



<https://doi.org/10.29001/2073-8552-2024-39-1-171-177>
УДК 616.1-77:616.13-007.64:004.94

Численная модель образования аневризмы сосудистого протеза

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

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

Аннотация

Обоснование. Исследование с помощью численного моделирования биомеханики имплантируемых медицинских изделий для сердечно-сосудистой хирургии является ценным инструментом для понимания глубинных механизмов клинических осложнений, возникающих при их применении.

Цель: описание и результаты применения численного метода моделирования аневризматического вздутия стенки сосудистого протеза на основе имитации деградации ее механических свойств.

Материал и методы. Моделирование осуществляли на примере трехмерной компьютерной модели, полученной путем высокоточного томографического сканирования участка сосудистого биопротеза «КемАнгиоПротез» (ЗАО «НеоКор», Россия). На основе полученной 3D-модели путем подключения специализированного скрипта в среде Abaqus/CAE (Dassault systemes, США) имитировали падение модуля упругости (от 100 до 10%) при возникновении запорговых напряжений в материале с накоплением пластической деформации.

Результаты. В ходе приложения 150 условных циклов давления показано, что модель реализует заложенный функционал и вызывает вздутие сосудистой стенки до 0,7 мм в радиальном направлении при значительной деградации механических свойств (на 90% относительно исходного модуля упругости) в результате длительного воздействия давлением. Пластическая деформация составила максимально 0,55%.

Заключение. Исследованный в настоящей работе метод моделирования деградации свойств сосудистой стенки продемонстрировал возможность качественной и количественной оценки областей патологического аневризмообразования численными инструментами. Метод позволяет визуализировать участки вздутия и способен стать ценным инструментом для дополнения существующих подходов к исследованию сосудистых протезов, особенно биологического происхождения.

Ключевые слова:	сосудистый протез, численное моделирование, метод конечных элементов, аневризматическое вздутие.
Конфликт интересов:	авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Финансирование:	данная работа выполнена в рамках фундаментальной темы № 0419-2022-0001 «Молекулярные, клеточные и биомеханические механизмы патогенеза сердечно-сосудистых заболеваний в разработке новых методов лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы на основе персонализированной фармакотерапии, внедрения малоинвазивных медицинских изделий, биоматериалов и тканеинженерных имплантатов».
Для цитирования:	Клышников К.Ю., Овчаренко Е.А., Глушкова Т.В., Онищенко П.С., Резвова М.А., Костюнин А.Е., Акентьева Т.Н., Согоян Н.К., Барбараш Л.С. Численная модель образования аневризмы сосудистого протеза. <i>Сибирский журнал клинической и экспериментальной медицины</i> . 2024;39(1):171–177. https://doi.org/10.29001/2073-8552-2024-39-1-171-177 .

Numerical model of aneurysm formation in vascular grafts

Kirill Yu. Klyshnikov, Evgeny A. Ovcharenko, Tatyana V. Glushkova,
Pavel S. Onishchenko, Maria A. Rezvova, Alexander E. Kostyunin,
Tatyana N. Akentieva, Nerses K. Sogoyan, Leonid S. Barbarash

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

Abstract

Background. Using numerical modeling to study biomechanics of implantable devices for cardiovascular healthcare can help specialists understand underlying mechanisms of clinical complications caused by these devices.

Aim: To describe the results of numerical modeling of aneurysm formation in vascular grafts based on the simulation of degradation of their mechanical properties.

Material and Methods. The simulation was carried out using a three-dimensional computer model obtained by high-resolution computed tomography of the vascular graft “KemAngioProtez” (CJSC “NeoKor”, Russia). Using the 3D model obtained with a specialized script in the Abaqus/CAE environment (Dassault systems, USA), we have simulated the decrease in the elastic modulus (from 100 to 10%) with post-threshold stresses in the material and the accumulation of plastic strain.

Results. Undergoing 150 loading cycles, the vascular wall in the model swelled up to 0.7 mm in the radial direction, and its mechanical properties degraded significantly (by 90% compared to baseline) due to prolonged pressure exposure. The value of maximum plastic deformation was 0.55%.

Conclusion. Numerical modeling of graft mechanical properties degradation can assist in qualitative and quantitative assessment of the areas of aneurysm formation. The method makes it possible to visualize the swelling areas and can be used as a valuable tool to complement the existing approaches to studying vascular grafts, and biografts in particular.

