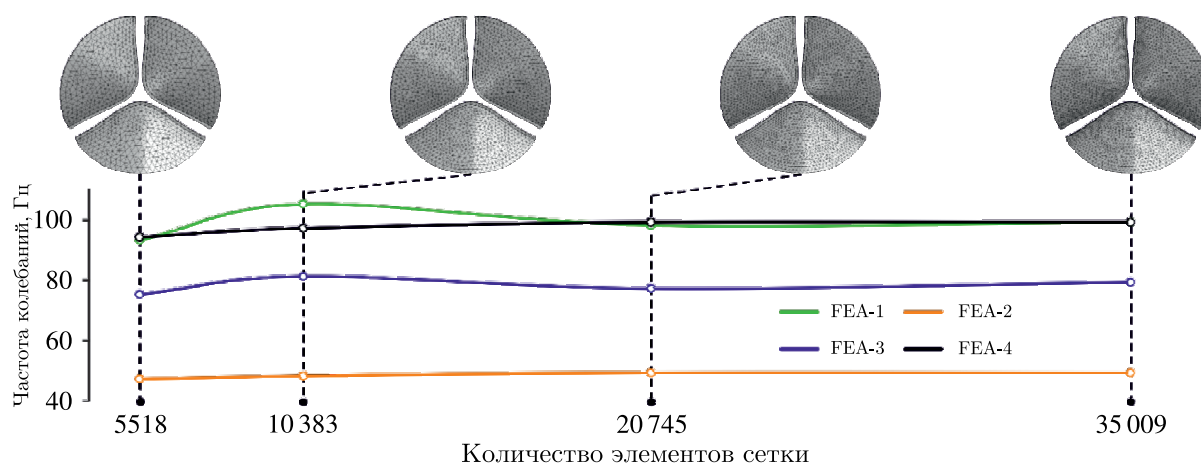


Рис. 3. Анализ сеточной сходимости для твердотельной области створок аортального клапана

сетки расчетные значения частоты изменяются несущественно, что свидетельствует о слабой чувствительности моделируемого процесса к качеству дискретизации. По итогам анализа для окончательных расчетов была выбрана наиболее подробная сетка, обеспечивающая более высокую точность при постобработке результатов.

Контакт между створками моделировался методом штрафа, при котором контактное условие вводится приближенно через распределенную упругую связь, активную только при сжатии. Для FSI-постановки дополнительно задавался зазор между контактными поверхностями, равный минимальному размеру элемента жидкостной области. Данный зазор учитывается как поправка к геометрическому зазору по нормали к поверхности и позволяет передавать контактные усилия без полного схлопывания жидкостного промежутка, тем самым сохраняя сплошность среды и устойчивость расчета в фазе смыкания створок.

Численная реализация модели выполнялась в программном пакете COMSOL Multiphysics. В твердотельной области применялась тетраэдральная сетка с локальным сгущением в области закрепления створок и ожидаемых высоких градиентов деформаций. Для механики деформируемого твердого тела использовалась линейная интерполяция поля перемещений. В жидкостной области применялась тетраэдральная сетка с приграничными слоями, а для аппроксимации течения использовалась стабилизированная пара конечных элементов $P_1 + P_1$ для скорости и давления.

Решение FSI-задачи выполнялось в неявной связанной схеме с подытерациями на каждом временном шаге. Для жидкости использовалась неявная схема второго порядка на основе формулы обратного дифференцирования, для твердого тела — неявная схема типа Ньюмарка. Временной шаг выбирался адаптивно в диапазоне от 10^{-6} до 10^{-3} с, а критерием сходимости служило достижение невязки порядка 10^{-4} для жидкостных и твердотельных переменных.

В сценариях моделей деформируемого твердого тела решалась только задача механики створок с теми же сеткой, временной дискретизацией и моделью материала, что и в полной FSI-постановке. Таким образом, при переходе от FSI к твердотельным сценариям изменялся только способ задания внешней нагрузки на створки.

3. Результаты

3.1. Распределение деформаций

На рис. 4 представлена деформационная картина створок аортального клапана для всех рассматриваемых сценариев. Выполнено сопоставление как между расчетными постановками, так и с опубликованными экспериментальными данными *in vitro* [Corso, Obrist, 2024; Liu et al.,

2025]. Для исходной FSI-модели наблюдается асимметричный характер открытия створок, тогда как все модели деформируемого твердого тела без учета кровотока демонстрируют преимущественно симметричную динамику.

Наиболее выраженные различия по уровню деформаций наблюдаются в сценариях FEA-1 и FEA-3. В этих случаях деформации створок заметно превышают значения, полученные в FSI-модели, и сопровождаются избыточным загибанием свободных краев. Временные зависимости максимальных деформаций, представленные на рис. 4, б, показывают, что наибольшие значения достигаются в сценарии FEA-3 и составляют до 120 %. В сценарии FEA-1 максимальные деформации достигают около 60 %. Для исходной FSI-модели максимальный уровень деформаций не превышает 30 % на протяжении сердечного цикла. Сценарии FEA-2 и FEA-4 по величине деформаций оказываются ближе к FSI-постановке, и их максимальные значения не превышают 40 % и 25 % соответственно.

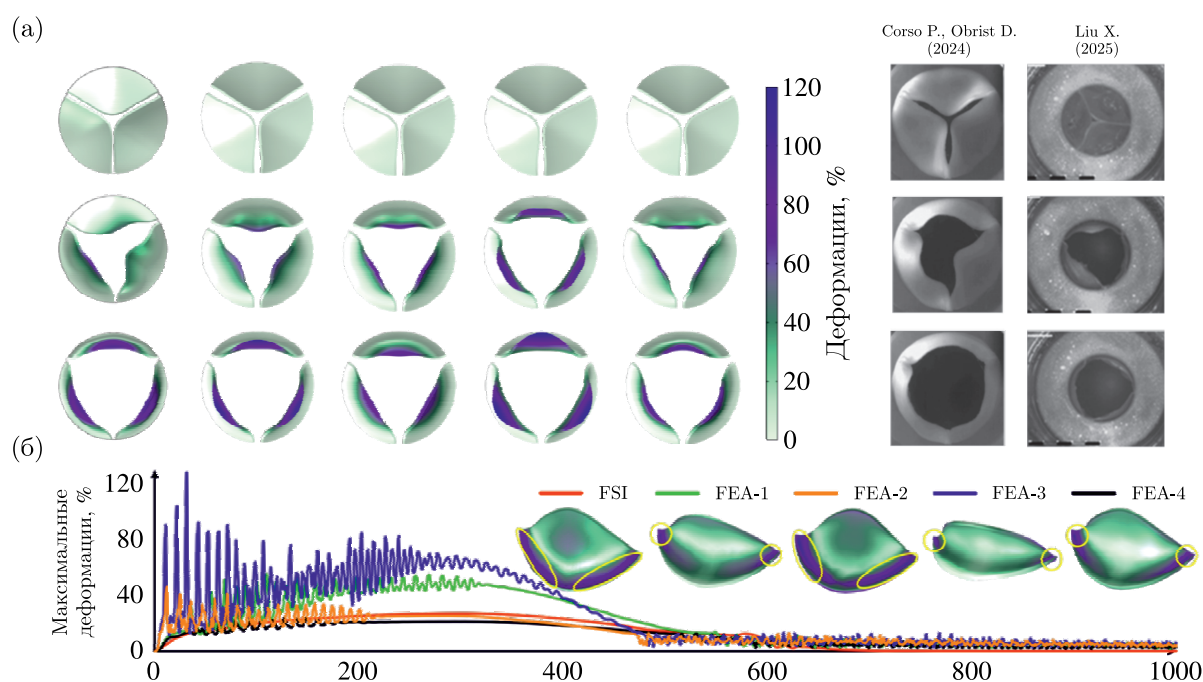


Рис. 4. Оценка деформации в створках аортального клапана: а) сопоставление FSI- и FEA-подходов с экспериментальными данными [Corso, Obrist, 2024; Liu et al., 2025], распределение деформаций в створках; б) максимальные значения деформаций в течение сердечного цикла

