

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИМПЛАНТАЦИИ ТРАНСКАТЕТЕРНОГО ПРОТЕЗА КЛАПАНА АОРТЫ НА ОСНОВЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ И ДАННЫХ МИКРОКОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

DOI: 10.17691/stm2016.8.1.11
УДК 616.132–089.843–073.756–037
Поступила 30.06.2015 г.

- © **Е.А. Овчаренко**, научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной и клинической кардиологии¹;
К.Ю. Клышников, научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной и клинической кардиологии¹;
Г.В. Саврасов, д.т.н., профессор, преподаватель кафедры биомедицинской техники²;
А.В. Батрагин, инженер-исследователь³;
В.И. Ганюков, д.м.н., профессор, зав. лабораторией интервенционных методов диагностики и лечения атеросклероза¹;
А.Н. Коков, к.м.н., зав. отделом рентгеновской компьютерной томографии¹;
Д.В. Нуштаев, инженер отдела проектирования и инженерного анализа⁴;
В.Ю. Долгов, младший научный сотрудник лаборатории новых биоматериалов отдела экспериментальной и клинической кардиологии¹;
Ю.А. Кудряцева, д.б.н., зав. отделом экспериментальной и клинической кардиологии¹;
Л.С. Барбараш, д.м.н., академик РАН, главный научный сотрудник¹

¹НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, 650002, Сосновый б-р, 6;

²Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, Москва, 105005, ул. 2-я Бауманская, 5, стр. 1;

³Национальный исследовательский Томский политехнический университет, Томск, 634050, пр. Ленина, 30;

⁴ООО «ТЕСИС», Москва, 127083, ул. Юннатов, 18, оф. 705

Цель исследования — оценка возможности прогнозирования исхода имплантации транскатетерного протеза клапана аорты в реальной клинической практике на основе пациент-специфического метода моделирования.

Материалы и методы. Моделирование имплантации транскатетерного биопротеза было проведено на основе клинических данных одного пациента в возрасте 72 лет. Пациенту до и после оперативного вмешательства была выполнена мультиспиральная КТ. На основе полученных срезов с использованием средств автоматизированного проектирования осуществляли реконструкцию геометрии аорты и клапанного аппарата. С помощью микрокомпьютерной томографии на основе серии проекционных изображений с использованием математических алгоритмов была реконструирована 3D-модель каркаса, на основании которой была построена трехмерная сетка из 17 000 кубических (C3D8)-элементов. Моделирование взаимодействия компонентов исследуемой системы проводили с помощью метода конечных элементов в виде ряда последовательных этапов: предварительная баллонная дилатация — сжатие каркаса в катетер — извлечение каркаса из катетера. Для оценки точности результатов моделирования относительно клинических данных мультиспиральной КТ пациента с имплантированным биопротезом был разработан собственный алгоритм в среде MATLAB R2014a (The MathWorks, США). В качестве входных данных были использованы массивы точек, соответствующих центру ячеек опорного каркаса (балки), полученных в 11 ортогональных срезах.

Результаты. Проанализированы особенности использования пациент-специфического подхода к моделированию имплантации транскатетерного биопротеза CoreValve с помощью разработанного биоинформационного алгоритма. Удалось достичь высокой схожести результатов моделирования и клинических данных мультиспиральной КТ для приточной зоны каркаса (расхождение результатов

Для контактов: Клышников Кирилл Юрьевич, e-mail: klyshnikovk@gmail.com

моделирования по первым трем слоям не превышало 4%). Сравнение результатов с точки зрения площади проходного сечения также продемонстрировало высокую сходимость: более 90% совпадения для приточной и средней зон опорного каркаса.

Заключение. Наибольший уровень детализации, включающий моделирование кальциевых конгломератов, а также комплексное нелинейное описание элементов исследуемой системы с высокой точностью воспроизводят процесс имплантации транскатетерного протеза клапана аорты.

Ключевые слова: пациент-специфический метод моделирования; метод конечных элементов; транскатетерный протез клапана аорты; моделирование имплантации.

Как цитировать: Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Savrasov G.V., Batranin A.V., Ganykov V.I., Kokov A.N., Nushtaev D.V., Dolgov V.Y., Kudryavtseva Y.A., Barbarash L.S. Predicting the outcomes of transcatheter aortic valve prosthesis implantation based on the finite element analysis and microcomputer tomography data. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2015; 8(1): 82–92, <http://dx.doi.org/10.17691/stm2016.8.1.11>.

English

Predicting the Outcomes of Transcatheter Aortic Valve Prosthesis Implantation Based on the Finite Element Analysis and Microcomputer Tomography Data

E.A. Ovcharenko, Research Fellow, Laboratory of Novel Biomaterials, Department of Experimental and Clinical Cardiology¹;

K.U. Klyshnikov, Research Fellow, Laboratory of Novel Biomaterials, Department of Experimental and Clinical Cardiology¹;

G.V. Savrasov, DSc, Professor, Department of Biomedical Technologies²;

A.V. Batranin, Engineer-Researcher³;

V.I. Ganykov, MD, DSc, Professor, Head of the Laboratory of Interventional Methods of Atherosclerosis Diagnosing and Treatment¹;

A.N. Kokov, MD, PhD, Head of the Department of X-ray Computed Tomography¹;

D.V. Nushtaev, Engineer, Department of Design and Engineering Analysis⁴;

V.Y. Dolgov, Junior Researcher, Laboratory of Novel Biomaterials, Department of Experimental and Clinical Cardiology¹;

Y.A. Kudryavtseva, DSc, Head of the Department of Experimental and Clinical Cardiology¹;

L.S. Barbarash, MD, DSc, Academician of the Russian Academy of Sciences, Chief Researcher¹

¹Scientific Research Institute of Complex Problems of Cardiovascular Diseases, 6 Sosnovy Blvd., Kemerovo, 650002, Russian Federation;

²Bauman Moscow State Technical University, 5, bldg. 1, 2-ya Baumanskaya St., Moscow, 105005, Russian Federation;

³National Research Tomsk Polytechnic University, 30 Lenin Avenue, Tomsk, 634050, Russian Federation;

⁴“TESIS” Company, 18 Yunnatov St., Office 705, Moscow, 127083, Russian Federation

The aim of the investigation is to assess the possibility of predicting the outcome of transcatheter aortic valve prosthesis implantation in real clinical practice on the basis of patient-specific modeling.

