

Численное моделирование транскатетерной имплантации аортального клапана с учетом применения алгоритма взаимодействия жидкости и твердого тела

Н.Е. Пиль^{1,2}, А.Г. Кучумов^{1,2}, О.В. Крестьянинов^{3,4}, А.А. Баранов³

Для корреспонденции:

Алексей Геннадьевич Кучумов,
kuchumov@inbox.ru

Поступила в редакцию 7 июля 2025 г.

Исправлена 29 августа 2025 г.

Принята к печати 17 октября 2025 г.

Цитировать: Пиль Н.Е., Кучумов А.Г., Крестьянинов О.В., Баранов А.А. Численное моделирование транскатетерной имплантации аортального клапана с учетом применения алгоритма взаимодействия жидкости и твердого тела. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2025;29(3):35–45.
<https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-3-35-45>

Финансирование

Исследования выполнены при финансовой поддержке Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (проект № FSNM-2024-0009).

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Вклад авторов

Концепция и дизайн работы: Н.Е. Пиль, А.Г. Кучумов, О.В. Крестьянинов, А.А. Баранов
Сбор и анализ данных: Н.Е. Пиль, А.Г. Кучумов
Статистическая обработка данных: Н.Е. Пиль, А.Г. Кучумов
Написание статьи: все авторы
Исправление статьи: все авторы
Утверждение окончательного варианта статьи: все авторы

ORCID

Н.Е. Пиль,
<https://orcid.org/0000-0003-2312-3006>

А.Г. Кучумов,
<https://orcid.org/0000-0002-0466-175X>

О.В. Крестьянинов,
<https://orcid.org/0000-0001-5214-8996>

А.А. Баранов,
<https://orcid.org/0000-0002-2320-2233>

© Пиль Н.Е., Кучумов А.Г.,
Крестьянинов О.В., Баранов А.А., 2025



¹ Научный центр генетики и наук о жизни, Университет Сириус, Федеральная территория Сириус, Российская Федерация

² Лаборатория биожидкостей, Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Пермь, Российская Федерация

³ Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр имени академика Е.Н. Мешалкина» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

⁴ Федеральное государственное бюджетное учреждение высшего образования «Новосибирский государственный медицинский университет», Министерства здравоохранения Российской Федерации, Новосибирск, Российская Федерация

Аннотация

Актуальность. На сегодняшний день транскатетерная имплантация аортального клапана является эффективным методом лечения пациентов с выраженным аортальным стенозом всех групп хирургического риска. Несмотря на значительные достижения, процедура транскатетерной имплантации аортального клапана нередко сопровождается рядом проблем, связанных с неоптимальным расположением биопротеза, его геометрией и последующими гидродинамическими нарушениями.

Цель. Разработка и валидация комплексной математической модели, включающей взаимодействие жидкости и твердого тела, для моделирования гемодинамических характеристик транскатетерных аортальных клапанов.

Методы. Для построения комплексной модели, описывающей гемодинамику аортального клапана, на первом этапе была разработана геометрическая модель, включающая корень аорты, каркас клапана, створочный аппарат, соединенный с юбкой клапана. Далее решалась совместная задача моделирования течения и отклика мягких тканей при установке клапана с применением метода взаимодействия жидкости и твердого тела в ALE-формулировке, сочетающего Эйлерово описание движения жидкости с Лагранжевым описанием деформации твердого тела.

Результаты. Получены распределения напряжений в каркасе и створках клапана. Стоит отметить, что наибольшие напряжения возникают в узлах каркаса и достигают 270 МПа. Створки клапана наиболее подвержены высоким напряжениям в зоне перегиба. Значения напряжений лежат в диапазоне 5–10 МПа. Кроме того, получено расширение стенок аорты в результате расширения каркаса клапана, которое лежит в диапазоне 0,6–1,2 мм, что соответствует значениям, наблюдаемым в клинике. Максимальные скорости течений после оперативного вмешательства не превышают 1,4 м/с, что соответствует показателям нормы.

Заключение. Выполненное исследование демонстрирует возможность применения комплексного подхода, основанного на взаимодействии жидкости и твердого тела, для моделирования гемодинамики транскатетерного биопротеза аортального клапана. Разработанная модель охватывает как анатомически корректную геометрию корня аорты и элементов клапана, так и реалистичные граничные условия, основанные на клинических данных эхокардиографии и физиологическом профиле давления, что обеспечивает высокую достоверность численного эксперимента. Таким образом, представленный методологический подход может быть эффективно использован для оценки и прогнозирования результатов транскатетерной имплантации аортального клапана и оптимизации новых конструкций транскатетерных аортальных биопротезов, анализа их взаимодействия с анатомическими структурами пациента, а также для снижения рисков осложнений и повышения долговечности протезов.

Ключевые слова: биомедицинский инжиниринг; математическое моделирование; аортальный стеноз; транскатетерная имплантация аортального клапана

Numerical modeling of transcatheter aortic valve implantation using a fluid-structure interaction approach

Nikita E. Pil^{1,2}, Alex G. Kuchumov^{1,2}, Oleg V. Krestyaninov^{3,4}, Alexey A. Baranov³

Corresponding author: Alex G. Kuchumov,
kychymov@inbox.ru

Received 7 July 2025. Revised 29 August 2025.
Accepted 17 October 2025.

How to cite: Pil N.E., Kuchumov A.G., Krestyaninov O.V., Baranov A.A. Numerical modeling of transcatheter aortic valve implantation using a fluid-structure interaction approach. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2025;29(3):35-45. (In Russ.)
<https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-3-35-45>

Funding

The research was supported by the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation (project No. FSNM-2024-0009).

Conflict of interest

The authors declare no conflict of interest.

Contribution of the authors

Concept and study design: N.E. Pil, A.G. Kuchumov, O.V. Krestyaninov, A.A. Baranov
Data collection and analysis: N.E. Pil, A.G. Kuchumov
Statistical data processing: N.E. Pil, A.G. Kuchumov
Drafting the article: N.E. Pil, A.G. Kuchumov, O.V. Krestyaninov, A.A. Baranov
Critical revision of the article:
N.E. Pil, A.G. Kuchumov,
O.V. Krestyaninov, A.A. Baranov
Final approval of the version to be published:
N.E. Pil, A.G. Kuchumov,
O.V. Krestyaninov, A.A. Baranov

ORCID

N.E. Pil,
<https://orcid.org/0000-0003-2312-3006>
A.G. Kuchumov,
<https://orcid.org/0000-0002-0466-175X>
O.V. Krestyaninov,
<https://orcid.org/0000-0001-5214-8996>
A.A. Baranov,
<https://orcid.org/0000-0002-2320-2233>

© 2025 Pil et al.



