



<https://doi.org/10.29001/2073-8552-2024-39-3-181-187>
УДК 616.1-77:616.13-007.64:004.94

Численная модель опорного каркаса протеза клапана аорты

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

Научно-исследовательский институт комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний (НИИ КПССЗ),
650002, Российская Федерация, Кемерово, бульвар имени академика Л.С. Барбараша, 6

Аннотация

Цель исследования: количественный анализ эффективности трех концептов опорных каркасов протеза клапана сердца с позиции их безопасности при наиболее критических нагрузках, проведенный в условиях численного моделирования.

Материал и методы. В работе использовали три компьютерных концепта стентоподобных опорных каркасов, созданных на основе анализа схожих баллонорасширяемых протезов. Моделирование выполнено в программе Abaqus/CAE, и включало анализ двух ключевых нагрузок, характерных для данного элемента: этапа сжатия и имплантации. В качестве модели материала использовали линейное описание кобальт-хрома, в качестве количественного критерия состоятельности концептов – напряжение по Мизесу и его качественное распределение на поверхности моделей в виде эпюр.

Результаты. Анализ показал, что в двух из трех предложенных моделей возникают напряжения, превышающие предел прочности (933 МПа), – 999,6 и 954,0 МПа на этапе сжатия, достигающие 1022,4 и 1044,7 МПа соответственно на этапе имплантации. Концепт 3 обладал значительно меньшими напряжениями в ходе сжатия, однако в рабочем состоянии показатели приближались к пороговым, достигая 924,2 МПа.

Заключение. Численное моделирование выявило неэффективность концептов 1 и 2 и направления для оптимизации концепта 3 – снижение амплитуд для формирования «запаса прочности» напряжения. Анализ подчеркнул важность численного моделирования в ранней оценке и оптимизации медицинских изделий.

Ключевые слова:	протезирование клапана аорты; численное моделирование; метод конечных элементов; стент; напряжение по Мизесу.
Финансирование:	результаты получены при поддержке Российской Федерации в лице Министерства науки и высшего образования РФ в рамках Соглашения о предоставлении из федерального бюджета грантов в форме субсидий от 30 сентября 2022 г. № 075-15-2022-1202, комплексной научно-технической программы полного инновационного цикла «Разработка и внедрение комплекса технологий в областях разведки и добычи твердых полезных ископаемых, обеспечения промышленной безопасности, биоремедиации, создания новых продуктов глубокой переработки из угольного сырья при последовательном снижении экологической нагрузки на окружающую среду и рисков для жизни населения» (утверждена распоряжением Правительства Российской Федерации от 11 мая 2022 г. № 1144-р).
Для цитирования:	Клышников К.Ю., Овчаренко Е.А., Онищенко П.С., Глушкова Т.В., Акентьева Т.Н., Костюнин А.Е., Резвова М.А., Барбараш О.Л. Численная модель опорного каркаса протеза клапана аорты. <i>Сибирский журнал клинической и экспериментальной медицины</i> . 2024;39(3):181–187 https://doi.org/10.29001/2073-8552-2024-39-3-181-187 .

Акентьева Татьяна Николаевна, e-mail: akentn@kemcardio.ru.

Numerical model of the aortic valve prosthetic frame

Kirill Yu. Klyshnikov, Evgeny A. Ovcharenko, Pavel S. Onishchenko,
Tatyana V. Glushkova, Tatyana N. Akentyeva, Alexander E. Kostyunin,
Maria A. Rezvova, Olga L. Barbarash

Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases,
6, Academician Barbarash boulevard, Kemerovo, 650002, Russian Federation

Abstract

Aim: To perform a quantitative analysis of the effectiveness of three concepts of heart valve prosthesis support frames from the perspective of their safety under the most critical loads, conducted through numerical modeling.

Materials and Methods. The study utilized three computer-generated concepts of stent-like support frames, created based on the analysis of similar balloon-expandable prostheses. The modeling was conducted using Abaqus/CAE software and included the analysis of two key loads characteristic for this element: compression and implantation phases. A linear description of cobalt-chromium was used as the material model. The feasibility of the concepts was quantitatively assessed using von Mises stress and its qualitative distribution on the surface of the models as stress contours.