Material and Methods. Modeling of transcatheter bioprosthesis implantation was carried out based on clinical data of a patient aged 72 years. Multispiral computed tomography (CT) was performed before and after the operative intervention. Reconstruction of aorta and valvular apparatus geometry was done on the basis of obtained slices using computer-aided design (CAD). With the help of microcomputer tomography and a series of projection images and mathematical algorithms a 3D-model of the frame was reconstructed, on which a 3D-mesh from 17,000 cubic (C3D8)-elements was built. Simulation of the system component interaction was conducted using a finite element method involving a number of successive steps: preliminary balloon dilatation — frame compression in the catheter — releasing the frame from the catheter. To evaluate the accuracy of modeling results compared to the CT data of the patient with the implanted bioprosthesis a proprietary algorithm was developed using MATLAB R2014a software (The MathWorks, USA). Arrays of points corresponding to the center of the supporting frame beams, obtained in 11 orthogonal sections, were used as input data.

Results. Peculiarities of patient-specific approach to modeling the implantation of transcatheter CoreValve bioprosthesis by means of the developed bioinformation algorithm has been analyzed. We managed to achieve a high convergence of simulation and CT data for the frame inflow area (the difference of the simulation results for the first three layers did not exceed 4%). Comparison of the results in terms of the annulus area has also demonstrated a high convergence: the identity amounted to more than 90% for the inflow and middle zones of the supporting frame.

Conclusion. The highest level of detail, including calcium conglomerates modeling, as well as a comprehensive description of nonlinear elements of the system under study accurately reproduces the process of implantation of the transcatheter aortic valve prosthesis.

Key words: patient-specific modeling; finite element method; transcatheter aortic valve prosthesis; implantation modeling.

Спустя десятилетие с момента первой процедуры, выполненной Аланом Кребье, транскатетерная имплантация фактически стала новым стандартом коррекции аортального стеноза неоперабельных пациентов и пациентов высокого периоперационного риска [1]. Накопленный в последующие годы клинический опыт, с одной стороны, позволил подтвердить эффективность данного метода, с другой — выявить ряд его недостатков: в частности, риск возникновения значимой регургитации, непосредственно коррелирующий с возрастанием уровня смертности [2, 3]. Основной причиной такого осложнения, как это было показано в ряде исследований, является деформация каркаса протеза: его эллиптичность, несоответствие размера и пространственной конфигурации [4, 5]. Полученные данные наглядно продемонстрировали важность досконального исследования анатомии пациента и предоперационного планирования процедуры транскатетерной имплантации, что способствовало развитию сопутствующих технологий ассистирования вмешательства и систем прогнозирования [6].

В последние годы в качестве метода моделирования работы биотехнических систем наибольшее распространение получил метод конечных элементов (МКЭ) [7]. Кроме того, развитие систем компьютерной томографии фактически привело к появлению нового специализированного раздела — пациент-специфического компьютерного моделирования [8]. Подобный подход показал себя наиболее перспективным в решении задачи прогнозирования транскатетерной имплантации протеза клапана аорты [9, 10]. С другой стороны, пациент-специфический подход требует тщательной подготовки и сбора исходных данных — их совокупная погрешность (разрешающая способность компьютерной и микрокомпьютерной томографии, качество сетки конечных элементов аорты и кальциевых конгломератов, модели материалов и общие настройки системы) может привести к значительному расхождению прогнозируемых и реальных результатов. К сожалению, на сегодняшний день в литературе присутствует лишь небольшое количество публикаций, затрагивающих влияние описанных компонентов на качество и достоверность моделирования. Более того, упрощенность подхода к оценке различий результатов моделирования и клинических данных усугублена использованием упрощенных моделей физико-механических характеристик исследуемых объектов [3, 11, 12]. Все это ставит под вопрос возможность широкого применения подобного метода в реальной клинической практике и требует его верификации.

Цель исследования — оценка возможностей пациент-специфического метода моделирования для прогнозирования исхода имплантации транскатетерного протеза клапана аорты в реальной клинической практике.

Материалы и методы. Моделирование имплантации транскатетерного биопротеза выполнено на основе клинических данных пациента И., 72 лет, от которого получено информированное согласие на проведение исследования. Пациенту был установлен клинический

диагноз: «атеросклеротический аортальный стеноз, кальциноз IV степени, артериальная гипертензия III стадии, гипертрофия левого желудочка (ЛЖ)». По данным предоперационной эхоКГ отмечены нормальная сократительная способность ЛЖ, критический кальцинированный стеноз клапана аорты с градиентом 100 мм рт. ст., выраженная гипертрофия миокарда ЛЖ (до 2 см). В ходе оперативного вмешательства пациенту с использованием трансформерной доставочной системы был имплантирован биопротез клапана аорты CoreValve (Medtronic, США) 29-го типоразмера (рис. 1).

Контрольная ангиография продемонстрировала правильное положение клапана, отсутствие регургитации, нарушения атриовентрикулярной проводимости и компрессии коронарного кровотока. По результатам вмешательства отмечено снижение градиента до 5 мм рт. ст., отсутствие клинических осложнений.

До оперативного вмешательства пациенту была выполнена мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ) на компьютерном томографе Somatom Sensation 64 (Siemens, Германия). Направление сканирования — краниокаудальное. Характеристики МСКТ: поле обзора FOV — 200 мм, шаг — 0,7 мм, напряжение на трубке — 120 кВ, ЭКГ-синхронизация, толщина среза — 1 мм. Для внутривенного введения использовали неионное контрастное вещество Ультравист с концентрацией йода 370 мг/мл (из расчета 1–1,5 мл/кг массы тела). Реконструкцию снимков осуществляли с помощью программного обеспечения Amira (FEI, Германия). Использование градиентного окрашивания спектра градаций серого позволило наглядно визуализировать стенку аорты, а также кальциевые отложения (рис. 2).

На основе полученных срезов с использованием средств автоматизированного проектирования (UGS NX 8.0; Siemens, Германия) осуществляли реконструкцию геометрии аорты и клапанного аппарата с последующей генерацией сетки конечных элементов в программе ABAQUS/CAE (Dassault Systems, Франция): 29 000 кубических (C3D8)-элементов — для аорты и 2800 S4-элементов — для створчатого аппарата (рис. 3).

Как правило, тяжелый аортальный стеноз сопряжен с кальцинозом створчатого аппарата, и типичный паттерн подобного поражения описан в литературе [13]. Однако, несмотря на выраженность патологии, стоит учитывать, что перед имплантацией протезов данного типа пациентам всегда проводят баллонную вальвулопластику — в этом случае имеет смысл использовать ограниченное число моделей кальцинозов наибольшего размера и плотности. Построение модели кальциевых конгломератов осуществляли с использованием тетраэдральной сетки из 7000 C3D4-элементов непосредственно в программе Amira на основе заданной рентгенологической плотности материала (см. рис. 3).