В FSI-модели основные зоны концентрации деформаций располагаются вблизи области закрепления створок. В моделях FEA-1 и FEA-3 наиболее выраженные концентраторы формируются в области комиссур. В сценариях FEA-2 и FEA-4 распределение носит промежуточный характер, при котором зоны повышенных деформаций сохраняют связь с комиссурами, но дополнительно распространяются по направлению к основанию створки. Полученные результаты согласуются с исследованиями *in vitro* биопротезных створок, в которых также отмечались локальные области повышенной кривизны и более жесткая, менее плавная деформационная картина по сравнению с нативным клапаном [Dabiri, Narine, 2025; Pritchard et al., 2025; Visser et al., 2025].

3.2. Перемещения створок аортального клапана

На рис. 5 представлены результаты анализа перемещений створок аортального клапана для всех рассматриваемых сценариев. Наибольшие максимальные перемещения характерны для

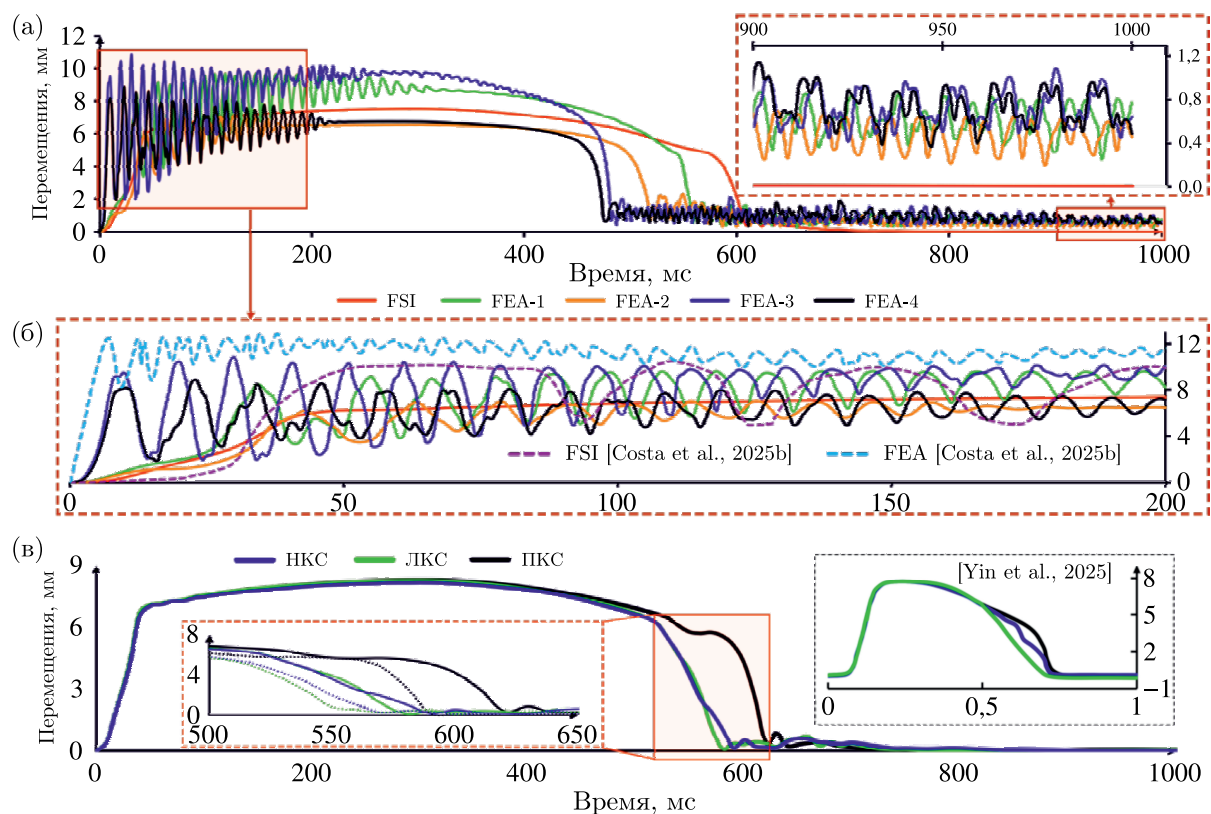


Рис. 5. Анализ перемещений: а) значения максимальных перемещений в течение сердечного цикла; б) сравнение с литературными данными в период систолы; в) результаты динамики некоронарной (HKS), левой коронарной (ЛКС) и правой коронарной (ПКС) створок для FSI-модели и сравнение с литературными данными

сценариев FEA-1 и FEA-3, где они достигают 11 и 10 мм соответственно. Для исходной FSI-модели максимальные перемещения не превышают 8 мм. Сценарии FEA-2 и FEA-4 по амплитуде оказываются ближе к FSI-постановке и демонстрируют максимальные значения порядка 9 и 8 мм соответственно.

Для всех моделей деформируемого твердого тела без учета кровотока пиковые перемещения возникают в начальные моменты времени, тогда как в FSI-модели перемещение створок возрастает более плавно и максимальное раскрытие достигается к пику систолы. Аналогичный эффект между более осциллирующей динамикой твердотельной модели и более сглаженной FSI-динамикой наблюдался в работах [Costa et al., 2025b; Jahren et al., 2026]. На рис. 5, в выполнено сопоставление полученных результатов с литературными данными, в которых также сравнивались FSI-постановка и модель деформируемого твердого тела. В работе [Costa et al., 2025b] структурная модель демонстрировала более выраженные осцилляции перемещений. В нашем случае наиболее близким к опубликованным данным твердотельной модели по амплитуде перемещений является сценарий FEA-1, тогда как FSI-модель ближе по среднему уровню перемещений в течение систолы.