Results. The analysis revealed that two of the three proposed models experienced stresses exceeding the strength limit (933 MPa) – 999.6 and 954.0 MPa during the compression phase and reaching 1022.4 and 1044.7 MPa, respectively, during the implantation phase. Concept 3 had significantly lower stresses during loading; however, in the working state, the indicators approached the threshold, reaching 924.2 MPa.

Conclusion. Numerical modeling identified the inefficacy of concepts 1 and 2 and directions for optimizing concept 3 – reducing amplitudes to form a “strength reserve” for stress. The analysis emphasized the importance of numerical modeling in the early assessment and optimization of medical devices.

Keywords:	transcatheter aortic valve replacement; numerical modeling; finite element method; stent; von Mises stress.
Funding:	the study was supported by the Russian Federation, specifically the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation, under the Agreement for providing grant funding in the form of subsidies from the federal budget, dated September 30, 2022, No. 075-15-2022-1202. The study is a part of a comprehensive scientific and technological program of the full innovation cycle, entitled “Development and implementation of technologies in the fields of solid mineral exploration and extraction, industrial safety, bioremediation, and the creation of new products through deep coal processing, all with a gradual reduction of environmental impact and risks to the population’s well-being”. This initiative was established by the Russian Government’s decree No. 1144-r on May 11, 2022.
For citation:	Klyshnikov K.Yu., Ovcharenko E.A., Onishchenko P.S., Glushkova T.V., Akentyeva T.N., Kostyunin A.E., Rezvova M.A., Barbarash O.L. Numerical model of the aortic valve prosthetic frame. <i>The Siberian Journal of Clinical and Experimental Medicine</i> . 2024;39(3):181–187. https://doi.org/10.29001/2073-8552-2024-39-3-181-187 .

Введение

Транскатетерное протезирование клапана аорты является одним из ведущих современных методов интервенционной кардиологии, активно применяемым в лечении приобретенных пороков клапанов сердца [1]. Данная технология, отличаясь малой инвазивностью, значительно упрощает процедуру протезирования, уменьшает время пребывания пациента в стационаре и снижает риски, связанные с открытыми кардиохирургическими операциями [2, 3]. За последние годы количество транскатетерных процедур в России значительно увеличилось, особенно это было заметно в период с 2016 по 2021 гг., когда число операций утроилось (от 511 до 1487 в год) [4]. Такой рост обусловлен разработкой новых моделей протезов, совершенствованием и оптимизацией существующих

устройств. Однако до сих пор большинство таких протезов являются импортными, поэтому сохраняющаяся высокая стоимость транскатетерных систем ограничивает их массовое применение. В данном контексте значимой становится задача импортозамещения в сфере медицинских технологий, направленная на создание отечественных аналогов транскатетерных протезов, соответствующих стандартам и нуждам здравоохранения страны [5].

В современном инжиниринге медицинских изделий высокого класса риска, в том числе имплантируемых, численное моделирование является ключевым этапом проектирования. Оно предоставляет возможность провести разносторонний анализ свойств новых моделей, доводя их до фактического прототипирования и производства [6]. Метод конечных элементов (МКЭ) как наиболее распространенный пример компьютерного моделирования, на-

шедший широчайшее применение в различных областях, включая инженерию и медицину, позволяет точно прогнозировать поведение протезов в условиях биологических тканей, учитывать их сложную геометрию, свойства материалов и граничные условия [7–11]. Благодаря этому МКЭ становится неотъемлемым инструментом в разработке и оптимизации медицинских изделий [12–14].

Исходя из указанных предпосылок – необходимости создания новых отечественных моделей транскатетерных протезов и доказанной эффективности МКЭ, настоящее исследование сфокусировано на компьютерном анализе первого, наиболее критичного компонента транскатетерного протеза – опорном каркасе. В работе представлены результаты оценки напряженно-деформированного состояния трех собственных 3Д-концептов данных элементов. Все модели подвергали исследованию влияния основных нагрузок, возникающих в процессе имплантации, для оценки их эффективности и безопасности применения – при придании рабочей формы и кримпировании.

Материал и методы

Объект исследования

Основой исследования стали три трехмерные компьютерные модели стентоподобных опорных каркасов, которые были созданы на основе анализа литературных данных – конструктива схожих баллонорасширяемых протезов клапанов сердца. Все модели представляют собой ряды замкнутых ячеек, которые формируют две условные зоны протеза – область крепления в фиброзном кольце клапана аорты и область поддержания створчатого аппарата протеза. Данные зоны, исходя из описанных задач, различаются конструктивно (рис. 1). Так, выводная зона (верхняя), в которой расположены комиссуральные стойки створчатого аппарата, имеет более продолговатые ячейки с повторяющимися прорезями для крепления биологического материала. В приточной зоне (нижней) ячейки более «плотные», мелкие, за счет чего формируется большая радиальная сила и большая площадь контакта с окружающими биологическими тканями.