¹ Research Center for Genetics and Life Sciences, Sirius University, Sirius Federal Territory, Russian Federation

² Laboratory of Biofluids, Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

³ Meshalkin National Medical Research Center, Novosibirsk, Russian Federation

⁴ Novosibirsk State Medical University, Novosibirsk, Russian Federation

Abstract

Background: Nowadays, transcatheter aortic valve implantation is an effective method for treating patients with severe aortic stenosis in all surgical risk groups. Despite significant achievements, the transcatheter aortic valve implantation proceeding is often accompanied by a number of obstacles associated with suboptimal location of the bioprosthesis, its geometry and subsequent hydrodynamic disturbances.

Objective: The aim of the study was to develop and validate a comprehensive mathematical model taking into account fluid-structure interaction to simulate the hemodynamic characteristics of transcatheter aortic valves.

Methods: To construct a comprehensive model describing the hemodynamics of the aortic valve, the first step was to develop a geometric model including the aortic root, the valve frame, and the leaflet apparatus connected to the valve skirt. Next, the overall topic on modeling the flow and soft tissue response during valve placement was solved using the ALE formulation for fluid-structure interaction, which combines the Eulerian description of fluid motion with the Lagrangian description of solid deformation.

Results: Stress distributions in the valve frame and cusps were obtained. The highest stress occurred at the frame nodes and reach 270 MPa. The valve cusps were most susceptible to high stress in the inflection zone. Stress values ranged from 5–10 MPa. Furthermore, aortic wall dilation due to valve frame expansion was determined to be in the range of 0.6–1.2 mm and consistent with clinically observed values. The maximum flow velocity after surgery did not exceed 1.4 m/s that was within a range for healthy people.

Conclusion: The study demonstrates the possibility of using a comprehensive approach based on the fluid-structure interaction to simulate the hemodynamics of a transcatheter aortic valve bioprosthesis. The developed model covers both the anatomically correct geometry of the aortic root and valve elements, and realistic boundary conditions based on clinical echocardiography data and a physiological pressure profile that ensures high reliability of the numerical experiment. Thus, the presented methodological approach can be effectively used to assess and predict the results of transcatheter aortic valve implantation and optimize new designs of transcatheter aortic bioprostheses, analyze their interaction with the anatomical structures of the patient, as well as to reduce the risk of complications and increase the durability of prostheses.

Keywords: biomedical engineering; mathematical modeling; aortic stenosis; transcatheter aortic valve implantation

Введение

Сердечно-сосудистые заболевания, в частности тяжелый аортальный стеноз (АС), остаются одной из основных причин заболеваемости и смертности в мире, особенно среди пожилого населения. Хирургическая замена аортального клапана (АК) традиционно является стандартным методом лечения АС, однако ограничения, связанные с высоким хирургическим риском, сопутствующие заболевания и анатомические особенности пациентов обусловили потребность в менее инвазивных альтернативах. На сегодняшний день транскатетерная имплантация аортального клапана (ТИАК) является малоинвазивным методом замены аортального клапана всех групп хирургического риска [1; 2].

Несмотря на значительные достижения, процедура транскатетерной имплантации аортального клапана нередко сопровождается рядом проблем, связанных с неоптимальным расположением биопротеза, его геометрией и последующими гидродинамическими нарушениями. Исследования показывают, что глубина установки клапана, его анатомическая совместимость, а также степень комиссурального соответствия существенно влияют на трансклапанные градиенты, эффективную площадь отверстия и риски параклапанной недостаточности и дисфункции створок [3; 4]. Стеновые испытания и вычислительное моделирование продемонстрировали различия в гидродинамических характеристиках и гемодинамической стабильности, связанные с различными конструкциями клапанов и методиками их установки. Например, клапаны, имплантированные на некорректной глубине, демонстрируют повышенный риск дисфункции створок, неоптимальные градиенты и сниженную долговечность [5; 6].

Хотя многочисленные исследования оценивают различные аспекты ТИАК, сохраняется значительный пробел в знаниях относительно оптимизации конструкции клапана и детального взаимодействия между протезом клапана и естественной средой корня аорты, особенно в случае бicuspidальных АК [7]. Кроме того, долгосрочные последствия различных конструкций створок (внутри- и надкопцевых) и их влияние на долговечность клапанов и гемодинамическую эффективность остаются недостаточно изученными [8; 9].

Современные подходы к моделированию ТИАК характеризуются широким спектром методов и моделей, которые варьируются от простых линейно-упругих приближений до комплексных расчетов с учетом взаимодействия жидкости и твердого тела [10–12]. Применение подхода, сочетающего мо-

делирование взаимодействия жидкости и твердого тела, позволяет не только оценить механическое поведение конструкций клапанов, но и детально описать гидродинамические характеристики кровотока, что делает его наиболее точным и информативным подходом [13–15].

Важной особенностью моделирования является выбор моделей материалов, обеспечивающих реалистичное описание нелинейного анизотропного поведения тканей створок и юбок клапанов [16]. Широко распространены и трансверсально-изотропные модели, которые учитывают волокнистую структуру материала створок, приближая результаты моделирования к реальным биологическим характеристикам [17].

Материалы для стенов транскатетерных клапанов обычно представлены никель-титановыми сплавами (нитинолом), которые моделируются гиперэластичными или псевдоэластичными моделями, способными учитывать эффекты сверхупругости и памяти формы [15; 18; 19]. Кроме того, применяются и кобальт-хромовые сплавы, которые обычно описываются линейно-упругими моделями [20].

Основные цели современных исследований связаны с оптимизацией конструкции и геометрии транскатетерных клапанов, а также с выбором оптимальной глубины и положения их имплантации [21–23]. Ключевыми показателями, которые оцениваются в таких исследованиях, являются гемодинамические характеристики, параклапанные протечки, механические напряжения в стенке аорты и в элементах клапана, а также прогноз долговечности имплантата. Особое внимание уделяется влиянию различных конфигураций и состояний стента, таких как эллиптичность, степень расширения и глубина имплантации, на перечисленные выше показатели. Эти исследования позволяют существенно улучшить эффективность и безопасность клинического применения клапанов.