Дополнительная верификация исходной FSI-модели была выполнена по динамике отдельных створок, а именно некоронарной, левой и правой коронарных створок. На стадии открытия все три створки демонстрируют близкие по величине перемещения и выходят на сопоставимый уровень раскрытия [Yin et al., 2025]. В фазе закрытия проявляется различие в их динамике: створки начинают возвращаться в закрытое положение не строго одновременно, а с небольшим временным смещением. На рис. 6, а показаны траектории движения сечения створки аортального клапана в фазу систолы. Наиболее выраженный колебательный процесс наблюдается в моделях

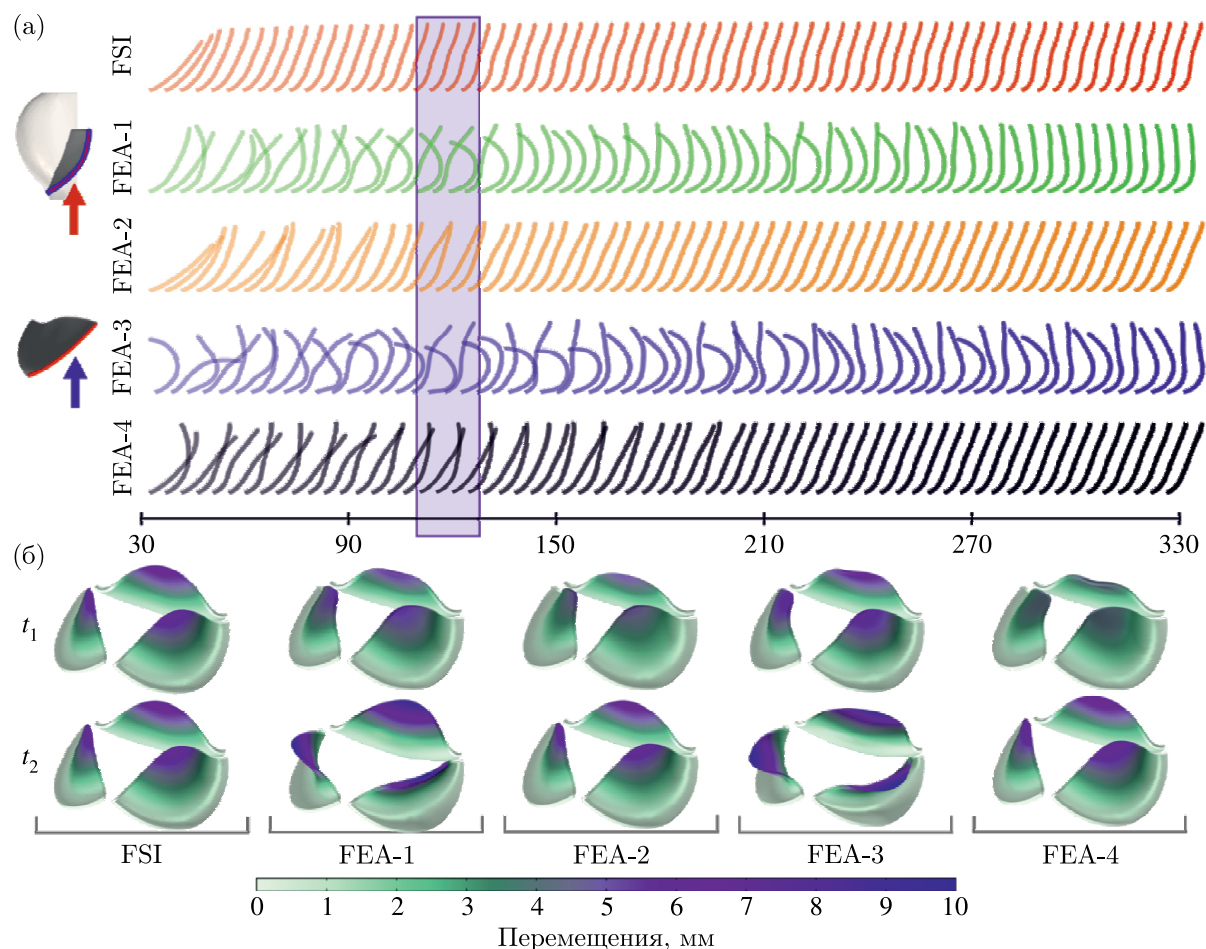


Рис. 6. Динамика створок аортального клапана: а) траектория движения сечения створки; б) сравнение двух соседних состояний створок в период колебаний

FEA-1 и FEA-3. Для FEA-1 максимальная амплитуда колебаний составляет 4 мм при характерной частоте около 80 Гц. В сценарии FEA-3 максимальная амплитуда достигает 5 мм, а частота составляет около 100 Гц. Для FEA-2 максимальная амплитуда не превышает 2 мм при частоте около 50 Гц. В сценарии FEA-4 амплитуда достигает 4 мм при частоте около 100 Гц. Для всех FEA-сценариев колебания в фазе систолы носят затухающий характер. В FSI-модели выраженные колебания створок в рассматриваемый интервал времени отсутствуют.

Дополнительный анализ формы створок в соседние моменты времени в период колебаний представлен на рис. 6, б. В сценариях FEA-1 и FEA-3 колебательный процесс сопровождается заметным изменением конфигурации створок даже на малом временном интервале. Для сценариев FEA-2 и FEA-4 различия между соседними состояниями створок выражены заметно слабее, а изменения формы носят более локальный характер.

Сравнение по частоте колебаний с опубликованными экспериментальными и численными данными для биопротезных клапанов показывает [Lee et al., 2020; Brown et al., 2023], что доминирующие частоты флаттера обычно находятся в диапазоне 26–71 Гц и зависят от диаметра клапана, причем меньшим диаметрам соответствуют более высокие частоты.

3.3. Сравнительный анализ напряжений

На рис. 7, а представлены максимальные значения напряжений по Мизесу в течение сердечного цикла. Наибольший уровень напряжений наблюдается в сценарии FEA-3, где значения