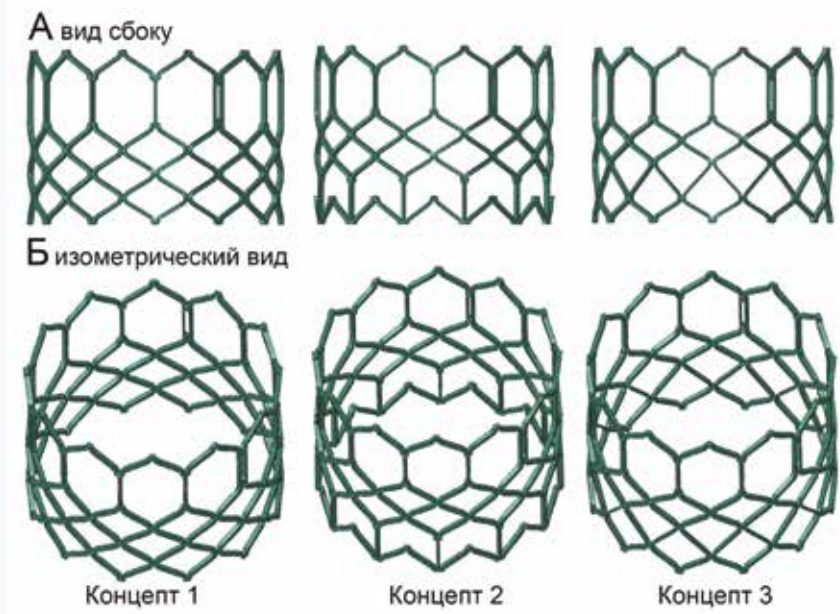


Рис. 1. Трехмерные модели концептов опорных каркасов протеза для исследования в численной постановке. Модели представлены в разных проекциях в итоговом (рабочем состоянии)

Fig. 1. Three-dimensional models of prosthetic support frame concepts for numerical study. The models are presented in different projections in the final (working) state

Для реализации численного исследования на основании всех моделей в среде инженерного анализа Abaqus/CAE (Dassault Systemes, Франция) встроенными средствами строили сетку конечных элементов из 84–94 тыс. элементов типа C3D8 (139–154 тыс. узлов). При этом особый акцент был сделан на достаточную детализацию модели по толщине – все модели имели три слоя конечных элементов, чтобы обеспечить стабильность расчета при больших деформациях (рис. 2). В рамках моделирования исследовали поведение концептов в двух ключевых тестах-нагрузках, которым подвержен опорный каркас протеза:

1. Этап сжатия, т. е. трансформация каркасов от диаметра хранения 26 мм до имплантационного диаметра 6 мм.

2. Имплантация, т. е. придание рабочего диаметра 26 мм от имплантационного 6 мм.

При этом оба данных этапа реализуются последовательно, именно в описанном порядке. Важнейшим аспектом анализа подобных преобразований диаметров протеза является сохранение последовательности трансформации деформированного состояния и передача всего напряжения от первого шага до второго.

В качестве модели материала для описания свойств опорных каркасов использовали линейную модель для

сплава кобальт-хрома, согласно литературным данным ($E = 233$ ГПа, предел прочности 933 МПа) [15]. Учитывая ключевую роль пластической деформации при закреплении рабочего диаметра опорного каркаса, в модель ввели предел пластичности, равный 414 МПа [15]. Таким

образом, материал реализует все элементы своего поведения – эластическую компоненту начального линейного участка нагружения и формирование необратимой (пластической) деформации после превышения напряжением границы в 414 МПа.