Целью представленного исследования является разработка и валидация комплексной математической модели, включающей взаимодействие жидкости и твердого тела, для моделирования гемодинамических характеристик транскатетерных АК. В частности, проведена оценка ключевых гемодинамических параметров, включая скорость потока, распределение давления, пристеночное касательное напряжение, индекс колебательных напряжений, эффективная площадь просвета и геометрическая площадь просвета, а также анализ распределения напряжений на стенте-каркасе клапана.



Рис. 1. Геометрическая модель аортального клапана в изометрической проекции (А); вид сбоку (В); вид сверху (С); геометрия створок (D)

Материалы и методы

Геометрическая модель

Для построения комплексной модели, описывающей гемодинамику АК, на первом этапе была разработана геометрическая модель (рис. 1), включающая корень аорты, каркас клапана, створочный аппарат, соединенный с юбкой клапана. Поскольку данное исследование является пилотным, рассматривалась единственная геометрическая модель, на которой проводились расчеты. Размеры корня аорты брались из значений, приведенных в анатомическом атласе. Также учитывалась анатомическая достоверность формы корня аорты. Размеры протеза клапана для ТИАК соответствовали известным коммерческим аналогам. Несмотря на то, что модель является идеализированной, подход к моделированию ТИАК, описанный ниже, предусматривает применение пациент-специфичных трехмерных моделей корня аорты (в том числе и с ярко выраженной патологией) для приложений в клинической практике и к анализу среднесрочных и долгосрочных результатов ТИАК, влияния типа геометрии клапана и его размеров на соответствие «протез – пациент», что планируется авторами к реализации позднее.

Геометрия створочного аппарата (рис. 1, С) была построена на основании подхода, описанного ранее авторами в работе [24]. Алгоритм построения идеализированной геометрической модели включает несколько критических этапов. Во-первых, корень аорты сегментирован на три равных сектора, каждый из которых представляет одну из створок клапана. Для определения образующей кривой строится плоскость, перпендикулярная радиусу одного из секторов. В этой плоскости определяется образующая кривая, для которой задаются значения следующих параметров:

R – радиус аорты, H – высота створки, параметр a изменяет кривизну створки, параметр k отвечает за форму свободного края.

Математическая модель

Для описания потока крови записываются уравнения Навье – Стокса с условием несжимаемости:

$$\nabla \cdot \mathbf{v}_f = 0 ; \quad (1)$$

$$\boldsymbol{\sigma}_f = -p\mathbf{I} + \boldsymbol{\tau} ; \quad (2)$$

$$\rho_f \frac{\partial \mathbf{v}_f}{\partial t} + \rho_f [\mathbf{v}_f - \mathbf{u}_f] \cdot \nabla \mathbf{v}_f = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}_f + \mathbf{b}_f, \quad (3)$$

где \mathbf{v}_f – профиль скорости течения крови;
 \mathbf{u}_f – поле скоростей сетки жидкости;
 $\boldsymbol{\sigma}_f$ – тензор напряжений;
 ρ_f – плотность крови;
 p – давление;
 $\boldsymbol{\tau}$ – поле сдвиговых напряжений;
 \mathbf{I} – единичный тензор;
 \mathbf{b}_f – сила со стороны твердого тела.

Для описания движения твердого тела записывается уравнение движения:

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

$$\boldsymbol{\sigma}_s = \frac{\partial W}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} , \quad (5)$$

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

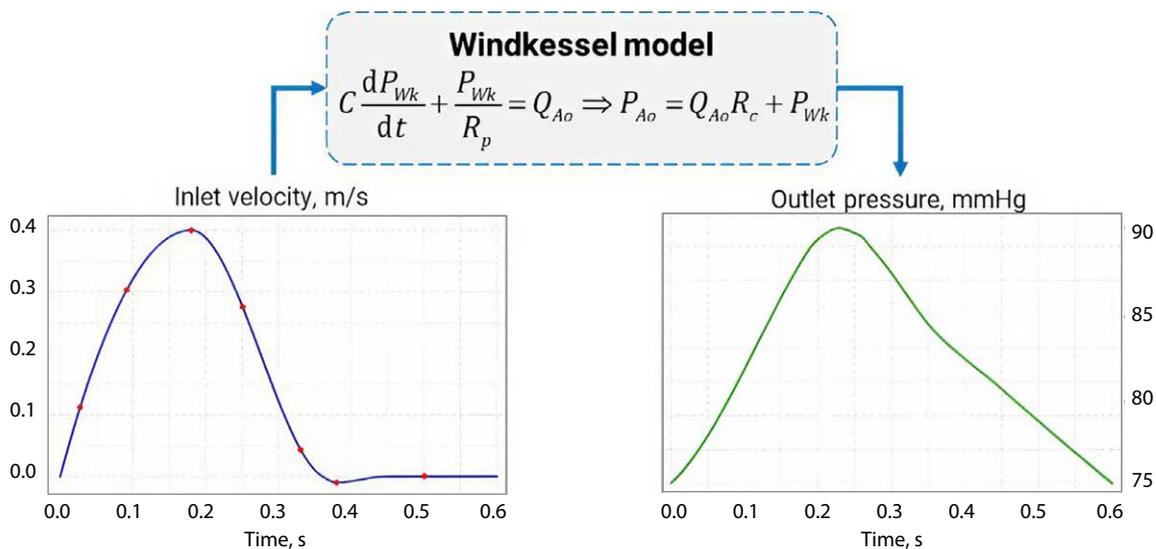


Рис. 2. Профили скорости (граничное условие на входе) и давления (граничное условие на выходе)

Механическое поведение каркаса транскатетерного АК описывается линейно-упругой моделью с модулем Юнга $E = 194$ ГПа и коэффициентом Пуассона $\mu = 0,27$:

$$\boldsymbol{\sigma}_s = \mathbf{j}^{-1} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T; \quad (6)$$

$$\mathbf{S} = \mathbf{C} : \boldsymbol{\varepsilon}; \quad (7)$$

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} \left[(\nabla \mathbf{u}_s)^T + \nabla \mathbf{u}_s \right], \quad (8)$$

где ρ_s – плотность твердого тела;
 \mathbf{u}_s – деформация твердого тела;
 $\boldsymbol{\sigma}_s$ и \mathbf{S} – тензор Коши и второй тензор Пиолы – Кирхгоффа соответственно;
 $\mathbf{C} = \mathbf{C}(E, \mu)$ – тензор упругих констант;
 $\boldsymbol{\varepsilon}$ – тензор деформаций;
 \mathbf{F} и \mathbf{j} – тензор градиента деформации и его якобиан соответственно.