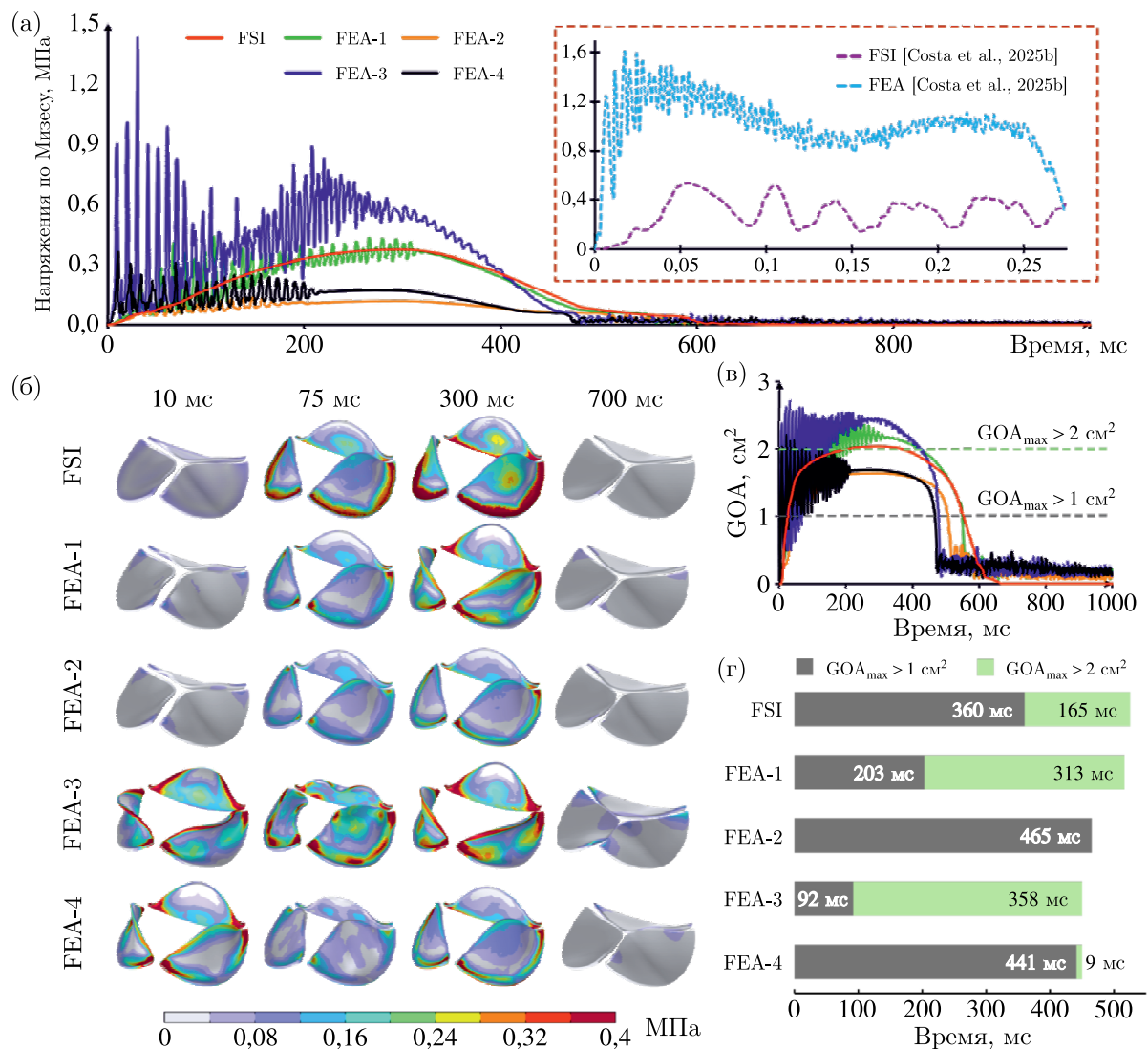


Рис. 7. а) Максимальные напряжения по Мизесу. б) Распределение напряжений в ключевые моменты сердечного цикла. в) Изменение площади геометрического открытия. г) Время открытия створок при $GOA_{\max} > 1 \text{ см}^2$ и $GOA_{\max} > 2 \text{ см}^2$

достигают 1,5 МПа. Для исходной FSI-модели напряжения не превышают 0,4 МПа. Наиболее близким к FSI-постановке по уровню напряжений оказался сценарий FEA-1. Для него характерна схожая форма временной зависимости, отличающаяся главным образом наличием выраженных осцилляций. Сценарии FEA-2 и FEA-4 демонстрируют существенно меньшие напряжения, не превышающие 0,2 МПа в области пика систолы.

На рис. 7, б показаны распределения напряжений по поверхности створок в ключевые моменты сердечного цикла. Для твердотельных моделей характерна локализация напряжений преимущественно в области комиссур. Для FSI-модели распределение носит более сглаженный характер, а повышенные значения напряжений сосредоточены главным образом в области закрепления створок.

Сопоставление с опубликованными данными по транскатетерным биопротезам показывает, что максимальные напряжения в створках обычно лежат в диапазоне 1,07–2,48 МПа и, как правило, локализуются вблизи комиссур [Adda et al., 2021; Stanová et al., 2024]. Следовательно, важным является не столько сам диапазон напряжений, сколько то, что в настоящей работе

FSI-постановка и модель деформируемого твердого тела при одинаковой геометрии и материале приводят к различным картам напряженного состояния.

На рис. 7, *г* представлены временные интервалы, в течение которых площадь геометрического открытия створок превышает пороговые значения 1 см^2 и 2 см^2 . Такой анализ позволяет дополнительно охарактеризовать не только максимальный просвет клапана, но и устойчивость его открытия в течение систолы. Для FSI-модели время, в течение которого $GOA_{\max} > 1 \text{ см}^2$, составляет 360 мс, тогда как интервал с $GOA_{\max} > 2 \text{ см}^2$ равен 165 мс. Это указывает на сбалансированный характер открытия, при котором клапан в течение заметного времени находится как в промежуточном режиме раскрытия, так и в режиме эффективного полного открытия.

Для сценария FEA-1 интервал $GOA_{\max} > 1 \text{ см}^2$ сокращается до 203 мс, тогда как длительность состояния $GOA_{\max} > 2 \text{ см}^2$ возрастает до 313 мс. Аналогичная тенденция еще более выражена в сценарии FEA-3, где время при $GOA_{\max} > 1 \text{ см}^2$ составляет всего 92 мс, а интервал $GOA_{\max} > 2 \text{ см}^2$ достигает 358 мс. Таким образом, в сценариях FEA-1 и FEA-3 створки практически не задерживаются в диапазоне промежуточного открытия от 1 до 2 см^2 и быстро переходят к значениям, превышающим 2 см^2 . По сравнению с FSI-моделью это свидетельствует о более резком и менее физиологичном характере раскрытия клапана.

Иная картина наблюдается для сценариев FEA-2 и FEA-4. В модели FEA-2 клапан остается в состоянии $GOA_{\max} > 1 \text{ см}^2$ на протяжении 465 мс, однако порог 2 см^2 не достигается вовсе. Это указывает на недостаточное раскрытие створок и ограниченный просвет клапана даже в фазу максимального открытия. В сценарии FEA-4 время при $GOA_{\max} > 1 \text{ см}^2$ составляет 441 мс, однако интервал с $GOA_{\max} > 2 \text{ см}^2$ равен лишь 9 мс. Следовательно, хотя эта модель и демонстрирует длительное пребывание в режиме частичного открытия, эффективное полное раскрытие для нее практически отсутствует.

Сопоставление с опубликованными данными показывает, что геометрическая площадь открытия является одной из наиболее чувствительных метрик при сравнении твердотельных и сопряженных постановок с экспериментом. В ряде работ [Grossi et al., 2025] максимальное расхождение между экспериментальными данными и FSI-моделью по площади открытия не превышало 5%, тогда как для модели деформируемого твердого тела оно достигало 46,25%, а форма отверстия, восстановленная в FSI-постановке, оказывалась ближе к экспериментальной.

4. Обсуждение

4.1. Напряженно-деформированное состояние

Полученные результаты показывают, что различия между FSI-постановкой и моделью деформируемого твердого тела определяются не только уровнем максимального отклика, но и самой структурой нагружения створки. Для сопряженной FSI-постановки характерно пространственно неоднородное распределение давления по поверхности створки, причем профиль нагрузки изменяется вдоль створки и зависит от ее текущей конфигурации. Такая картина согласуется с результатами [Chen, Luo, 2019], где в FSI-модели аортального клапана показано, что давление по створке распределяется неравномерно, а изменение жесткости створок влияет не только на амплитуду отклика, но и на скорость открытия и закрытия, а также на склонность к флаттер-режимам. В этом смысле более сглаженное деформирование и смещение механического отклика к основанию створки в FSI-постановке выглядят закономерными.