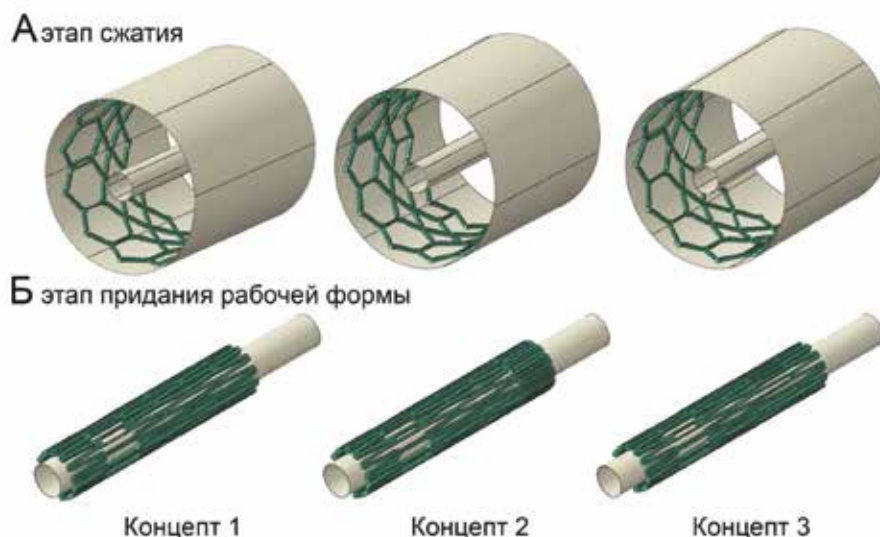


Рис. 2. Постановка численного моделирования для обоих этапов трансформации опорного каркаса: А – визуализация этапа сжатия устройства, Б – этапа придания конечной формы
Fig. 2. Numerical modeling for both stages of transformation of the supporting frame: А – visualization of the crimping of the device, Б – expansion

Исходя из задачи исследования, заключающейся в оценке эффективности и безопасности работы концептов опорных каркасов, в качестве основного количественного показателя для измерения было выбрано напряжение по Мизесу – интегральный критерий прочности, с помощью которого можно определить участки разрушения конструкции и возможность их оптимизации. Пороговым значением для критерия, выше которого происходит повреждение элементов каркаса, является предел прочности, равный для данного материала 933 МПа.

Результаты

Этап сжатия

При исследовании напряженно-деформированного состояния концептов в результате сжатия до предимплантационного диаметра показано, что геометрически все конструкции способны изменить свой диаметр до 6 мм. Однако с позиции напряжения по Мизесу концепты 1 и 2 продемонстрировали критические значения, превышающие порок предела прочности (933 МПа) – 999,6 и 954,0 МПа. Таким образом, стоит ожидать разрушения образцов в некоторых участках (рис. 3, укрупненные виды). При этом концепт 3 обладает значительно меньшими амплитудами напряжения – 865,2 МПа, значения которых меньше пороговых. Соответственно, стоит ожидать, что с позиции прочностного анализа при таком сжатии данный концепт является более перспективным для прикладной задачи. Предположительно, данное отличие обусловлено особенностью центральной зоны каркаса.

Отмечено, что для концептов 1 и 2 максимумы напряжения по Мизесу зафиксированы именно в центральной области (см. рис. 3), наиболее «плотно» заполненной материалом. Ячейки в данной зоне мелкие, в результате сжатия они выраженно деформируются. В концепте 3 существует «удлиненный» ряд, который изменяет свою форму слабее, поэтому и напряжение по Мизесу растет не так значительно.

Придание рабочей формы

Численное моделирование придания рабочей формы в целом продемонстрировало схожие результаты – для концептов 1 и 2 рост напряжения в закритическую область продолжился, достигая 1022,4 и 1044,7 МПа соответственно. Данное поведение вполне ожидаемо, т. к. напряжение, накопленное на первом этапе (сжатие), дополняется новой нагрузкой – расширением стента и повышением амплитуды показателя (рис. 4). Особенно это характерно для областей на стыке ячеек – там, где происходит основной изгиб как при сжатии, так и при расширении конструкции. Данный рост (для максимума) составил 22,8 и 90,7 МПа.

Для концепта 3 подобный эффект также характерен; однако за счет того, что на первом этапе он накопил только 865,2 МПа, дополнительный рост напряжения, составивший 59,0 МПа, не позволил превысить порог прочности даже после этого этапа. Тем не менее итоговая амплитуда достигла 924,2 МПа, чрезвычайно приближаясь к пределу прочности, что свидетельствует о необходимости оптимизации узлов с высокими напряжениями.