Несмотря на то, что МСКТ не входит в стандартный протокол постоперационного обследования [10], данная процедура была выполнена пациенту с его согласия с целью оценки позиции имплантированного биопротеза. На основе полученных данных с использованием про-

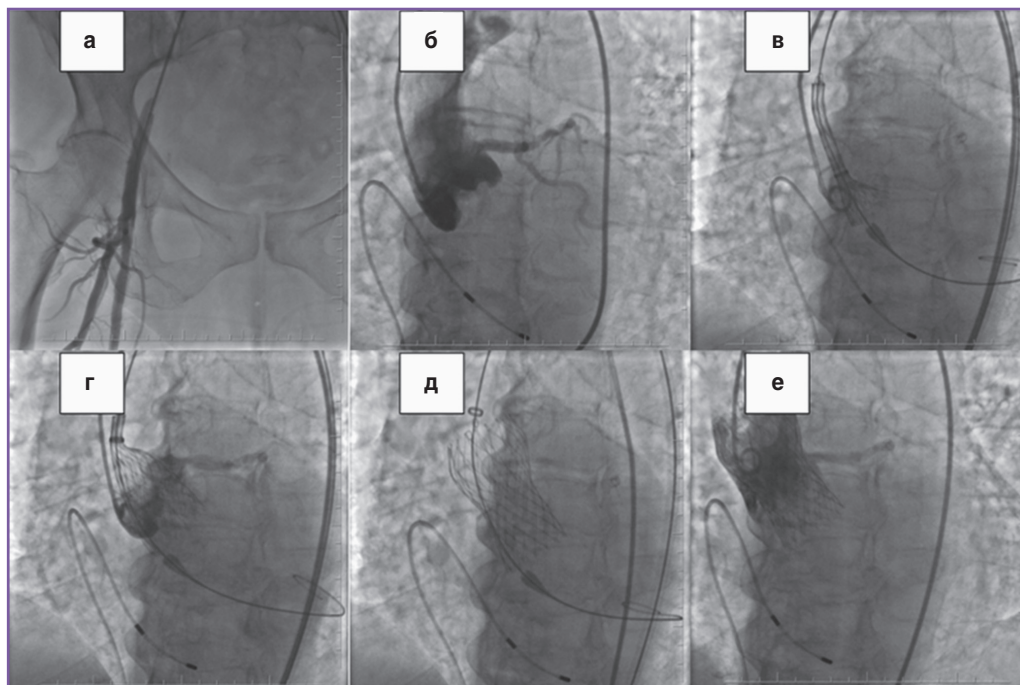


Рис. 1. Этапы имплантации транскатетерного биопротеза CoreValve: *а* — визуализация аорто-подвздошных и бедренных сегментов; *б* — аортография с визуализацией зоны аортального клапана; *в-д* — высвобождение биопротеза из системы доставки; *е* — контрольная ангиография

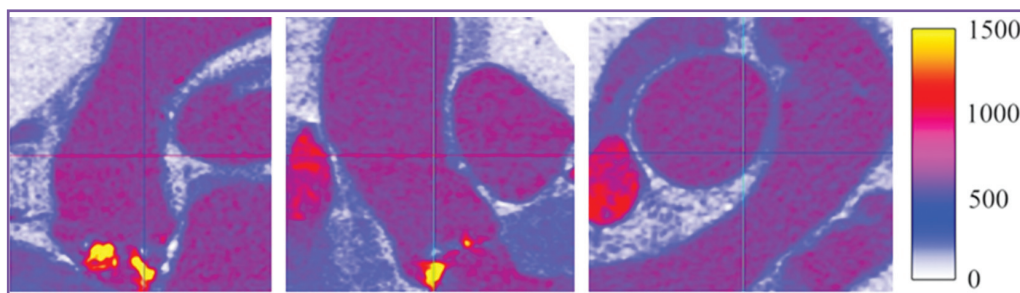


Рис. 2. Результаты мультиспиральной компьютерной томографии пациента до имплантации транскатетерного биопротеза CoreValve

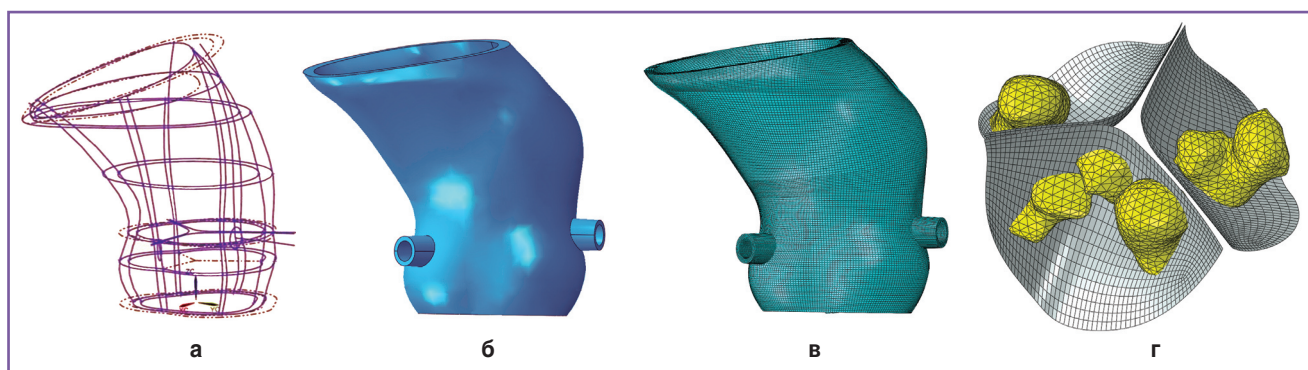


Рис. 3. Последовательные этапы реконструкции аорты: создание сплайнов на основе полученных срезов (*а*), твердого тела (*б*), сетки конечных элементов (*в*), створчатого аппарата и конгломератов кальция (*г*)

граммного обеспечения Amira была реконструирована модель каркаса протеза в имплантированном состоянии (рис. 4).

Для проведения МКЭ-моделирования предварительно на основе выбранного для имплантации биопротеза методом микрокомпьютерной томографии была ре-

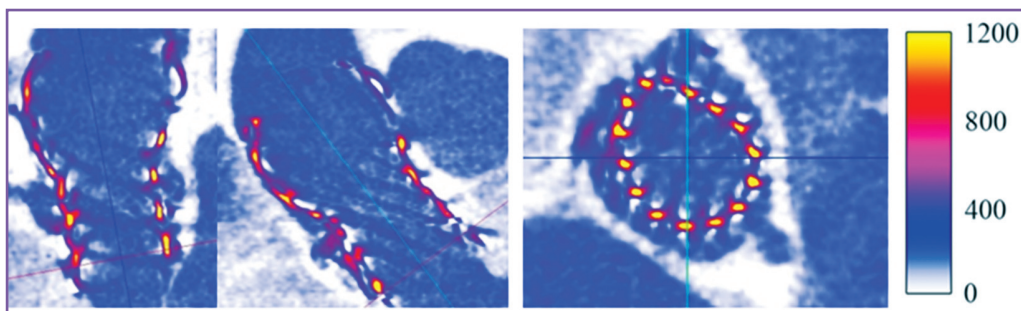


Рис. 4. Результаты мультиспиральной компьютерной томографии пациента после имплантации транскатетерного биопротеза CoreValve