В твердотельных сценариях, напротив, используется интегральный перепад давления, приложенный к поверхности створки в упрощенной форме. Такое задание не воспроизводит продольный градиент нагрузки, наблюдаемый в FSI, и поэтому приводит к перераспределению изгибного отклика в сторону свободного края и комиссур. Именно этим объясняется более выраженная комиссуральная локализация деформаций и напряжений в FEA-1 и FEA-3, а также

общее усиление изгибного механизма деформирования по сравнению с FSI. Подобная связь между локализацией напряжений и геометрией хорошо согласуется с работой [Qin et al., 2020] для двустворчатого аортального клапана, где зоны пиковых напряжений и деформаций также концентрировались вдоль линии прикрепления и в области комиссур, а изменение распределения напряжений интерпретировалось как потенциально значимое для дальнейшего механобиологического ремоделирования ткани.

С практической точки зрения это различие особенно важно в контексте долговечности клапанных конструкций. В недавних испытаниях *in silico* [Mao et al., 2025] показано, что различия в постимплантационной морфологии створок и наличие складок могут радикально менять долговечность — от значений, превышающих 400 млн циклов, до порядка 440 тыс. циклов. Это подчеркивает, что даже локальное смещение зон концентрации напряжений может иметь принципиальные последствия для оценки ресурса конструкции. В этом контексте комиссуральная концентрация напряжений в твердотельных моделях и более распределенный отклик в FSI-постановке следует рассматривать не только как различие между численными схемами, но и как потенциально различный прогноз механической долговечности.

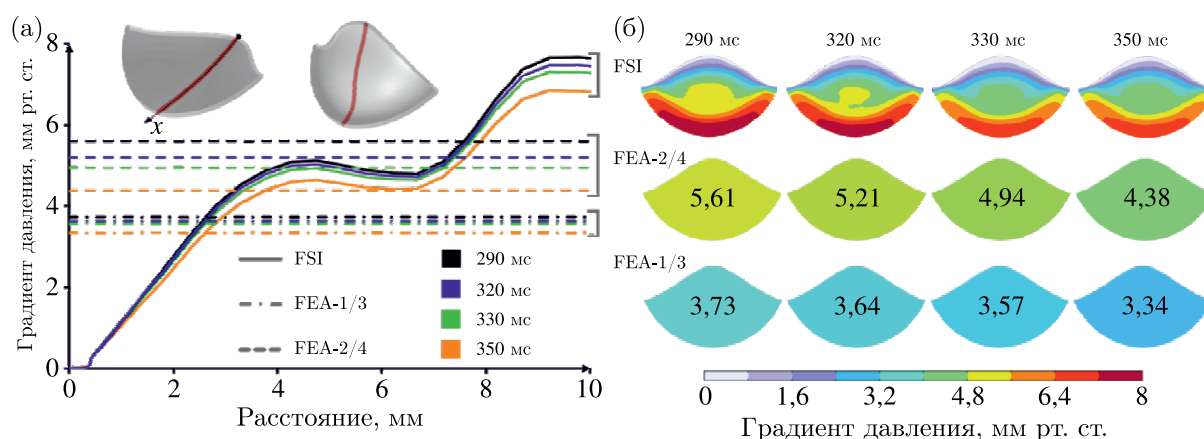


Рис. 8. Оценка нагрузки на створки аортального клапана: а) распределение нагрузки вдоль центральной линии; б) распределение давления по поверхности створки

Сопоставление сценариев между собой показывает, что ограничение направления нагрузки осью Z в FEA-2 и FEA-4 частично снижает выраженность изгибного отклика и уменьшает расхождение с FSI. Однако даже в этих случаях воспроизвести неоднородную структуру нагружения, характерную для сопряженной постановки, не удастся. Поэтому различия в деформационной картине и в пространственном распределении напряжений сохраняются, а полная FSI-модель остается более физически состоятельной при анализе напряженно-деформированного состояния створок.

4.2. Кинематика створок аортального клапана

Наиболее существенное различие между FSI-постановкой и моделью деформируемого твердого тела в кинематическом блоке связано с временной организацией открытия клапана. В твердотельной постановке створки переходят к режиму максимального раскрытия быстрее, тогда как в FSI-модели открытие развивается более плавно. Такой результат хорошо согласуется с современными FSI-исследованиями, в которых кинематика створок валидируется по экспериментальным или визуальным данным. В частности, [Lee et al., 2020] показали отличное согласование FSI-моделей биопротезных клапанов с экспериментом по расходу, давлениям, площади открытия и таймингу открытия и закрытия, а [Yin et al., 2025] для пациент-ориентированной модели здорового трикуспидального клапана продемонстрировали хорошее согласование с 4D MPT

по объему выброса и максимальной скорости потока. Это подтверждает, что именно сопряженная постановка лучше воспроизводит временную структуру движения створок.

Сопоставление с опубликованными экспериментально-численными данными показывает, что колебания створок биопротезных клапанов могут быть разделены на два характерных режима: высокочастотный (с частотой 150–380 Гц и малой амплитудой 0,2–0,8 мм) и низкочастотный (с частотой 30–90 Гц и большей амплитудой 0,4–2,6 мм) [Jahren et al., 2026]. На этом фоне сценарий FEA-2 с умеренной частотой и малой амплитудой оказывается наиболее близким к опубликованным режимам, тогда как FEA-1, FEA-3 и FEA-4 демонстрируют более выраженный колебательный отклик, который либо располагается на верхней границе указанных диапазонов, либо сочетает большую амплитуду с высокой частотой. Это может свидетельствовать о переоценке колебательной неустойчивости створок в твердотельной постановке.

Различия между подходами проявляются не только в амплитуде и частоте, но и в самой форме движения створок. В твердотельных сценариях с выраженным флаттером сопровождаются заметной перестройкой конфигурации створки даже на коротких временных интервалах, тогда как в FSI движение остается более плавным. Это хорошо согласуется с общим выводом современных валидированных FSI-исследований о том, что кинематика аортального клапана определяется не отдельной нагрузочной функцией, а всей историей взаимодействия между потоком, деформацией и текущей геометрией клапана.

Анализ геометрической площади открытия дополняет полученную картину. Различия между сценариями проявляются не только в максимальном значении GOA, но и в длительности эффективного открытия и времени пребывания клапана в режиме частичного раскрытия. В этом отношении FSI-постановка демонстрирует более сбалансированное соотношение между частичным и полным открытием, тогда как твердотельные модели либо слишком быстро переводят клапан в режим выраженного раскрытия, либо, напротив, задерживают его в режиме неполного открытия.

5. Заключение

В работе выполнено сопоставление полной FSI-постановки и четырех вариантов моделей деформируемого твердого тела для идеализированной модели аортального клапана с синусами Вальсальвы и анизотропными гиперупругими створками. Проведенный анализ показал, что способ задания нагрузки на створки является определяющим фактором, формирующим как кинематику клапана, так и его напряженно-деформированное состояние.

Полная FSI-постановка обеспечивает наиболее согласованное описание работы аортального клапана. Для нее характерны плавная динамика открытия и закрытия, отсутствие выраженного нефизиологичного флаттера, более умеренные уровни деформаций и напряжений, а также более сбалансированное соотношение между фазами частичного и полного раскрытия створок.

Модели деформируемого твердого тела, в которых нагрузка прикладывается по локальной нормали к поверхности створки, приводят к наиболее заметному расхождению с FSI-моделью. В сценариях FEA-1 и особенно FEA-3 наблюдаются завышенные деформации, повышенные напряжения, выраженная локализация механического отклика в области комиссур и усиленный колебательный режим в систолу. Это указывает на то, что использование интегрального перепада давления без учета реальной пространственной структуры нагрузки может существенно исказить механический ответ створок.