Створки АК имеют сложную архитектуру коллагеновых волокон. Для учета их влияния на биомеханические характеристики створок АК используется модель анизотропной гиперупругости:

$$W = C_{10} \left\{ \exp \left[C_{01} (\bar{I}_1 - 3) \right] - 1 \right\} + \frac{k_1}{2k_2} \sum_{i=1}^2 \left[\exp \left\{ k_2 \bar{E}_\alpha^2 \right\} - 1 \right]; \quad (9)$$

$$\bar{E}_\alpha = \kappa (\bar{I}_1 - 3) + (1 + 3\kappa) (\bar{I}_{4(\alpha\alpha)} - 1), \quad (10)$$

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 $\bar{\mathbf{E}}_\alpha$.

Параметр κ ($0 \leq \kappa \leq 1/3$) описывает уровень дисперсии в направлениях волокон. Когда $\kappa = 0$, волокна идеально выровнены (дисперсия отсутствует). Когда $\kappa = 1/3$, волокна распределены случайным образом и материал становится изотропным.

Граничные условия

На границе между твердым телом и жидкостью необходимо, чтобы перемещения, скорости перемещений и тензоры напряжений жидкости и твердого тела были равны:

$$\mathbf{u}_s = \mathbf{u}_f; \quad \mathbf{v}_s = \mathbf{v}_f; \quad \boldsymbol{\sigma}_s \cdot \hat{\mathbf{n}}_s = \boldsymbol{\sigma}_f \cdot \hat{\mathbf{n}}_f, \quad (11)$$

где $\hat{\mathbf{n}}_s$ – нормаль со стороны твердого тела;
 $\hat{\mathbf{n}}_f$ – нормаль со стороны жидкости.

Кровь принимается несжимаемой ньютоновской жидкостью с постоянными плотностью 1060 кг/м³ и вязкостью $0,0035$ Па·с [25]. Течение крови через створки считается ламинарным ($Re = 3685$).

На входе в расчетную область задается профиль скорости, получаемый на основе обработки данных эхокардиографии, а на выходной границе определяется давление с использованием двухэлементной модели Виндкесселя (рис. 2):

$$\mathbf{v}_{inlet} = \mathbf{u}(t); \quad p_{outlet} = p_{Ao}(t). \quad (12)$$

Используемый профиль скорости был получен на основе обработки данных эхокардиографии. Давление было определено с использованием двухэлементной модели Виндкесселя:

$$C \frac{dP_{Wk}}{dt} + \frac{P_{Wk}}{R_p} = Q_{Ao}; \quad (13)$$

$$P_{Ao}(t) = Q_{Ao} R_c + P_{Wk}; \quad (14)$$

$$P_{out} = P_{Ao}(t), \quad (15)$$

где P_{Wk} – давление модели Виндкесселя;
 C – коэффициент растяжимости системы;
 R_p – сопротивление периферических сосудов;
 Q_{Ao} – приток крови в аорту;
 $P_{Ao}(t)$ – давление в аорте;
 R_c – характеристическое сопротивление.

Алгоритм взаимодействия жидкости и твердого тела

В рамках данной работы для решения задачи взаимодействия крови и створок применяется подход ALE FSI, реализованный в программной среде COMSOL Multiphysics. Этот метод сочетает Эйлерово описание движения жидкости с Лагранжевым описанием деформации твердого тела. Силы, возникающие под действием потока жидкости, приводят к деформации твердого тела, что, в свою очередь, обуславливает перемещение узлов расчетной сетки. Результирующая сила, действующая на твердое тело и определяющая его механическое поведение, определяется следующим выражением:

$$\mathbf{f} = \mathbf{n} \cdot \left[-p\mathbf{I} + \mu(\nabla \mathbf{u}_r + (\nabla \mathbf{u}_r)^T) - \frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot \mathbf{u}_r)\mathbf{I} \right], \quad (16)$$

где \mathbf{u}_r – 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.

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:

$$\mathbf{F} = \mathbf{f} \cdot \frac{dV}{dV'}, \quad (17)$$

где $\frac{dV}{dV'}$ – отношение размеров элементов сетки лабораторной к материальной системе координат.

Результаты

На рис. 3, А, С представлены результаты распределения напряжений в каркасе и створках клапана. Стоит отметить, что наибольшие напряжения