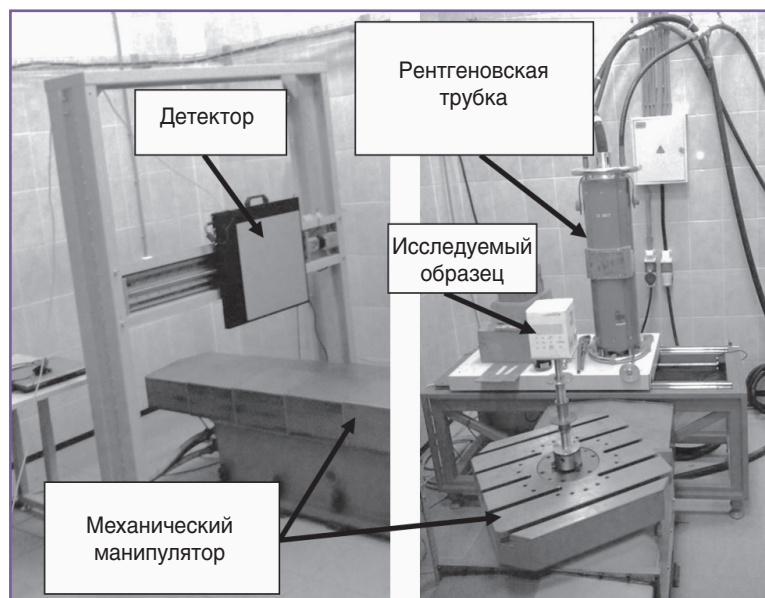


Рис. 5. Основные компоненты установки микрокомпьютерной томографии

конструирована модель каркаса клапана. Работа была выполнена с использованием исследовательской томографической установки на базе Томского политехнического университета (рис. 5).

Основные компоненты установки:

рентгеновская трубка MXR-451HP/11 (Comet, Швейцария) с диапазоном ускоряющего напряжения 20–450 кВ, минимальным размером фокального пятна 0,4 мм, мощностью до 500 Вт;

плоскопанельный детектор рентгеновского излучения XRD 1622 AP (PerkinElmer, США) с размером пикселя 0,2 мм, рабочей областью 2048×2048 пикселей, 16-битным динамическим диапазоном;

механический манипулятор с возможностью вращения и продольного перемещения объекта исследования, точность позиционирования — 0,01° и 0,01 мм соответственно.

Режимы томографического сканирования были выбраны исходя из размеров и рентгеновской плотности объекта: напряжение — 200 кВ, сила тока — 2,7 мА, толщина медного фильтра — 0,5 мм, экспозиция кад-

ра — 1 с, угловой шаг — 0,4°, число проекций — 900, размер вокселя — 64,4 мкм.

По результатам сканирования на основе серии проекционных изображений с использованием математических алгоритмов была реконструирована 3D-модель каркаса, с помощью которой была построена трехмерная сетка из 17 000 СЗD8-элементов (рис. 6). Из-за высокой разности рентгенологических плотностей материала каркаса и створчатого аппарата реконструкция последнего не представлялась возможной. На полученную сетку конечных элементов были наложены свойства модели материала титанола [14] согласно экспериментальным данным моделирования сжатия каркаса биопротеза CoreValve и его последующей верификации, представленным в исследовании S. Tzamtzis с соавт.

В момент непосредственной имплантации протеза биотехническая система представляет собой комплекс взаимодействующих объектов «протез–аорта–система доставки». В связи с этим была реконстру-

ирована упрощенная модель системы доставки, описывающая граничные условия для каркаса имплантируемого биопротеза (рис. 7). Данная модель содержала два основных контура ограничения: внутренний контур (5000 МЗD4-элементов) — статичный, внешний (5000 МЗD4-элементов) — подвижный, общая конструкция соответствовала основным компонентам доставочной системы в зоне имплантации [15]. Также модель содержала катетер для проводника, однако он фактически не участвовал в моделировании, поскольку функцию внутреннего ограничения выполнял внутренний контур, представляющий собой цилиндр, состоящий из суммы объемов сжатого створчатого аппарата и катетера для проводника.

Для наиболее полного моделирования процесса имплантации предварительно проводили симуляцию баллонной дилатации кальцинированного створчатого аппарата — вальвулопластику — с использованием дополнительного баллона, представляющего собой поверхность со следующими свойствами: толщина стенки — 0,15 мм, модуль Юнга — 290 МПа, коэффициент

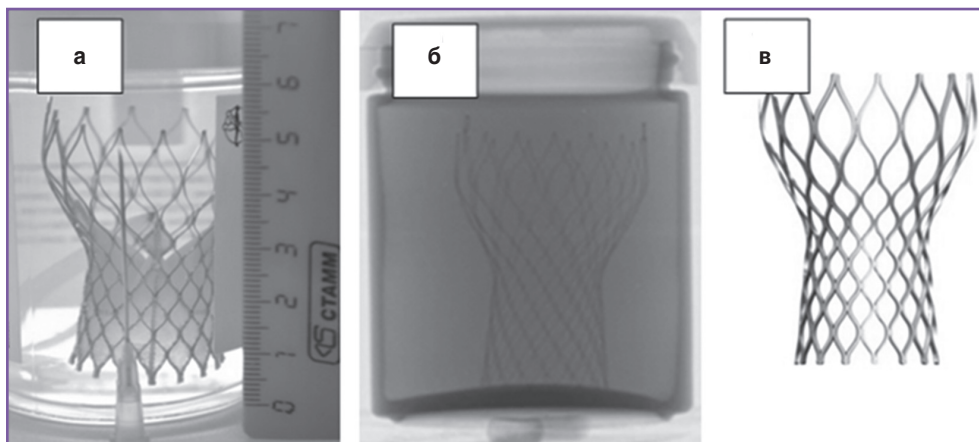


Рис. 6. Построение модели каркаса биопротеза: а — исходная модель в стерильном контейнере с жидкостью; б — снимок проекции образца; в — реконструированная модель каркаса биопротеза

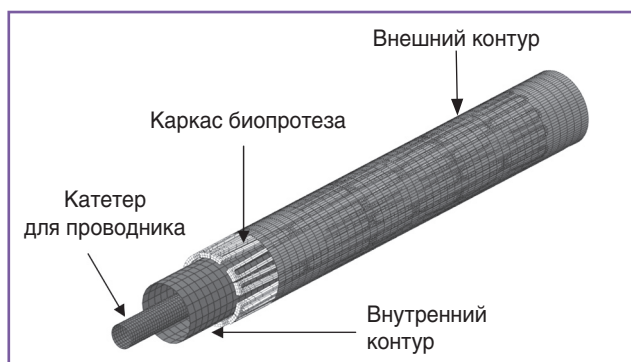


Рис. 7. Упрощенная модель системы доставки и ее компоненты

Пуассона $\nu=0,3$. Нагружение баллона осуществляли номинальным давлением 0,2 МПа. После полного раскрытия баллона снижали давление до нулевого значения. Полученную таким образом геометрию створчатого аппарата, кальциноватов и корня аорты использовали для дальнейшего взаимодействия этих компонентов с опорным каркасом протеза CoreValve.