Ограничение направления нагрузки осью Z в сценариях FEA-2 и FEA-4 позволяет уменьшить амплитуду деформаций и перемещений и в определенной степени приблизить результаты к FSI-постановке. Однако даже в этих случаях сохраняются различия в кинематике открытия, временной структуре GOA и распределении напряжений, что свидетельствует о том, что ключевым источником расхождения остается не только величина нагрузки, но и ее пространственная организация по поверхности створки.

Полученные результаты показывают, что модели деформируемого твердого тела не являются полноценной заменой FSI-постановки. Вместе с тем сценарии, использующие нагрузки, полученные из FSI, могут рассматриваться как основа для гибридных вычислительных схем, в которых полная сопряженная постановка применяется на большей части сердечного цикла, а вблизи фаз смыкания и контакта створок выполняется переход к твердотельной постановке с заданной нагрузкой. Такой подход может оказаться перспективным для снижения вычислительной сложности задачи при сохранении физически содержательного характера нагружения.

Список литературы (References)

- Adda J., Stanova V., Habib G., Rieu R.* In vitro correlation between the effective and geometric orifice area in aortic stenosis // *Journal of Cardiology*. — 2021. — Vol. 77, No. 4. — P. 334–340. — <https://doi.org/10.1016/j.jcc.2020.08.003>
- Ahadi F., Biglari M., Azadi M., Bodaghi M.* Computational fluid dynamics of coronary arteries with implanted stents: effects of Newtonian and non-Newtonian blood flows // *Engineering Reports*. — 2024. — Vol. 6, No. 6. — P. e12779. — <https://doi.org/10.1002/eng2.12779>
- Ali E., Mashkoor Y., Latif F., Zafrullah F., Alruwaili W., Nassar S., Gonuguntla K., Thyagaturu H., Kawsara M., Daggubati R., Sattar Y., Asghar M.S.* Demographics and mortality trends of valvular heart disease in older adults in the United States: insights from CDC-WONDER database 1999–2019 // *International Journal of Cardiology: Cardiovascular Risk and Prevention*. — 2024. — Vol. 22. — P. 200321. — <https://doi.org/10.1016/j.ijcrp.2024.200321>
- Anwar M.A., Razzaq M., Owais M., Jahangir K., Gurriss M.* Investigation of heart valve dynamics: a fluid-structure interaction approach // *Fluids*. — 2025. — Vol. 10, No. 8. — P. 215. — <https://doi.org/10.3390/fluids10080215>
- Armfield D., Boxwell S., McNamara L., Cook S., Conway S., Celikin M., Cardiff P.* Effect of bioprosthetic leaflet anisotropy on stent dynamics of transcatheter aortic valve replacement devices // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2024. — Vol. 157. — P. 106650. — <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2024.106650>
- Arminio M., Carbonaro D., Morbiducci U., Gallo D., Chiastra C.* Fluid-structure interaction simulation of mechanical aortic valves: a narrative review exploring its role in total product life cycle // *Frontiers in Medical Technology*. — 2024. — Vol. 6. — P. 1399729. — <https://doi.org/10.3389/fmedt.2024.1399729>
- Averweg S., Schwarz A., Schwarz C., Schröder J.* A monolithic fluid-structure interaction approach using mixed LSFEM with high-order time integration // *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. — 2024. — Vol. 423. — P. 116783. — <https://doi.org/10.1016/j.cma.2024.116783>
- Bartus K., Sadowski J., Litwinowicz R., Filip G., Jasinski M., Deja M., Kusmierczyk M., Pawlak S., Jemielity M., Jagielak D., Hendzel P., Suwalski P., Tobota Z., Maruszewski B., Kapelak B.* Changing trends in aortic valve procedures over the past ten years — from mechanical prosthesis via stented bioprosthesis to TAVI procedures — analysis of 50 846 aortic valve cases based on a Polish National Cardiac Surgery Database // *Journal of Thoracic Disease*. — 2019. — Vol. 11, No. 6. — P. 2340–2349. — <https://doi.org/10.21037/jtd.2019.06.04>
- Basri A.A., Zuber M., Basri E.I., Zakaria M.S., Aziz A.F.A., Tamagawa M., Ahmad K.A.* Fluid structure interaction on paravalvular leakage of transcatheter aortic valve implantation related to aortic stenosis: a patient-specific case // *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. — 2020. — Vol. 2020. — P. 9163085. — <https://doi.org/10.1155/2020/9163085>
- Brown J.A., Lee J.H., Smith M.A., Wells D.R., Barrett A., Puelz C., Vavalle J.P., Griffith B.E.* Patient-specific immersed finite element-difference model of transcatheter aortic valve replacement // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2023. — Vol. 51, No. 1. — P. 103–116. — <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03047-3>

- Cai L., Zhang R., Li Y., Zhu G., Ma X., Wang Y., Luo X., Gao H.* The comparison of different constitutive laws and fiber architectures for the aortic valve on fluid-structure interaction simulation // *Frontiers in Physiology*. — 2021. — Vol. 12. — P. 682893. — <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.682893>
- Chen Y., Luo H.* Pressure distribution over the leaflets and effect of bending stiffness on fluid-structure interaction of the aortic valve // *Journal of Fluid Mechanics*. — 2019. — Vol. 883. — P. A52. — <https://doi.org/10.1017/jfm.2019.904>
- Cid F.E., Mayor Déniz C., Martín Gutiérrez E., Legarra Calderón J.J.* Surgical aortic valve replacement: current status and future perspectives in the era of catheter-based therapies // *The Heart Surgery Forum*. — 2025. — Vol. 28, No. 8. — P. E656–E667. — <https://doi.org/10.59958/hf.8635>
- Corso P., Obrist D.* On the role of aortic valve architecture for physiological hemodynamics and valve replacement, Part I: flow configuration and vortex dynamics // *Computers in Biology and Medicine*. — 2024. — Vol. 176. — P. 108526. — <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2024.108526>
- Costa M. C. B., Gonçalves S. de F., Fleury J. V. C., da Silva M. L. F., Huebner R., de Freitas Avelar A. H.* Comparison between the fluid-structure interaction approach and the finite element method approach to analyze the leaflet flutter in bioprosthetic aortic valve // *Journal of Biomechanics*. — 2025a. — Vol. 181. — P. 112532. — <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2025.112532>
- Costa M. C. B., Gonçalves S. de F., da Silva M. L. F., Fleury J. V. C., Huebner R., de Freitas Avelar A. H.* The influence of leaflet flutter of the aortic valve bioprostheses on leaflet calcification and endothelial activation // *Computers in Biology and Medicine*. — 2025b. — Vol. 187. — P. 109765. — <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2025.109765>
- Crugnola L., Catalano C., Fusini L., Pasta S., Pontone G., Vergara C.* Personalized computational hemodynamic analysis in transcatheter aortic valve: investigation of long-term degeneration // *Computers in Biology and Medicine*. — 2026. — Vol. 202. — P. 111435. — <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2025.111435>
- Dabiri Y., Narine K.* The roles of leaflet geometry in the structural deterioration of bioprosthetic aortic valves // *Prosthesis*. — 2025. — Vol. 7, No. 4. — P. 86. — <https://doi.org/10.3390/prosthesis7040086>
- Fedotova P., Pil N., Kuchumov A. G., Barbashina E., Tsilibin V., Nemavhola F., Pandelani T., Kadyraliev B., Ha T.S.* Numerical simulation of aortic valve leaflets calcification influence on hemodynamic performance using fluid-structure interaction approach // *Processes*. — 2025. — Vol. 13, No. 11. — P. 3750. — <https://doi.org/10.3390/pr13113750>
- Fringand T., Mace L., Cheylan I., Lenoir M., Favier J.* Analysis of fluid-structure interaction mechanisms for a native aortic valve, patient-specific Ozaki procedure, and a bioprosthetic valve // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2024. — Vol. 52, No. 11. — P. 3021–3036. — <https://doi.org/10.1007/s10439-024-03566-1>
- Grossi B., Barati S., Ramella A., Migliavacca F., Rodriguez Matas J.F., Dubini G., Chakfè N., Heim F., Cozzi O., Condorelli G., Stefanini G.G., Luraghi G.* Validation evidence with experimental and clinical data to establish credibility of TAVI patient-specific simulations // *Computers in Biology and Medicine*. — 2024. — Vol. 182. — P. 109159. — <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2024.109159>
- Grossi B., Luraghi G., Barati S., Forte C., Gerosa L., Cozzi O., D'Ascenzo F., Condorelli G., Migliavacca F., Stefanini G.* The impact of bicuspid valve morphology on the selection of transcatheter aortic valve implantation devices: an in silico study // *European Heart Journal – Imaging Methods and Practice*. — 2025. — Vol. 3, No. 1. — P. qyaf018. — <https://doi.org/10.1093/ehjimp/qyaf018>
- Hirschhorn M., Tchanchaleishvili V., Stevens R., Rossano J., Throckmorton A.* Fluid-structure interaction modeling in cardiovascular medicine — a systematic