Keywords:	vascular grafts, numerical modeling, finite element method, aneurysmal swelling.
Conflict of interest:	the authors do not declare a conflict of interest.
Funding:	this work was carried out within the framework of the fundamental topic No. 0419-2022-0001 “Molecular, cellular and biomechanical mechanisms of the pathogenesis of cardiovascular diseases in the development of new methods of treatment of cardiovascular diseases based on personalized pharmacotherapy, the implementation of minimally invasive medical devices, biomaterials and tissue-engineered grafts”.
For citation:	Klyshnikov K.Yu., Ovcharenko E.A., Glushkova T.V., Onishchenko P.S., Rezvova M.A., Kostyunin A.E., Akentieva T.N., Sogoyan N.K., Barbarash L.S. Numerical model of aneurysm formation in vascular grafts. <i>The Siberian Journal of Clinical and Experimental Medicine</i> . 2024;39(1):171–177. https://doi.org/10.29001/2073-8552-2024-39-1-171-177 .

Введение

Сосудистые протезы биологического происхождения являются перспективными конструктами для решения проблемы нехватки донорского материала при сосудистых вмешательствах [1, 2]. Такой подход предполагает концепцию минимального иммуновоспалительного ответа на имплант за счет химического маскирования антигенов с сохранением экстрацеллюлярного матрикса из коллагена, эластина и гликозаминогликанов [1]. Предполагается, что такие сосудистые протезы превосходят синтетические сосуды по параметрам гемосовместимости и более физиологичному механическому соответствию между имплантом и областью имплантации [3]. Большинство таких коммерческих протезов на основе ксеногенного материала Artergraft®, ProCol®, и на основе технологии SynerGraft® используют узко специализированно [1]: для гемодиализного доступа или для шунтирующих вмеша-

тельств на периферических сосудах. Такая ограниченная область применения данных изделий обусловлена специфическими недостатками, которые не позволяют им полноценно конкурировать с более технологичными полимерными сосудами на основе ePTFE или Dacron, применяемыми значительно более часто.

Одним из основных клинически наблюдаемых осложнений подобных сосудов является образование аневризм [1], причина которых заключается в деградации механических свойств сосудистой стенки, возникающей в результате агрессивной обработки – децеллюляризации или постепенной деструкции клетками иммунной системы [4]. Сосудистый протез подвергается воздействию системного кровяного давления и воспалительному ответу сразу после имплантации, и аневризмообразование именно в раннем периоде является ключевой причиной неудачи таких протезов в клинике [5].

Углубленное исследование биомеханических причин данного явления и потенциальных путей для снижения риска аневризмообразования может быть основано на моделировании такого процесса. Одной из методик исследования биомеханики тканей сосудов и сосудистых протезов является численное моделирование, активно представленное в современной литературе. Однако основной акцент в данных работах сделан на уже сформированном аневризматическом изменении сосуда и его влиянии на гемодинамику [6], риск разрыва аневризмы [7], тромбоз, выбор стратегии хирургического лечения [8]. Ряд исследователей демонстрируют технические особенности создания трехмерных моделей аневризм на ос-

нове клинических данных [9, 10], настройки для расчетов в различных программных комплексах [11, 12]. Непосредственно моделирование процесса роста аневризмы также представлено в литературе, однако оно носит упрощенный характер за счет линейной геометрии сосуда [13] или недетальной геометрии самого патологического участка (шар) [14] (рис. 1).

В связи с этим настоящее исследование посвящено детальному *in silico* моделированию процесса образования аневризматического расширения на примере сложной трехмерной геометрии с имитацией деградации свойств сосудистой стенки в процессе многоциклового нагружки.