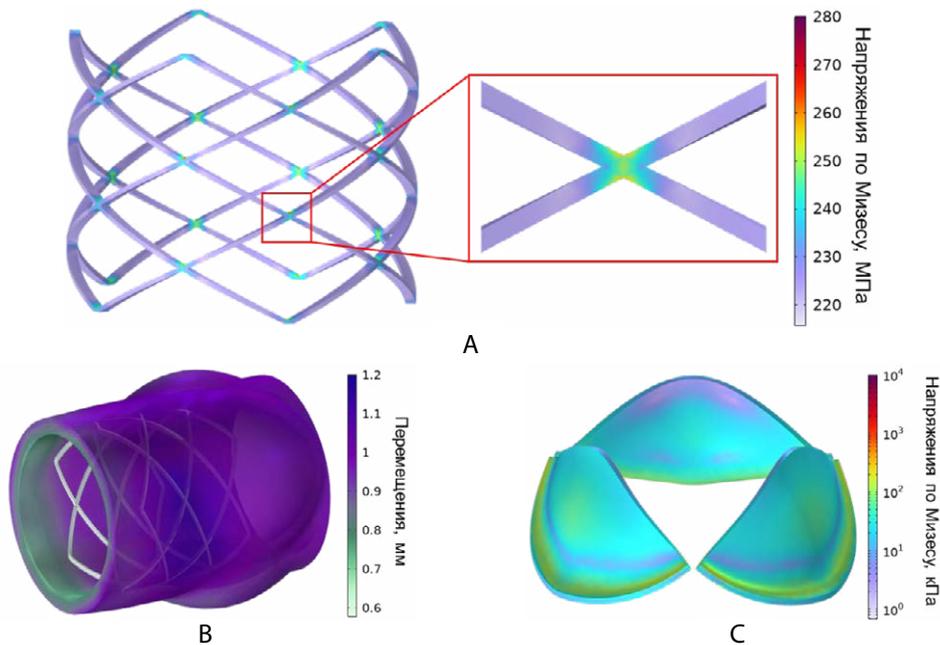
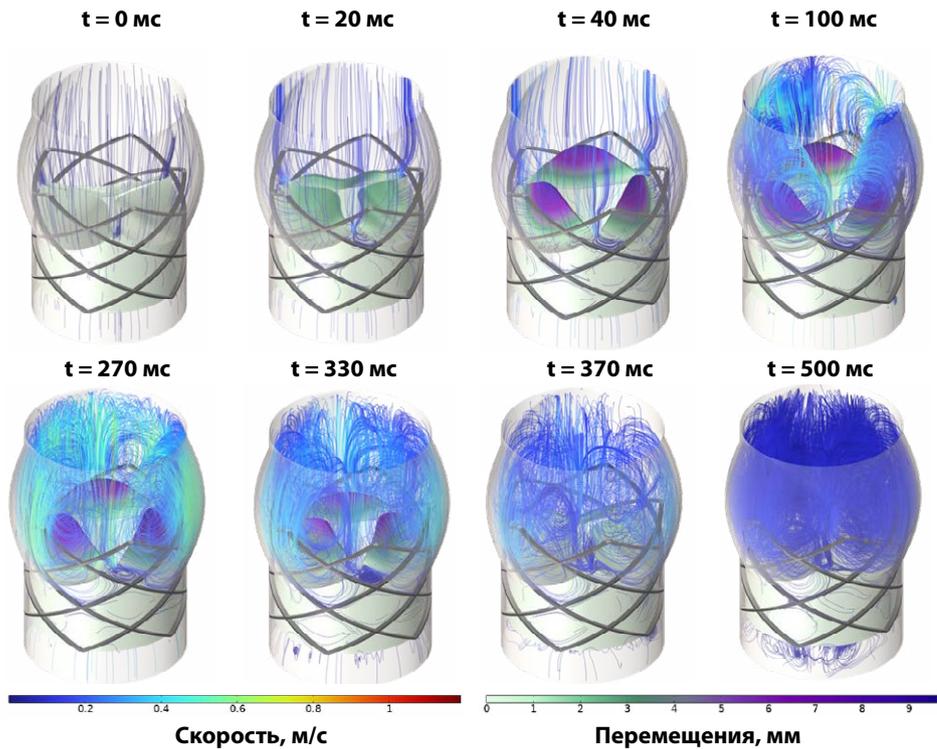


Рис. 3. Распределение напряжений в каркасе клапана (А), расширение стенок аорты (В), распределение напряжений в створочном аппарате (С)

Рис. 4. Распределение полей скоростей потока (линии тока), перемещения створок аортального клапана в ключевые моменты сердечного цикла



возникают в узлах конструкции и достигают 270 МПа. Створки клапана наиболее подвержены высоким напряжениям в зоне перегиба – порядка 5–10 МПа. На рис. 3, В представлено расширение стенок аорты в результате расширения каркаса клапана, которое не превышает 1 мм.

Линии тока скорости потока и перемещения створок клапана в ключевые моменты сердечного цикла представлены на рис. 4. Максимальные скорости не превышают 1,4 м/с, что соответствует

показателям нормы. Систолическая фаза составляет 200 мс, а диастолическая – 400 мс.

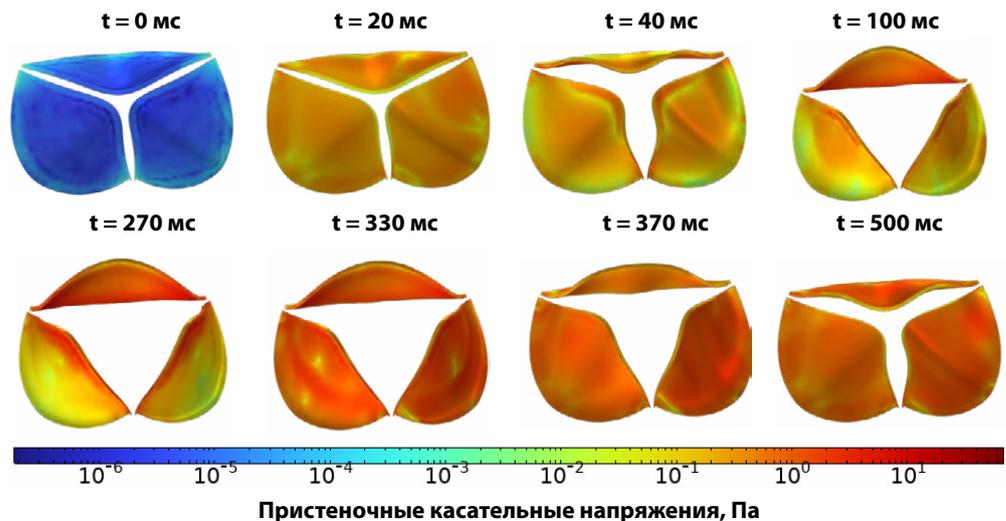
Также были рассчитаны значения пристеночных касательных напряжений (рис. 5):

$$\mathbf{t} = \boldsymbol{\sigma}_f \cdot \mathbf{n}; \tag{18}$$

$$\mathbf{t}_s = \mathbf{t} - (\mathbf{t} \cdot \mathbf{n})\mathbf{n},$$

где $\boldsymbol{\sigma}_f$ – тензор напряжений;
 \mathbf{n} – нормаль к поверхности.