- review 2017–2019 // *Medical Engineering and Physics*. — 2020. — Vol. 78. — P. 1–13. — <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.01.008>
- Hoeymakers M.J.M.M., Huberts W., Rutten M.C.M., van de Vosse F.N.* The impact of shape uncertainty on aortic-valve pressure-drop computations // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. — 2021. — Vol. 37, No. 10. — P. e3518. — <https://doi.org/10.1002/cnm.3518>
- Holzapfel G.A., Ogden R.W.* Constitutive modelling of arteries // *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*. — 2010. — Vol. 466, No. 2118. — P. 1551–1597. — <https://doi.org/10.1098/rspa.2010.0058>
- Huh U., Lee C.-W., You J.-H., Song C.-H., Lee C.-S., Ryu D.-M.* Determination of the material parameters in the Holzapfel–Gasser–Ogden constitutive model for simulation of age-dependent material nonlinear behavior for aortic wall tissue under uniaxial tension // *Applied Sciences*. — 2019. — Vol. 9, No. 14. — P. 2851. — <https://doi.org/10.3390/app9142851>
- Jahren S.E., Vennemann B., Bornemann K.-M., Rösgen T., Obrist D.* Modes of leaflet fluttering: quantitative characterization of a bovine bioprosthetic heart valve // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2026. — Vol. 54, No. 2. — P. 410–421. — <https://doi.org/10.1007/s10439-025-03906-9>
- Kamaldinov M.R., Kuchumov A.G.* Application of a mathematical model of systemic circulation for determination of blood flow parameters after modified Blalock–Taussig shunt operation in newborns // *Russian Journal of Biomechanics*. — 2021. — Vol. 25, No. 3. — P. 268–284. — <https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2021.3.07>
- Kim Y., Pyo W.K., Kim W.K., Suh G.-Y., Kang K., Lee S.H.* A parametric study regarding structural design of a bioprosthetic aortic valve by 3D fluid-structure interaction simulations // *Heliyon*. — 2024. — Vol. 10, No. 6. — P. e27310. — <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2024.e27310>
- Laville C., Pradille C., Tillier Y.* Mechanical characterization and identification of material parameters of porcine aortic valve leaflets // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2020. — Vol. 112. — P. 104036. — <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.104036>
- Le T.B., Usta M., Aidun C., Yoganathan A., Sotiropoulos F.* Computational methods for fluid-structure interaction simulation of heart valves in patient-specific left heart anatomies // *Fluids*. — 2022. — Vol. 7, No. 3. — P. 94. — <https://doi.org/10.3390/fluids7030094>
- Lee J.H., Rygg A.D., Kolahdouz E.M., Rossi S., Retta S.M., Duraiswamy N., Scotten L.N., Craven B.A., Griffith B.E.* Fluid-structure interaction models of bioprosthetic heart valve dynamics in an experimental pulse duplicator // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2020. — Vol. 48, No. 5. — P. 1475–1490. — <https://doi.org/10.1007/s10439-020-02466-4>
- Liu X., Lee A., Wang Y., Hoang T.P., Yee K.S., Mosse L., Karajan N., Winlaw D.S., Naficy S., Fletcher D.F.* Fluid-structure interaction analysis of bioinspired polymeric heart valves with experimental validation // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 2025. — Vol. 268. — P. 108839. — <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2025.108839>
- Luraghi G., Wu W., De Gaetano F., Rodriguez Matas J.F., Moggridge G.D., Serrani M., Stasiak J., Costantino M.L., Migliavacca F.* Evaluation of an aortic valve prosthesis: fluid-structure interaction or structural simulation? // *Journal of Biomechanics*. — 2017. — Vol. 58. — P. 45–51. — <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.04.004>
- Mao P., Jin M., Li W., Zhang H., Li H., Li S., Yang Y., Zhu M., Shi Y., Zhang X., Chen D.* In silico trials of prosthetic valves replicate methodologies for evaluating the fatigue life of artificial leaflets to expand beyond in vitro tests and conventional clinical trials // *Biomedicine*. — 2025. — Vol. 13, No. 5. — P. 1135. — <https://doi.org/10.3390/biomedicine13051135>
- Mao W., Li K., Sun W.* Fluid-structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle hydrodynamics // *Cardiovascular Engineering and Technology*. — 2016. — Vol. 7, No. 4. — P. 374–388. — <https://doi.org/10.1007/s13239-016-0285-7>