С целью стабилизации динамической составляющей компонентов системы и их контактов после взаимодействия протеза с корнем аорты был добавлен искусственный компонент вязко-эластичного демпфирования, энергетический вклад которого не превышал 0,8% от общей энергии системы (рис. 8). Для моделирования взаимодействия всех элементов системы использовали попарное смягченное (penalty) описание контакта с коэффициентом трения $\mu=0,2$ [16]. Взаимодействие «баллон–опорный каркас» происходило без трения и взаимного проникновения тел (hard-контакт). В экспериментах створчатый аппарат был связан с аортой через геометрический контакт сеток с жестко заданным расстоянием между узлами (tie-контакт). Для недопущения взаимного проникновения конечных элементов каркаса превентивно был использован self-контакт.

Моделирование взаимодействия компонентов био-

технической системы с помощью МКЭ было выполнено в виде ряда последовательных этапов: предварительная баллонная дилатация — сжатие каркаса в катетер — извлечение каркаса из катетера (рис. 9).

В исследовании были использованы нелинейные модели материала для описания корня аорты (полиномиальная модель II порядка [17]) и стента (модель Ауриччио [18]), а также линейные — для кальцинированного фиброзного кольца, створчатого аппарата ($E=22,6$ МПа) [19] и для моделей кальциевых конгломератов ($E=10$ МПа) [20].

Для оценки сходимости результатов эксперимента и клинических данных МСКТ пациента с имплантированным биопротезом был разработан оригинальный алгоритм в среде MATLAB R2014a (The MathWorks, США). В качестве входных данных использованы массивы точек, соответствующих центру балки, полученных в 11 ортогональных срезах каркаса по данным МСКТ и МКЭ-моделирования (рис. 10). С помощью алгоритма программного обеспечения реализовывали поиск центральной оси и предварительную минимизацию ошибки поворота всех срезов относительно друг друга, вычисляли центр масс среза как среднюю координату всех точек. Далее программа автоматически анализиро-

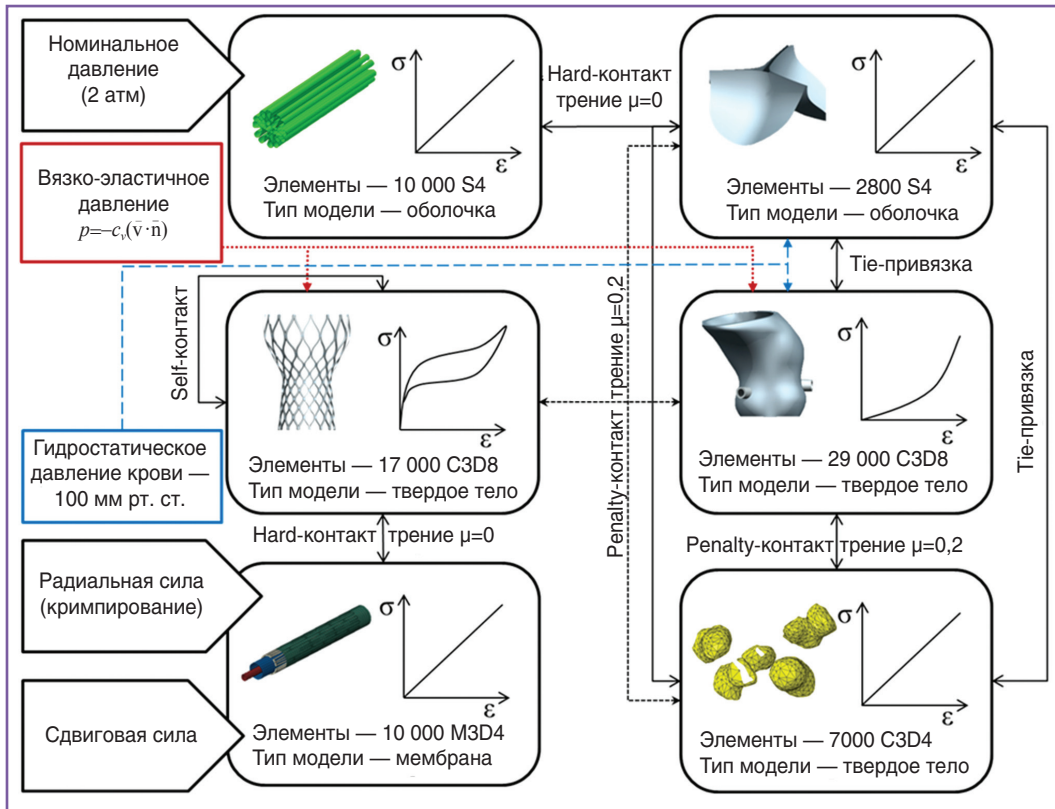


Рис. 8. Модель исследуемой биотехнической системы

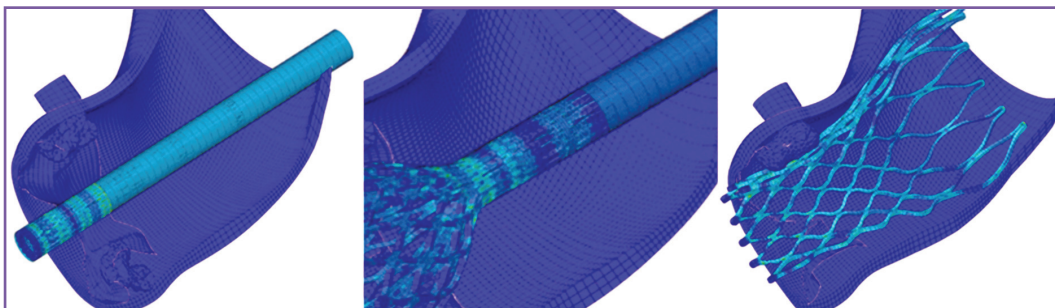


Рис. 9. Этапы имплантации исследуемого протеза в ходе компьютерного моделирования