Рис. 5. Распределение пристеночных касательных напряжений



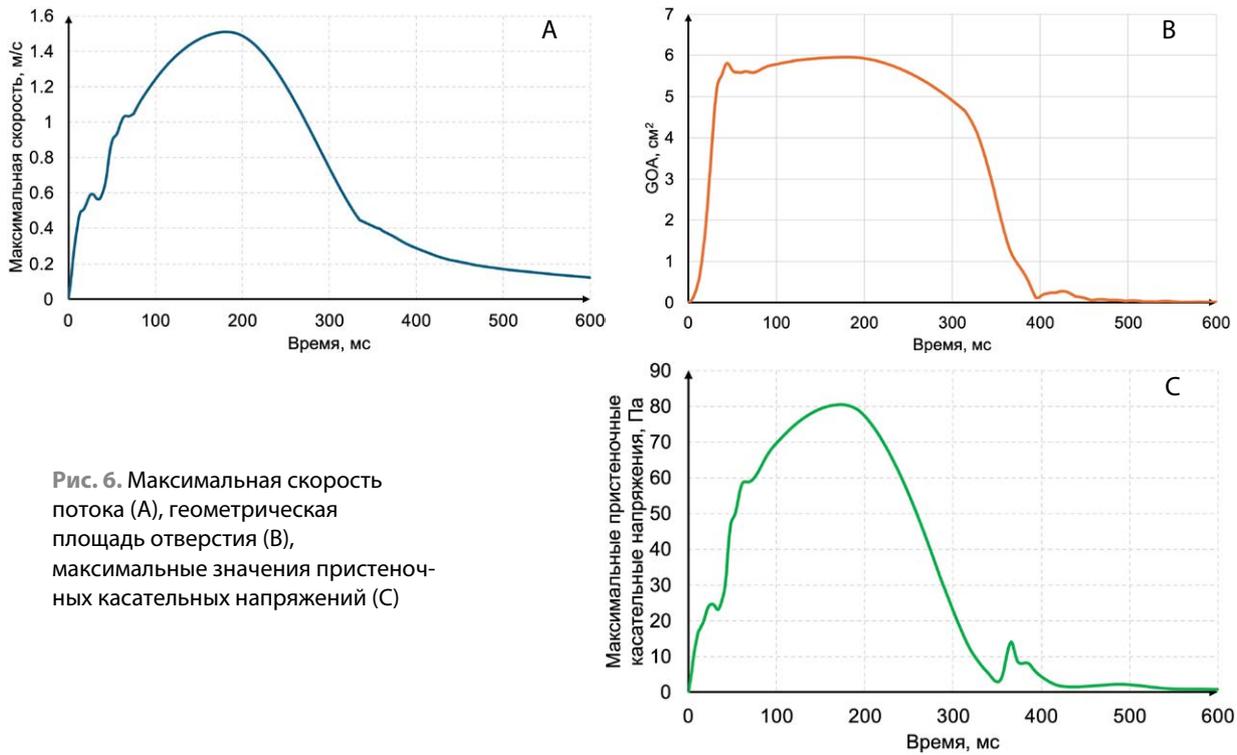


Рис. 6. Максимальная скорость потока (А), геометрическая площадь отверстия (В), максимальные значения пристеночных касательных напряжений (С)

По полученным результатам видно, что наибольшие значения пристеночных касательных напряжений находятся в областях крепления створок к корню аорты, а также вдоль свободного края с внутренней стороны. Это имеет подтверждение с клинической точки зрения, в этих областях преимущественно начинает развиваться кальциноз створок.

Одним из важных гемодинамических показателей служит площадь эффективного открытия:

$$EOA = \frac{S_{inlet} \cdot \int_{t_1}^{t_2} u_{inlet} dt}{\int_{t_1}^{t_2} u_{max} dt} \quad (19)$$

Для средней степени стеноза $EOA > 1,5 \text{ cm}^2$, при развитии стеноза $EOA > 1-1,5 \text{ cm}^2$, при тяжелой степени стеноза $EOA < 1 \text{ cm}^2$, в данном исследовании $EOA = 2,2 \text{ cm}^2$, что говорит о здоровом состоянии клапана. На рис. 6 приведены результаты по распределению максимальной скорости потока, геометрической площади отверстия и максимальным значениям пристеночных касательных напряжений во время сердечного цикла.

В табл. 1 приведены значения ключевых гемодинамических показателей для модели, описывающей состояние створок после ТИАК и для ситуации нормы. Также приведено сравнение полученных результатов с литературными данными численных моделей, натуральных экспериментов, имитирующих работу АК, и клинических данных.

Табл. 1. Сравнение гемодинамических показателей

Показатель	Моделирование нормального состояния		Моделирование состояния после ТИАК	
	Модель	Экспериментальные данные	Модель	Экспериментальные данные
Максимальная скорость, м/с	1,5	1,1–1,7*	1,5	1,8–2,2*
Средний градиент давлений, мм рт. ст.	6,2	6,47*	8,4	10,56 ± 0,62*
Максимальные 1-е главные напряжения, кПа	90,4	–	96,5	107–132*
Максимальные 1-е главные деформации, %	31,4	17**	28,3	–
Средние значения пристеночных касательных напряжений, Па	15,8	15,0–21,3*	35,7	19,2–31,7**

* Данные *in vivo* и *in vitro*. ** Данные численных экспериментов.

Значения ключевых гемодинамических показателей для предложенной модели находятся в диапазонах нормы, качественно и количественно согласуются с литературными данными, а также близки к значениям показателей для нативного АК.

Обсуждение

В данной работе была разработана численная модель гемодинамики после ТИАК с учетом взаимодействия жидкости и твердого тела [26; 27]. Основной целью данного исследования была проверка применимости вычислительного подхода для прогнозирования исхода оперативного вмешательства, что, несомненно, представляет высокий клинический интерес. Следует отметить, что результаты моделирования также могут быть использованы для получения информации о риске развития парепротезной регургитации для конкретного пациента.

Сравнение результатов численного моделирования с клиническими измерениями показало небольшую среднюю разницу (<10%), тем самым подтверждая, что численная модель хорошо настроена с точки зрения применимости заложенных в нее математических моделей, свойств материалов, граничных условий и последующей модификации данных аспектов под конкретного пациента для оценки реальных клинических случаев [28; 29].

Наряду с традиционной оценкой состояния пациента, применение предлагаемого в данной работе численного подхода может сыграть важную роль в прогнозировании и количественной оценке потенциальных результатов при наличии различных вариантов лечения в пограничных случаях, тем самым добавляя дополнительную полезную информацию в процесс принятия клинических решений. Важно отметить, что такой инженерный инструмент может быть регулярно интегрирован в клиническую практику на основе исключительно данных рутинной клинической оценки, не требует дополнительной информации о пациенте; текущее время, в течение которого специалист-техник получит вычислительные результаты начиная с сегментации КТ-изображений (среднего качества), оценивается в 6 часов (1 час на анализ КТ-изображений, постобработку и построение 3D-анатомической модели; 1 час на настройку численного анализа и 4 часа на моделирование и анализ результатов). Таким образом, с помощью текущей методологии результаты моделирования могут быть предоставлены клиницистам в течение одного дня.