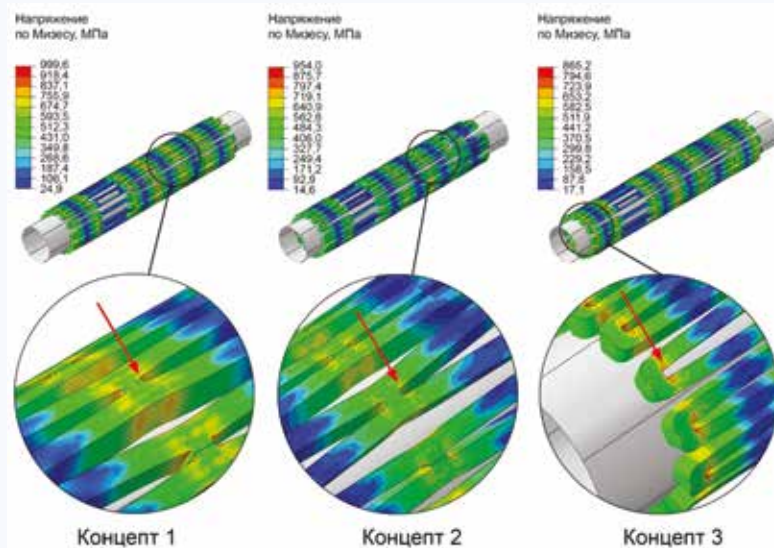


Рис. 3. Эпюры напряжения по Мизесу для трех концептов опорного каркаса с укрупненным видом для этапа сжатия. Стрелками обозначены области с максимальными значениями напряжения
Fig. 3. Von Mises stress plots for three support frame concepts with close-up views for the crimping phase. Arrows indicate areas with maximum voltage values

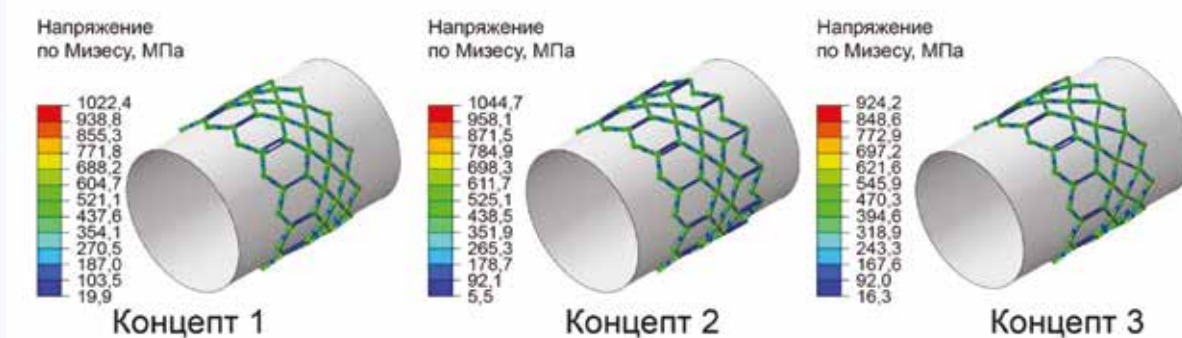


Рис. 4. Эпюры напряжения по Мизесу для концептов опорного каркаса на этапе придания рабочего диаметра
Fig. 4. Mises stress diagrams for support frame concepts at the stage of giving the working diameter (expansion)

Обсуждение

Численное моделирование как инструмент разработки изделий широко зарекомендовал себя в медицинском инжиниринге в качестве эффективного и быстрого способа оценки ранних концептов устройства, выбраковки или оптимизации его геометрии. С ростом вычислительных мощностей становится возможным проводить точные достоверные расчеты сложных эффектов и стадий трансформации состояния компонентов или всего изделия целиком, которые происходят на ключевых этапах его функционирования [6]. При этом подобный анализ обладает ключевым преимуществом, недоступным для натурных методов, – возможностью количественно оценить внутренние силы, возникающие в материале, и сравнить их с пороговыми значениями [7–11]. Прежде всего, речь идет о напряженно-деформированном состоянии и критериях прочности.