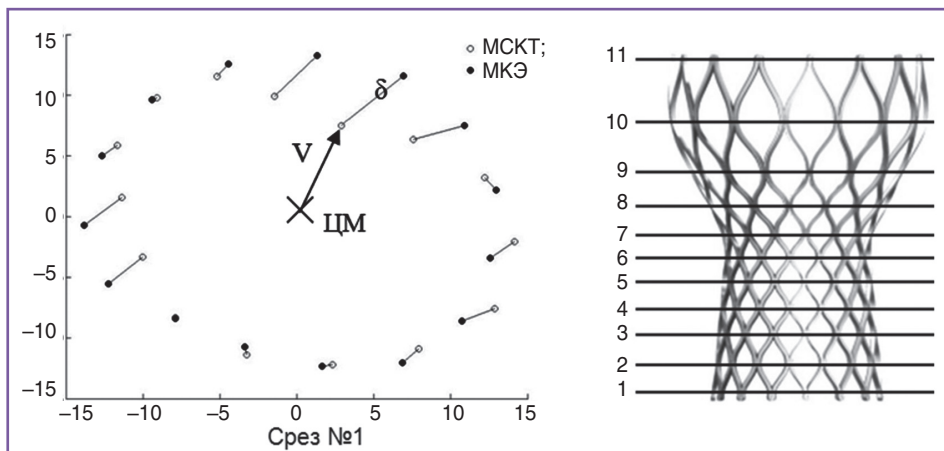


Рис. 10. Метод расчета ошибки моделирования: ЦМ — центр масс каждого среза; V — вектор радиальной компоненты (в цилиндрической системе координат) для точки MCKT-данных; δ — ошибка моделирования для каждой точки

вала каждый в отдельности скорректированный срез, минимизируя расстояние между соответствующими точками — ошибку моделирования δ . Исходя из радиальной координаты в цилиндрической системе координат программа вычисляла среднюю относительную ошибку (δ_{rel}) среза как среднее отношение ошибки моделирования δ к длине вектора V радиальной компоненты (в цилиндрической системе координат) для точки МСКТ данных (см. рис. 10). Так же вычисляли суммарную абсолютную ошибку по каждому из 11 срезов (δ_{sum}) как сумму всех ошибок моделирования δ среза. Дополнительно программа производила аппроксимацию массива данных моделирования МКЭ каноническим уравнением эллипса с последующим расчетом малого и большого эллиптических радиусов, эксцентриситета (e) и площади эллипса (S).

Результаты. В процессе эксперимента установлено, что показатель суммарной абсолютной ошибки δ_{sum} в значительной степени различался в разных срезах. Так, наибольшее значение данного показателя было

получено в зонах каркаса, непосредственно контактирующих с аортой, — выводной (срез №11 — 33,37 мм) и приточной (срез №2 — 35,07 мм) (рис. 11). В то же время при сравнении полученных показателей с исходной «неимплантированной» геометрией наибольшее расхождение было отмечено в выводной зоне (срез №11 — 40%), при этом соотношение суммарной ошибки среза и суммы радиальной компоненты исходной геометрии составило в среднем $0,68 \pm 0,16$.

Полученные значения средней относительной ошибки (δ_{rel}) полностью согласовывались с вышеописанными результатами: наибольшее отклонение было зафиксировано в приточной зоне — 19 и 20% для первых двух срезов, а исходная геометрия отличалась на 25 и 23% соответственно. Среднее значение отклонения по срезам составило $12 \pm 4\%$ в эксперименте.

В клинической практике в качестве одного из способов оценки позиции имплантированных транскатетерных биопротезов используют измерение эксцентриситета (e) каркаса по срезам [21]. Согласно проведенным ранее

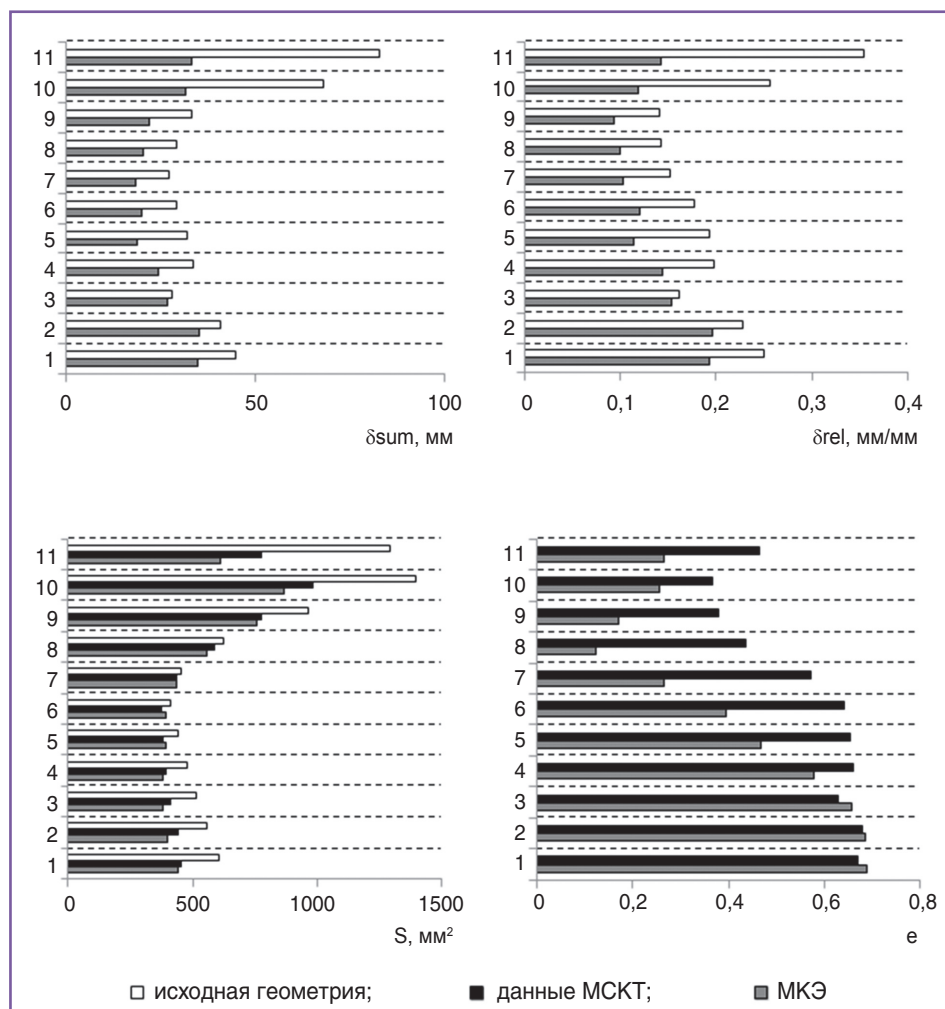


Рис. 11. Результаты анализа ошибок и количественных характеристик для срезов протеза клапана по данным МКЭ и МСКТ: δ_{sum} — суммарная абсолютная и δ_{rel} — средняя относительная ошибка среза; S — площадь и e — эксцентриситет аппроксимирующего эллипса