- Morany A., Lavon K., Gomez Bardon R., Kovarovic B., Hamdan A., Bluestein D., Haj-Ali R.* Fluid-structure interaction modeling of compliant aortic valves using the lattice Boltzmann CFD and FEM methods // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. — 2023. — Vol. 22, No. 3. — P. 837–850. — <https://doi.org/10.1007/s10237-022-01684-0>
- Mutlu O., Mazhar N., Saribay M., Yavuz M. M., Ozturk D., Ghareeb A. N., Alnabti A., Yalcin H. C.* Finite element analysis of Evolut transcatheter heart valves: effects of aortic geometries and valve sizes on post-TAVI wall stresses and deformations // *Journal of Clinical Medicine*. — 2025. — Vol. 14, No. 3. — P. 850. — <https://doi.org/10.3390/jcm14030850>
- Mutlu O., Rugonyi S.* A parametric finite element analysis of chick embryo aortic valve leaflet biomechanics // *Bioengineering*. — 2026. — Vol. 13, No. 2. — P. 189. — <https://doi.org/10.3390/bioengineering13020189>
- De Nisco G., Lodi Rizzini M., Verardi R., Chiastra C., Candreva A., de Ferrari G. M., D'Ascenzo F., Gallo D., Morbiducci U.* Modelling blood flow in coronary arteries: Newtonian or shear-thinning non-Newtonian rheology? // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 2023. — Vol. 242. — P. 107823. — <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2023.107823>
- Norton E. L., Ward A. F., Tully A., Leshnowar B. G., Guyton R. A., Paone G., Keeling W. B., Miller J. S., Halkos M. E., Grubb K. J.* Trends in surgical aortic valve replacement in pre- and post-transcatheter aortic valve replacement eras at a structural heart center // *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. — 2023. — Vol. 10. — P. 1103760. — <https://doi.org/10.3389/fcvm.2023.1103760>
- Pan X. G., Corpuz A. M., Rajanna M. R., Johnson E. L.* Parameterization, algorithmic modeling, and fluid-structure interaction analysis for generative design of transcatheter aortic valves // *Engineering with Computers*. — 2024. — Vol. 40, No. 6. — P. 3405–3427. — <https://doi.org/10.1007/s00366-024-01973-5>
- Pil N., Kuchumov A. G.* Algorithmic generation of parameterized geometric models of the aortic valve and left ventricle // *Proceedings of the 2024 17th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics, CISP-BMEI 2024*. — 2024a. — <https://doi.org/10.1109/CISP-BMEI64163.2024.10906205>
- Pil N., Kuchumov A. G.* Aortic valve leaflets motion trajectories tracking by using echocardiography data // *Proceedings of the 2024 17th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics, CISP-BMEI 2024*. — 2024b. — <https://doi.org/10.1109/CISP-BMEI64163.2024.10906252>
- Pil N., Kuchumov A. G.* Algorithmic generation of parameterized geometric models of the aortic valve and left ventricle // *Sensors*. — 2025. — Vol. 25, No. 1. — P. 11. — <https://doi.org/10.3390/s25010011>
- Pil N., Kuchumov A. G., Kadyraliev B., Arutunyan V.* Influence of aortic valve leaflet material model on hemodynamic features in healthy and pathological states // *Mathematics*. — 2023. — Vol. 11, No. 2. — P. 428. — <https://doi.org/10.3390/math11020428>
- Pil N., Kuchumov A. G., Nemavhola F., Pandelani T., Ha T. S.* Mechano-electrical-fluid interaction left-ventricle model for numerical evaluation of aortic valve hemodynamics // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. — 2026. — Vol. 13. — P. 1713023. — <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1713023>
- Pritchard T., Darcy M., Davies J., Geeves E., Giron L., Sattar S., Ling C., O'Connor D., van Loon R., Arora H.* Effect of aortic valve geometry on leaflet strain within a phantom silicone aortic heart valve during closing // *Strain*. — 2025. — Vol. 61, No. 3. — <https://doi.org/10.1111/str.70010>
- Qin T., Caballero A., Mao W., Barrett B., Kamioka N., Lerakis S., Sun W.* The role of stress concentration in calcified bicuspid aortic valve // *Journal of the Royal Society Interface*. — 2020. — Vol. 17, No. 167. — P. 20190893. — <https://doi.org/10.1098/rsif.2019.0893>

- Rassoli A., Fatourae N., Guidoin R., Zhang Z., Ravaghi S. A comparative study of different tissue materials for bioprosthetic aortic valves using experimental assays and finite element analysis // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 2022. — Vol. 220. — P. 106813. — <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2022.106813>.
- Sarrafzadeh-Ghadimi N., Ghalichi F., Niroomand-Oscuii H., Fatourae N. Design of an aortic polymeric valve with asymmetric leaflets and evaluation of its performance by finite element method // *Computers in Biology and Medicine*. — 2022. — Vol. 145. — P. 105440. — <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2022.105440>.
- Soltany Sadrabadi M., Hedayat M., Borazjani I., Arzani A. Fluid-structure coupled biotransport processes in aortic valve disease // *Journal of Biomechanics*. — 2021. — Vol. 117. — P. 110239. — <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110239>.
- Stanová V., Rieu R., Thollon L., Salaun E., Rodés-Cabau J., Côté N., Mantovani D., Pibarot P. Leaflet mechanical stress in different designs and generations of transcatheter aortic valves: an in vitro study // *Structural Heart*. — 2024. — Vol. 8, No. 2. — P. 100262. — <https://doi.org/10.1016/j.shj.2023.100262>.
- Visser V.L., Motta S.E., Hoerstrup S.P., Baaijens F.P.T., Loerakker S., Emmert M.Y. Smooth leaflets with curved belly and attachment edge profiles promote adaptive remodeling in tissue-engineered heart valves: an in silico study // *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. — 2025. — Vol. 24, No. 3. — P. 811–828. — <https://doi.org/10.1007/s10237-025-01937-8>
- Wang K., Zhang H., Jia B. Current surgical strategies and techniques of aortic valve diseases in children // *Translational Pediatrics*. — 2018. — Vol. 7, No. 2. — P. 83–90. — <https://doi.org/10.21037/tp.2018.02.03>
- Wertheimer S., Habayib L., Nudelman R., Richter S., Rami H.A. Soft-coral collagen fiber biocomposites for aortic valve leaflet engineering: from material design to computational analysis // *Mechanics of Advanced Materials and Structures*. — 2025. — <https://doi.org/10.1080/15376494.2025.2468374>
- Whiting R., Sander E., Conway C., Vaughan T.J. In silico modelling of aortic valve implants — predicting in vitro performance using finite element analysis // *Journal of Medical Engineering and Technology*. — 2022. — Vol. 46, No. 3. — P. 220–230. — <https://doi.org/10.1080/03091902.2022.2026506>
- Wu W., Ching S., Sabin P., Laurence D.W., Maas S.A., Lasso A., Weiss J.A., Jolley M.A. The effects of leaflet material properties on the simulated function of regurgitant mitral valves // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. — 2023. — Vol. 142. — P. 105858. — <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2023.105858>.
- Xu F., Hsu M.-C., Morganti S., Zakerzadeh R., Hughes T.J.R., Sacks M.S., Kamensky D., Auricchio F., Reali A. A framework for designing patient-specific bioprosthetic heart valves using immersogeometric fluid-structure interaction analysis // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*. — 2018. — Vol. 34, No. 4. — P. e2938. — <https://doi.org/10.1002/cnm.2938>
- Yin Z., Armour C., Pirola S., Kandail H., Kan X., Garg P., Li R., Bahrami T., Mirsadraee S., Xu X.Y. A fully coupled fluid-structure interaction model for patient-specific analysis of bioprosthetic aortic valve haemodynamics // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. — 2025. — Vol. 13. — P. 1584509. — <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1584509>
- Zhang J., He R., Wu J., Fang Z., Liu D., Gleadall A., Zhao L., Li S. Computational evaluation of interactive dynamics for a full transcatheter aortic valve device in a patient-specific aortic root // *Computers in Biology and Medicine*. — 2024. — Vol. 185. — P. 109512. — <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2024.109512>