Настоящее исследование является наглядным примером такого комплексного количественного анализа с оценкой проблемных узлов, рисков безопасности и определением потенциала оптимизации для ключевого компонента медицинского изделия – каркаса транскатетерного протеза клапана аорты. Благодаря такой оценке уже на ранних этапах разработки возможно отказаться или

существенно модифицировать концепты, чтобы избежать неудачи на этапе натурного прототипирования образцов [16, 17]. По нашим данным, два из трех представленных вариантов опорных каркасов разрушатся в ходе эксплуатации, а, значит, могут быть исключены из дальнейших работ. Представленный численный анализ значительно быстрее выбраковывает концепты, чем традиционный подход «прототип – тестирование – оптимизация»; он позволяет сократить сроки и стоимость разработки, повысить вероятность успешного ее осуществления и внедрения в производство.

Исходя из вышеуказанных преимуществ, ряд коллективов исследователей-разработчиков активно применяют численное моделирование для схожих устройств – баллонорасширяемых TAVR. В схожей работе М. Bianchi и соавт. (2016) описывают анализ напряженно-деформированного состояния транскатетерного протеза Sapien (Edwards Lifesciences, США) [18]. Несмотря на то, что ими были получены более низкие амплитуды напряжения по Мизесу, чем в нашем исследовании (максимум составил 668 МПа), в целом картина распределения и характер поведения наших концептов полностью согласуется с представленной работой. Подобное различие может быть обусловлено собственной моделью материала – нержавеющей сталью [19]. Кроме того, некоторые настройки,

выбранная погрешность точности моделирования – все это может оказывать умеренное влияние на количественные показатели исследования.

Анализируя результаты настоящего исследования, стоит отметить, что концепты 1 и 2 представляются перспективными с позиции прикладной разработки. Напряжение по Мизесу, значительно превышающее порог разрушения, предположительно, не может быть существенно скорректировано за счет оптимизации геометрии. Усилия по снижению данного показателя целесообразно направить на более состоятельный концепт 3, для которого амплитуды максимума напряжения значительно ниже, однако близки к пределу прочности. Выявленные критические области, представленные на эпюрах напряжения, требуют изменения геометрии для создания более безопасного, надежного опорного каркаса. После этого возможен переход к серии прототипов и к натурным испытаниям.

Заключение

Серия численных экспериментов демонстрирует валидность примененного метода – напряженно-деформированное состояние клинических моделей протезов находится в пределах допустимых значений. Их опорные каркасы способны изменять свой диаметр без разрушения и значимых дефектов от 26 до 6 мм и обратно. Показана частичная состоятельность собственного экспериментального концепта баллонорасширяемого опорного каркаса с позиции прочностного анализа. Однако данная модель требует оптимизации геометрии приточной зоны – для уменьшения максимальной амплитуды напряжения по Мизесу ниже предела прочности материала. Продemonстрированная серия численных экспериментов может быть использована в качестве ценного инструмента для исследования и оптимизации стентоподобных конструкций на ранних этапах проектирования, в т. ч. и для выбора перспективных инженерных решений.