Ограничения исследования

Данное пилотное исследование ставит задачу разработки численного алгоритма, позволяющего оценить гемодинамику при ТИАК и отклик импланта после оперативного вмешательства. Ограничением исследования является число рассмотренных случаев. Геометрия аорты является идеализированной, однако размерные характеристики соответствуют анатомическим показателям реальных пациентов. Для проведения численных экспериментов также необходимо знать реологические свойства крови и механические свойства аорты и аортального клапана для конкретного пациента. Недавно авторами было проведено исследование для преодоления данного ограничения [30].

Заключение

Выполненное исследование демонстрирует возможность применения комплексного подхода, основанного на взаимодействии жидкости и твердого тела (FSI), для моделирования гемодинамики АК при ТИАК. Разработанная модель охватывает как анатомически корректную геометрию корня аорты и элементов клапана, так и реалистичные граничные условия, основанные на клинических данных эхокардиографии и физиологическом профиле давления, что обеспечивает высокую достоверность численного эксперимента.

Полученные результаты показывают адекватность предлагаемого подхода: ключевые гемодинамические показатели – максимальная скорость кровотока, средний градиент давления, распределение пристеночных касательных напряжений и эффективная площадь отверстия – находятся в пределах нормальных физиологических значений и сопоставимы с данными *in vivo*, *in vitro* и численного моделирования, представленными в литературе.

Максимальные напряжения в каркасе клапана не превышают предельно допустимых значений для материала с эффектом памяти формы, а наблюдаемое напряженное состояние створок соответствует их биомеханическим особенностям.

Модель позволила выявить зоны максимальных касательных напряжений, совпадающие с клинически значимыми областями, начала кальциноза створок, что подтверждает ее прогностическую ценность.

Таким образом, представленный методологический подход может быть эффективно использован для оценки и оптимизации новых конструкций транскатетерных аортальных клапанов, анализа их взаимодействия с анатомическими структурами пациента, а также для снижения рисков осложнений и повышения долговечности протезов.

Список литературы / References

- Persson M., Glaser N., Nilsson J., Friberg Ö., Franco-Cereceda A., Sartipy U. Comparison of long-term performance of bioprosthetic aortic valves in Sweden from 2003 to 2018. *JAMA Netw Open.* 2022;5(3):e220962. PMID: 35254431; PMCID: PMC8902647. <https://doi.org/jamanetworkopen.2022.0962>
- Kapoor A., Jepson N., Bressloff N.W., Loh P.H., Ray T., Beier S. The road to the ideal stent: A review of stent design optimisation methods, findings, and opportunities. *Mater Des.* 2023;237(7):112556. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112556>
- Meier D., Landes U., Sondergaard L., De Backer O., Lutter G., Puehler T., Akodad M., Tzimas G., Blanke P., Payne G.W., Lai A., Gill H., Wood D.A., Webb J.G., Sellers S.L., Sathananthan J. Redo-TAVI with SAPIEN 3 in SAPIEN XT or SAPIEN 3 – impact of pre- and post-dilatation on final THV expansion. *EuroIntervention.* 2023;19(9):757-765. PMID: 37519190; PMCID: PMC10654765. <https://doi.org/10.4244/EIJ-D-23-00308>
- He R., Zhao L.G., Silberschmidt V.V., Liu Y., Vogt F. Patient-specific modelling of stent overlap: lumen gain, tissue damage and in-stent restenosis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020;109:103836. PMID: 32543402. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2020.103836>
- Eren O.C., Bressloff N.W. Leaflet stresses during crimping simulations of a CoreValve EvoPro model using a compression loading system. *Biomedical Engineering Advances.* 2024;8:100130. <https://doi.org/10.1016/j.bea.2024.100130>
- Hatoum H., Ahn S., Lilly S., Maureira P., Crestanello J., Thourani V.H., Dasi L.P. Flow dynamics of surgical and transcatheter aortic valves: Past to present. *JTCVS Open.* 2022;9:43-56. PMID: 36003460; PMCID: PMC9390780. <https://doi.org/10.1016/j.jxon.2022.01.017>
- 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. *Eur Heart J Imaging Methods Pract.* 2025;3(1):qyaf018. PMID: 40041035; PMCID: PMC11879518. <https://doi.org/10.1093/ehjimp/qyaf018>
- Leone P.P., Scotti A., Ho E.C., Assafin M., Doolittle J., Chau M., Slipeczuk L., Levitus M., Regazzoli D., Mangieri A., Latib A. Prosthesis tailoring for patients undergoing transcatheter aortic valve implantation. *J Clin Med.* 2023;12(1):338. PMID: 36615141; PMCID: PMC9821207. <https://doi.org/10.3390/jcm12010338>
- Grossi B., Barati S., Ramella A., Migliavacca F., Rodriguez Matas J.F., Dubini G., Chakfé 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. *Comput Biol Med.* 2024;182:109159. PMID: 39303394. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2024.109159>
- Liu X., Zhang W., Ye P., Luo Q., Chang Z. Fluid-structure interaction analysis on the influence of the aortic valve stent leaflet structure in hemodynamics. *Front Physiol.* 2022;13:904453. PMID: 35634139; PMCID: PMC9136298. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.904453>
- Wu M.C.H., Muchowski H.M., Johnson E.L., Rajanna M.R., Hsu M.C. Immersogeometric fluid-structure interaction modeling and simulation of transcatheter aortic valve replacement. *Comput Methods Appl Mech Eng.* 2019;357:112556. PMID: 32831419; PMCID: PMC7442159. <https://doi.org/10.1016/j.cma.2019.07.025>
- 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. *Ann Biomed Eng.* 2023;51(1):103-116. PMID: 36264408; PMCID: PMC9832092. <https://doi.org/10.1007/s10439-022-03047-3>
- Luraghi G., Migliavacca F., García-González A., Chiastra C., Rossi A., Cao D., Stefanini G., Rodriguez Matas J.F. On the modeling of patient-specific transcatheter aortic valve replacement: a fluid-structure interaction approach. *Cardiovasc Eng Technol.* 2019;10(3):437-455. PMID: 31309527. <https://doi.org/10.1007/s13239-019-00427-0>
- Bahadormanesh N., Tomka B., Abdelkhalek M., Khodaei S., Maftoon N., Keshavarz-Motamed Z. A Doppler-exclusive non-invasive computational diagnostic framework for personalized transcatheter aortic valve replacement. *Sci Rep.* 2023;13(1):8033. PMID: 37198194; PMCID: PMC10192526. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-33511-6>
- Shen X., Xu Y., Li H., Wang L., Sun P., Liu Q., Chen J., He Z. Mechanical behaviors of a new elliptical valve stent in bicuspid aortic valve. *Comput Methods Programs Biomed.* 2024;250:108173. PMID: 38615386. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2024.108173>
- McGee O.M., Gunning P.S., McNamara A., McNamara L.M. The impact of implantation depth of the Lotus™ valve on mechanical stress in close proximity to the bundle of His. *Biomech Model Mechanobiol.* 2019;18(1):79-88. PMID: 30128675. <https://doi.org/10.1007/s10237-018-1069-9>
- 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. *Eng Comput.* 2024;40(6):3405-3427. PMID: 39678645; PMCID: PMC11639685. <https://doi.org/10.1007/s00366-024-01973-5>
- Liu X., Fan J., Mortier P., He Y., Zhu Q., Guo Y., Lin X., Li H., Jiang J., Rocatello G., Oliveira V., Dezutter T., Sondergaard L., Wang J. Sealing behavior in transcatheter bicuspid and tricuspid aortic valves replacement through patient-specific computational modeling. *Front Cardiovasc Med.* 2021;8:732784. PMID: 34708088; PMCID: PMC8542706. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2021.732784>
- Liu X., Zhang W., Ye P., Luo Q., Chang Z. Fluid-structure interaction analysis on the influence of the aortic valve stent leaflet structure in hemodynamics. *Front Physiol.* 2022;13:904453. PMID: 35634139; PMCID: PMC9136298. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.904453>
- Qiu D., Barakat M., Hopkins B., Ravaghi S., Azadani A.N. Transcatheter aortic valve replacement in bicuspid valves: The synergistic effects of eccentric and incomplete stent deployment. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;121:104621. PMID: 34130079. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104621>
- Simonato M., Webb J., Kornowski R., Vahanian A., Frerker C., Nissen H., Bleiziffer S., Duncan A., Rodés-Cabau J., Attizzani G.F., Horlick E., Latib A., Bekeredjian R., Barbanti M., Lefevre T., Cerillo A., Hernández J.M., Bruschi G., Spargias K., Iadanza A., Brecker S., Palma J.H., Finkelstein A., Abdel-Wahab M., Lemos P., Petronio A.S., Champagnac D., Sinning J.M., Salizzoni S., Napodano M., Fiorina C., Marzocchi A., Leon M., Dvir D. Transcatheter replacement of failed bioprosthetic valves: large multicenter assessment of the effect of implantation depth on hemodynamics after aortic valve-in-valve. *Circ Cardiovasc Interv.* 2016;9(6):e003651. PMID: 27301396. <https://doi.org/10.1161/CIRCINTERVENTIONS.115.003651>
- Pasta S., Gandolfo C. Computational analysis of self-expanding and balloon-expandable transcatheter heart valves. *Patologia кровообращения и кардиохирургия.* 2025;29(3):35-45. DOI: [10.21688/1681-3472-2025-3-35-45](https://doi.org/10.21688/1681-3472-2025-3-35-45)