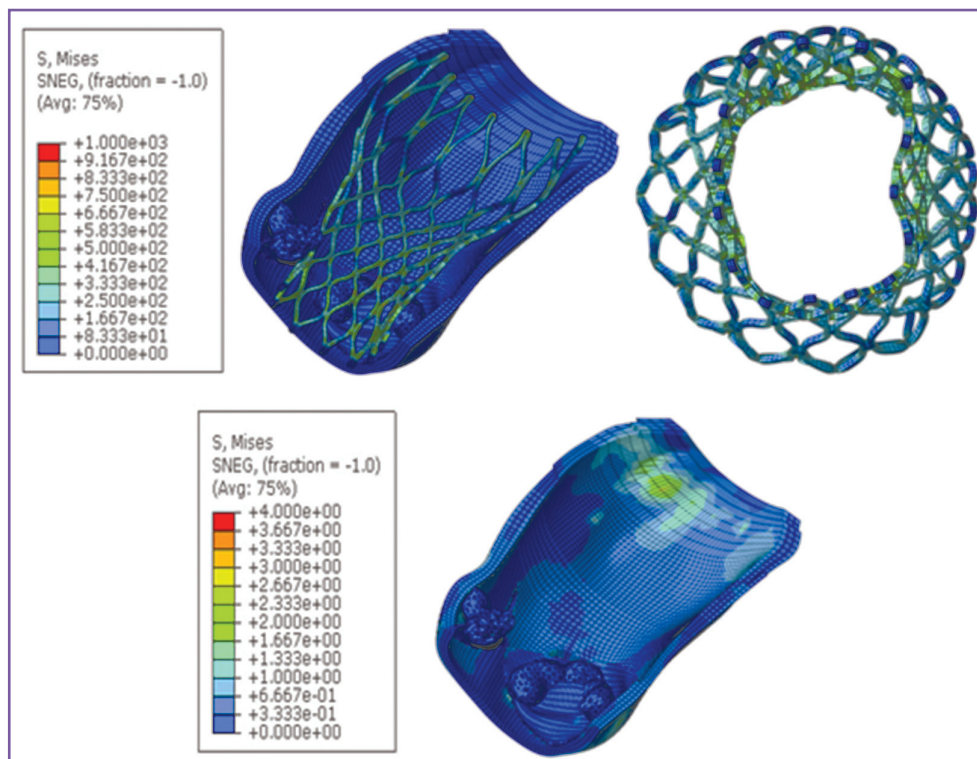


Рис. 12. Эпюры распределения напряжения по Мизесу в модели каркаса (сверху) и аорты (снизу) в результате их взаимодействия

исследованиям [22], данный показатель имеет перво-степенное значение в качестве критерия оценки работы створчатого аппарата, а также наличия регургитации. В данном исследовании удалось достичь высокой сходимости данных МКЭ и МСКТ для приточной зоны (расхождение результатов моделирования по первым трем слоям не превышало 4%), в то же время эллиптичность средней и выводной зон по данным МКЭ значительно отличалась от МСКТ. Общая погрешность метода, определенного данным способом, не превысила 26%.

Другим, не менее важным показателем оценки эффективности имплантации протеза является площадь его проходного сечения (S). Данный показатель косвенно характеризует пропускную способность клапана и в целом позволяет оценить адекватность имплантированного типоразмера протеза. В процессе исследования данный показатель был распределен в соответствии с исходной геометрией протеза в виде «песочных часов»: нисходящий тренд — в приточной и восходящий — в выводной зоне. Соотношение площади проходного сечения МКЭ модели протеза по данным МКЭ и МСКТ продемонстрировало наилучшие результаты оценки моделирования: более 90% для приточной и средней зон каркаса (срезы №1–8). При этом различия с исходной «неимплантированной» геометрией были гораздо более выраженными в сравнении с другими способами оценки погрешности моделирования.

Стоит отметить, что представленному распределению не соответствовал последний срез, однако это в целом отвечает характерному поведению каркаса про-

теза при значительном сжатии ввиду особенности его геометрии. В действительности совокупность результатов исследования подтверждает наибольшее радиальное перемещение именно выводной зоны каркаса, однако при рассмотрении данных результатов вкпе с эпюрами напряжения видно, что зона синотубулярного сочленения подвергается наибольшему напряжению. Это свидетельствует о «якорной» функции выводной зоны каркаса (рис. 12).

Обсуждение. В ходе аналогичной работы С. Russ с соавт. [3] оценивали суммарную ошибку компьютерного моделирования и МСКТ-данных реальной имплантации биопротеза CoreValve. Было показано, что в случаях использования комплексных нелинейных моделей материала (гиперэластических) для описания поведения корня аорты, а также для включения в расчет конгломератов кальция возможно сократить ошибку моделирования до 5,5–4,2%. В настоящем исследовании погрешность моделирования — средняя относительная ошибка (δ_{rel}) — составила 12%. Среднее значение ошибки составило 1,6 мм, что в целом соответствует порядку разрешающей способности использованного в данном исследовании томографа — 0,625 мм.

Стоит отметить, что в приведенном исследовании [3] сходимость результатов МКЭ и МСКТ оценивали лишь по одному параметру (аналогично δ_{rel}), что, по мнению авторов настоящей статьи, является недостаточной характеристикой. В связи с этим в нашей работе был использован комплексный многокомпонентный подход к верификации данных МКЭ — расчет ошибок как внут-

ри каждого среза, так и суммарно по всей модели, а также параметр эллиптичности.

Примечательно, что наибольшая сходимость клинических МСКТ и экспериментальных МКЭ-результатов, рассчитанная через сумму отклонений балок, была получена для выводной зоны протеза — последних двух срезов. Отчасти данный эффект можно объяснить более простой геометрией зоны синотубулярного сочленения. Таким образом, результат моделирования был определен лишь одной компонентой — моделью материала.

Несмотря на то, что исследование выполнено на базе одного клинического случая, разработанная методика и набор исследуемых параметров могут быть использованы для решения задач оценки сходимости моделирования МКЭ и клинических данных.

Заключение. Использование наибольшего уровня детализации, включающего моделирование кальциевых конгломератов и комплексное нелинейное описание элементов системы, дает возможность с сопоставимой с разрешающей способностью томографа точностью произвести моделирование имплантации транскатетерного биопротеза клапана аорты. Это позволяет рекомендовать метод конечных элементов для применения с целью прогнозирования результатов имплантации малоинвазивных устройств.

Финансирование. Исследование проведено в рамках финансирования НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний.

Конфликт интересов. У авторов нет конфликта интересов.