Литература / References

1. Salaun E., Pibarot P., Rodés-Cabau J. Transcatheter aortic valve replacement: Procedure and outcomes. *Cardiology Clinics*. 2020;38(1):115–128. DOI: 10.1016/j.ccl.2019.09.007.
2. Ганюков В.И., Тарасов Р.С., Верещачин И.Е., Кочергин Н.А., Стасев А.Н., Нагирняк О.А. и др. Транскатетерная имплантация аортального клапана и открытая хирургия аортального порока: сравнительная оценка результатов. *Евразийский кардиологический журнал*. 2018;(4):4–18. Ganyukov V.I., Tarasov R.S., Vereshchagin I.E., Kochergin N.A., Stasev A.N., Nagirnyak O.A. et al. Transcatheter aortic valve implantation and open aortic surgery: comparative assessment of results. *Eurasian heart journal*. 2018;(4):4–18. (In Russ.). DOI: 10.38109/2225-1685-2018-4-4-18.
3. Malik A.H., Zaid S., Ahmad H., Goldberg J., Dutta T., Undemir C., Cohen M., Aronow W.S., Lansman S.L. A meta-analysis of 1-year outcomes of transcatheter versus surgical aortic valve replacement in low-risk patients with severe aortic stenosis. *J. Geriatr. Cardiol.* 2020;17(1):43–50. DOI: 10.11909/j.issn.1671-5411.2020.01.005.
4. Алекий Б.Г., Григорьян А.М., Стаферов А.В., Карапетян Н.Г. Рентгенэндоваскулярная диагностика и лечение заболеваний сердца и сосудов в Российской Федерации – 2021 год. *Эндоваскулярная хирургия*. 2022;9S:1–254. Alekyan B.G., Grigoryan A.M., Staferov A.V., Karapetyan N.G. X-ray endovascular diagnosis and treatment of heart and vascular diseases in the Russian Federation – 2021. *Russian Journal of Endovascular Surgery*. 2022;9S:1–254. (In Russ.). DOI: 10.24183/2409-4080-2022-9S.
5. Попова И.Н., Сергеева Т.Л. Импортзамещение в современной России: проблемы и перспективы. *Beneficium*. 2022;2(43):73–84. Popova I.N., Sergeeva T.L. Import substitution in modern Russia: problems and prospects. *Beneficium*. 2022;2(43):73–84. (In Russ.). DOI: 10.34680/BENEFICIUM.2022;2(43):73-84.
6. Prendergast P.J., Lally C., Lennon A.B. Finite element modelling of medical devices. *Medical Engineering & Physics*. 2009;31(4):419. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.03.002.
7. Schultz C., Rodriguez-Olivares R., Bosmans J., Lefèvre T., De Santis G., Bruining N. et al. Patient-specific image-based computer simulation for the prediction of valve morphology and calcium displacement after TAVI with the Medtronic CoreValve and the Edwards SAPIEN valve. *EuroIntervention*. 2016;11(9):1044–1052. DOI: 10.4244/EIJV11I9A212.
8. Rocatello G., El Faquir N., De Santis G., Iannaccone F., Bosmans J., De Backer O. et al. Patient-specific computer simulation to elucidate the role of contact pressure in the development of new conduction abnormalities after catheter-based implantation of a self-expanding aortic valve. *Circ. Cardiovasc. Interv.* 2018;11(2):e005344. DOI: 10.1161/CIRCINTERVENTIONS.117.005344.
9. Gunning P.S., Vaughan T.J., McNamara L.M. Simulation of self expanding transcatheter aortic valve in a realistic aortic root: implications of deployment geometry on leaflet deformation. *Ann. Biomed. Eng.* 2014;42(9):1989–2001. DOI: 10.1007/s10439-014-1051-3.
10. Russ C., Hopf R., Hirsch S., Sundermann S., Falk V., Szekely G. et al. Simulation of transcatheter aortic valve implantation under consideration of leaflet calcification. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2013;2013:711–714. DOI: 10.1109/EMBC.2013.6609599.
11. Bailey J., Curzen N., Bressloff N.W. Assessing the impact of including leaflets in the simulation of TAVI deployment into a patient-specific aortic root. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.* 2016;19(7):733–744. DOI: 10.1080/10255842.2015.1058928.
12. Marrey R., Baillargeon B., Dreher M.L., Weaver J.D., Nagaraja S., Rebelo N. et al. Validating fatigue safety factor calculation methods for cardiovascular stents. *J. Biomech. Eng.* 2018;140(6):061001. DOI: 10.1115/1.4039173.
13. 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. DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.04.009.
14. Онищенко П.С., Глушкова Т.В., Костюнин А.Е., Резцова М.А., Барбараш Л.С. Физико-механические характеристики биоматериалов-локустов для задач численного моделирования. *Журнал технической физики*. 2022;9(12):1959–1966. Onishchenko P.S., Glushkova T.V., Kostyunin A.E., Rezvova M.A., Barbarash L.S. Physico-mechanical characteristics of biomaterial flaps for numerical modeling problems. *Zhurnal tekhnicheskoi fiziki*. 2022;9(12):1959–1966. (In Russ.). DOI: 10.21883/JTF.2022.12.53763.174-22.
15. Nappi F., Mazzocchi L., Spadaccio C., Attias D., Timofeva I., Macron L. et al. CoreValve vs. Sapien 3 Transcatheter aortic valve replacement: A finite element analysis study. *Bioengineering*. 2021;8(5):52. DOI: 10.3390/bioengineering8050052.
16. Cicciù M. Bioengineering methods of analysis and medical devices: A current trends and state of the art. *Materials*. 2020;13(3):797. DOI: 10.3390/ma13030797.
17. Driscoll M. The impact of the finite element method on medical device design. *J. Med. Bio. Eng.* 2019;39(2):171–172. DOI: 10.1007/s40846-018-0428-4.
18. Sturla F., Ronzoni M., Vitali M., Dimasi A., Vismara R., Preston-Maher G. et al. Impact of different aortic valve calcification patterns on the outcome of transcatheter aortic valve implantation: A finite element study. *J. Biomech.* 2016;49(12):2520–2530. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.036.
19. 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. DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.04.009.