- Biomechanics*. 2021;1(1):43-52.
<https://doi.org/10.3390/biomechanics1010004>
23. Andersen H.R. How transcatheter aortic valve implantation (TAVI) was born: the struggle for a new invention. *Front Cardiovasc Med*. 2021;8:722693. PMID: 34660724; PMCID: PMC8511628.
<https://doi.org/10.3389/fcvm.2021.722693>
 24. Pil N., Kuchumov A.G. Algorithmic generation of parameterized geometric models of the aortic valve and left ventricle. *Sensors*. 2024;25(1):11. PMID: 39796802; PMCID: PMC11722726.
<https://doi.org/10.3390/s25010011>
 25. Pil N., Kuchumov A.G., Kadyraliev B.K., Arutunyan V. Influence of aortic valve leaflet material model on hemodynamic features in healthy and pathological states. *Mathematics*. 2023;11(2):428.
<https://doi.org/10.3390/math11020428>
 26. Bosi G.M., Capelli C., Cheang M.H., Delahunty N., Mullen M., Taylor A.M., Schievano S. Population-specific material properties of the implantation site for transcatheter aortic valve replacement finite element simulations. *J Biomech*. 2018;71:236-244. PMID: 29482928; PMCID: PMC5889787.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.02.017>
 27. Овчаренко Е.А., Онищенко П.С., Клышников К.Ю., Ганюков В.И., Шилов А.А., Верещагин И.Е., Коков А.Н., Тарасов Р.С., Борисов В.Г., Захаров Ю.Н., Барбараш Л.С. Численное моделирование гемодинамики при повторном протезировании клапана сердца. *Патология кровообращения и кардиохирургия*. 2019;23(3):30-38.
<https://doi.org/10.21688/1681-3472-2019-3-30-38>
 - Овчаренко Е.А., Онищенко П.С., Клышников К.Ю., Ганюков В.И., Шилов А.А., Верещагин И.Е., Коков А.Н., Тарасов Р.С., Борисов В.Г., Захаров Ю.Н., Барбараш Л.С. Numerical modelling of redo of the prosthetic heart valve: hemodynamics. *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya = Circulation Pathology and Cardiac Surgery*. 2019;23(3):30-38. (In Russ.) <https://doi.org/10.21688/1681-3472-2019-3-30-38>
 28. Capelli C., Bosi G.M., Cerri E., Nordmeyer J., Odenwald T., Bonhoeffer P., Migliavacca F., Taylor A.M., Schievano S. Patient-specific simulations of transcatheter aortic valve stent implantation. *Med Biol Eng Comput*. 2012;50(2):183-92. PMID: 22286953. <https://doi.org/10.1007/s11517-012-0864-1>
 29. Pil N., Selivanov G., Seleznev M., Pandelani T., Krestyaninov O., Nemavhola F., Kuchumov A.G. Current trends in transcatheter aortic valve implantation modelling and simulation. *Series on Biomechanics*. 2025;39(2):3-23.
<https://doi.org/10.7546/SB.01.02.2025>
 30. Пиль Н.Е., Кучумов А.Г. Отслеживание траекторий движения створок аортального клапана с использованием данных эхокардиографии. *Российский журнал биомеханики*. 2024;28(4):159-168.
<https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2024.4.14>
 - Pil N.E., Kuchumov A.G. Aortic valve leaflets motion trajectories tracking by using echocardiography data. *Russian Journal of Biomechanics*. 2024;28(4):137-145. (In Russ.)
<https://doi.org/10.15593/RJBiomech/2024.4.14>