Литература/References

- Mortier P., Holzapfel G.A., De Beule M., Van Loo D., Taeymans Y., Segers P., Verdonck P., Verheghe B. A novel simulation strategy for stent insertion and deployment in curved coronary bifurcations: comparison of three drug-eluting stents. *Ann Biomed Eng* 2010; 38(1): 88–99, <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-009-9836-5>.
- Zajarias A., Cribier A.G. Outcomes and safety of percutaneous aortic valve replacement. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53(20): 1829–1836, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2008.11.059>.
- Russ C., Hopf R., Hirsch S., Sündermann S., Falk V., Székely G., Gessat M. Simulation of transcatheter aortic valve implantation under consideration of leaflet calcification. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2013; 2013: 711–714, <http://dx.doi.org/10.1109/EMBC.2013.6609599>.
- Généreux P., Head S.J., Hahn R., Daneault B., Kodali S., Williams M.R., van Mieghem N.M., Alu M.C., Serruys P.W., Kappetein A.P., Leon M.B. Paravalvular leak after transcatheter aortic valve replacement: the new Achilles' heel? A comprehensive review of the literature. *J Am Coll Cardiol* 2013; 61(11): 1125–1136, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2012.08.1039>.
- Cribier A., Eltchaninoff H., Bash A., Borenstein N., Tron C., Bauer F., Derumeaux G., Anselme F., Laborde F., Leon M.B. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description. *Circulation* 2002; 106(24): 3006–3008, <http://dx.doi.org/10.1161/01.cir.0000047200.36165.b8>.
- Buellesfeld L., Wenaweser P., Gerckens U., Mueller R., Sauren B., Latsios G., Zickmann B., Hellige G., Windecker S., Grube E. Transcatheter aortic valve implantation: predictors of procedural success — the Siegburg–Bern experience. *Eur Heart J* 2010; 31(8): 984–991, <http://dx.doi.org/10.1093/eurheartj/ehp570>.
- Овчаренко Е.А., Клышников К.Ю., Глушкова Т.В., Бурого А.Ю., Журавлева И.Ю. Нелинейная изотропная модель материала корня аорты человека. *Технологии живых систем* 2014; 6: 43–47. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Glushkova T.V., Burago A.U., Zhuravleva I.U. Nonlinear isotropic material model of human aortic root. *Tekhnologii zhivyykh sistem* 2014; 6: 43–47.
- Овчаренко Е.А., Клышников К.Ю., Журавлева И.Ю. Зависимость гидродинамических показателей биопротеза «3f enable» от степени деформации каркаса. *Клиническая физиология кровообращения* 2014; 2: 41–47. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.Y., Zhuravleva I.Y. Effect of the «3f enable» stent deformation on the hydrodynamic parameters. *Klinicheskaya fiziologiya krovoobrashcheniya* 2014; 2: 41–47.
- Auricchio F., Conti M., Morganti S., Reali A. Simulation of transcatheter aortic valve implantation: a patient-specific finite element approach. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2014; 17(12): 1347–1357, <http://dx.doi.org/10.1080/10255842.2012.746676>.
- Schultz C.J., Weustink A., Piazza N., Otten A., Mollet N., Krestin G., van Geuns R.J., de Feyter P., Serruys P.W., de Jaegere P. Geometry and degree of apposition of the CoreValve ReValving system with multislice computed tomography after implantation in patients with aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2009; 54(10): 911–918, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2009.04.075>.
- 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): 183–192, <http://dx.doi.org/10.1007/s11517-012-0864-1>.
- Wang Q., Sirois E., Sun W. Patient-specific modeling of biomechanical interaction in transcatheter aortic valve deployment. *J Biomech* 2012; 45(11): 1965–1971, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.05.008>.
- Halevi R., Hamdan A., Marom G., Mega M., Raanan E., Haj-Ali R. Progressive aortic valve calcification: three-dimensional visualization and biomechanical analysis. *J Biomech* 2015; 48(3): 489–497, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.004>.
- Tzamtzis S., Viquerat J., Yap J., Mullen M.J., Burriesci G. Numerical analysis of the radial force produced by the Medtronic-CoreValve and Edwards-SAPIEN after transcatheter aortic valve implantation (TAVI). *Med Eng Phys* 2013; 35(1): 125–130, <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphys.2012.04.009>.
- Li K., Sun W. Simulated thin pericardial bioprosthetic valve leaflet deformation under static pressure-only loading conditions: implications for percutaneous valves. *Ann Biomed Eng* 2010; 38(8): 2690–2701, <http://dx.doi.org/10.1007/s10439-010-0009-3>.
- Détaint D., Lepage L., Himbert D., Brochet E., Messika-Zeitoun D., Lung B., Vahanian A. Determinants of significant paravalvular regurgitation after transcatheter aortic valve: implantation impact of device and annulus incongruence. *JACC Cardiovasc Interv* 2009; 2(9): 821–827, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcin.2009.07.003>.
- Morganti S., Conti M., Aiello M., Valentini A., Mazzola A., Reali A., Auricchio F. Simulation of transcatheter aortic valve

implantation through patient-specific finite element analysis: two clinical cases. *J Biomech* 2014; 47(11): 2547–2555, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.007>.

18. Hamdan A., Guetta V., Konen E., Goitein O., Segev A., Raanani E., Spiegelstein D., Hay I., Di Segni E., Eldar M., Schwammenthal E. Deformation dynamics and mechanical properties of the aortic annulus by 4-dimensional computed tomography: insights into the functional anatomy of the aortic valve complex and implications for transcatheter aortic valve therapy. *J Am Coll Cardiol* 2012; 59(2): 119–127, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacc.2011.09.045>.

19. Wong D.T., Bertaso A.G., Liew G.Y., Thomson V.S., Cunnington M.S., Richardson J.D., Gooley R., Lockwood S., Meredith I.T., Worthley M.I., Worthley S.G. Relationship of aortic annular eccentricity and paravalvular regurgitation post transcatheter aortic valve implantation with CoreValve. *J Invasive Cardiol* 2013; 25(4): 190–195.

20. Kalejs M., von Segesser L.K. Rapid prototyping of compliant human aortic roots for assessment of valved stents. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 2009; 8(2): 182–186, <http://dx.doi.org/10.1510/icvts.2008.194134>.

21. Baillargeon B., Rebelo N., Fox D.D., Taylor R.L., Kuhl E. The living heart project: a robust and integrative simulator for human heart function. *Eur J Mech A Solids* 2014; 48: 38–47, <http://dx.doi.org/10.1016/j.euromechsol.2014.04.001>.

22. Овчаренко Е.А., Клышников К.Ю., Саврасов Г.В., Нуштаев Д.В., Глушкова Т.В. Выбор оптимальных геометрических параметров ячейки опорного каркаса транскатетерного протеза клапана аорты. Компьютерные исследования и моделирование 2014; 6(6): 943–954. Ovcharenko E.A., Klyshnikov K.U., Savrasov G.V., Nyshtaev D.V., Glushkova T.V. The choosing of optimal cell parameters of transcatheter aortic valve prosthesis. *Komp'yuternye issledovaniya i modelirovaniye* 2014; 6(6): 943–954.