Информация о вкладе авторов

Клышников К.Ю., Глушкова Т.В., Акентьева Т.Н., Костюнин А.Е., Резвова М.А. – получение и интерпретация данных исследования, написание статьи, корректировка статьи, полная ответственность за содержание.

Овчаренко Е.А. – получение и интерпретация данных исследования, написание статьи, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

Онищенко П.С. – получение и интерпретация данных исследования, написание статьи, полная ответственность за содержание.

Барбараш О.Л. – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Сведения об авторах

Клышников Кирилл Юрьевич, канд. мед. наук, научный сотрудник, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0003-3211-1250>.

E-mail: klyshku@kemcardio.ru.

Овчаренко Евгений Андреевич, канд. техн. наук, заведующий лабораторией, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0001-7477-3979>.

E-mail: ovchea@kemcardio.ru.

Онищенко Павел Сергеевич, младший научный сотрудник, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0003-2404-2873>.

E-mail: onisps@kemcardio.ru.

Глушкова Татьяна Владимировна, канд. биол. наук, старший научный сотрудник, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0003-4890-0393>.

E-mail: glushtv@kemcardio.ru.

Акентьева Татьяна Николаевна, младший научный сотрудник, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0002-0033-9376>.

E-mail: akentn@kemcardio.ru.

Костюнин Александр Евгеньевич, канд. биол. наук, научный сотрудник, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0001-6099-0315>.

E-mail: kostae@kemcardio.ru.

Резвова Мария Александровна, младший научный сотрудник, НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0002-4405-8904>.

e-mail: rezma@kemcardio.ru.

Барбараш Ольга Леонидовна, д-р мед. наук, академик РАН, профессор, директор НИИ КПССЗ, Кемерово, <http://orcid.org/0000-0002-4642-3610>.

E-mail: palina@cardio.kem.ru.

✉ **Акентьева Татьяна Николаевна**, e-mail: akentn@kemcardio.ru.

Поступила 08.02.2024;
рецензия получена 25.03.2024;
принята к публикации 18.04.2024.

Information on author contributions

Klyshnikov K.Yu., Glushkova T.V., Akentyeva T.N., Kostyunin A.E., Rezvova M.A. – data obtaining and interpreting, article writing and editing.

Ovcharenko E.A. – data obtaining and interpreting, article writing and editing, final approval of the article text.

Onishchenko P.S. – data obtaining and interpreting, article writing.

Barbarash O.L. – data interpreting, article editing, final approval of the article text.

All authors gave their final consent to the submission of the manuscript and agreed to be responsible for all aspects of the work, vouching for their accuracy and flawlessness.

Conflict of interest: the authors do not declare a conflict of interest.

Information about the authors

Kirill Yu. Klyshnikov, Cand. Sci. (Med.), Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0003-3211-1250>.

E-mail: klyshku@kemcardio.ru.

Evgeny A. Ovcharenko, Cand. Sci. (Tech.), Head of the Laboratory, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0001-7477-3979>.

E-mail: ovchea@kemcardio.ru.

Pavel S. Onishchenko, Junior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0003-2404-2873>.

E-mail: onisps@kemcardio.ru.

Tatyana V. Glushkova, Cand. Sci. (Biol.), Senior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0003-4890-0393>.

E-mail: glushtv@kemcardio.ru.

Tatyana N. Akentyeva, Junior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0002-0033-9376>.

E-mail: akentn@kemcardio.ru.

Alexander E. Kostyunin, Cand. Sci. (Biol.), Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0001-6099-0315>.

E-mail: kostae@kemcardio.ru.

Maria A. Rezvova, Junior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0002-4405-8904>.

E-mail: rezma@kemcardio.ru.

Olga L. Barbarash, Dr. Sci. (Med.), Professor, Academician of the Russian Academy of Sciences, Director of the Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <http://orcid.org/0000-0002-4642-3610>.

E-mail: palina@cardio.kem.ru.

✉ **Tatyana N. Akentyeva**, e-mail: akentn@kemcardio.ru.

Received 08.02.2024;
review received 25.03.2024;
accepted for publication 18.04.2024.