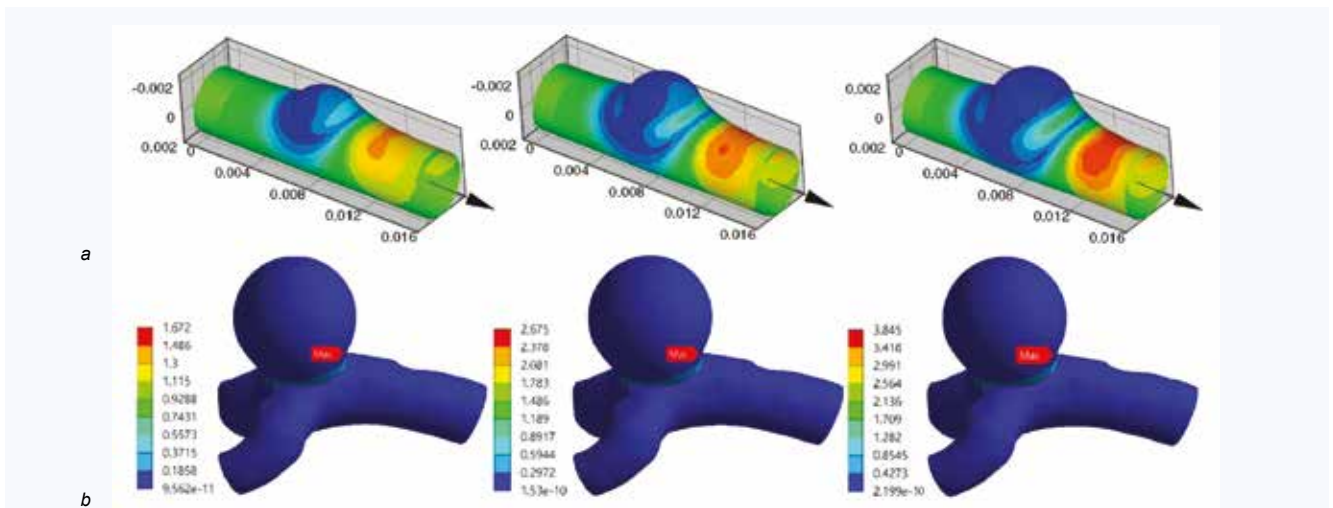


Рис. 1. Примеры численного моделирования процесса аневризмообразования, описанные в литературе: а – на основе цилиндрической модели сосуда [13], б – на основе пациент-специфической модели [14]

Fig. 1. Examples of numerical simulation of the process of aneurysm formation described in the literature: а – based on a cylindrical vessel model [13], б – a patient-specific model [14]

Материал и методы

В качестве объекта исследования, для которого продемонстрировано моделирование аневризмообразования, выбрали сосудистый протез – «КемАнгиоПротез» (ЗАО «НеоКор», Кемерово, Россия), выполненный из внутренней грудной артерии крупного рогатого скота. Диаметр просвета сосуда составил 5 мм. Стабилизирован материал диглицидиловым эфиром этиленгликоля (ЗАО «НеоКор», Кемерово, Россия). Основная область применения данного изделия – постоянное замещение сегментов сосудистого русла человека, прежде всего периферических артерий. В настоящем исследовании выбран участок сосудистого протеза, который имеет значительную вариативность толщины стенки и является вследствие этого выбракованным. Данный участок выбран для наиболее наглядной демонстрации примененной методики.

Для проведения численного эксперимента получали точную трехмерную модель исследуемого сосуда методом компьютерной микротомографии на экспериментальной установке «Орел-МТ», (Россия). Характеристики: напряжение – 80 кВ, ток – 48 мкА, время экспозиции кадра – 0,667 с, число кадров в проекции – 3 шт., число проекций – 1200 шт., угловой шаг – 0,3 град., размер вокселя – 25,4 мкм. Представленные томографические сре-

зы импортировали в среду Mimics (Materialize, Бельгия), реконструируя объемную трехмерную фасетную модель (рис. 2а). Таким образом, была получена stl-сетка из гексаэдрических элементов, пригодных для исследования методом конечных элементов (рис. 2б), итоговое количество 538 тыс. шт.

Для получения механических свойств сосудистой стенки, которые должны быть применены при численном моделировании образования аневризмы, проводили *in vitro* испытание в условиях модифицированного теста одноосного растяжения. Этап предполагал исследование образцов длиной 60 мм ($n = 5$) сосудистых протезов на универсальной испытательной машине Z50 (Zwick/Roell, Германия). Все образцы растягивали продольно со скоростью 20 мм/мин до разрыва, регистрируя пары «сила растяжения – деформация».

Моделирование процесса аневризмообразования осуществляли в среде Abaqus/CAE (Dassault Systemes, США), имитируя многократное циклическое воздействие давления (150 условных циклов), характерного для периферических артерий человека (рис. 2в) [15], на внутреннюю поверхность трехмерных микротомографических моделей (рис. 2г). В расчетах использовали линейный материал, представленный модулем упругости и кривой пластической деформации, соответствующий результатам натурных исследований механических свойств.

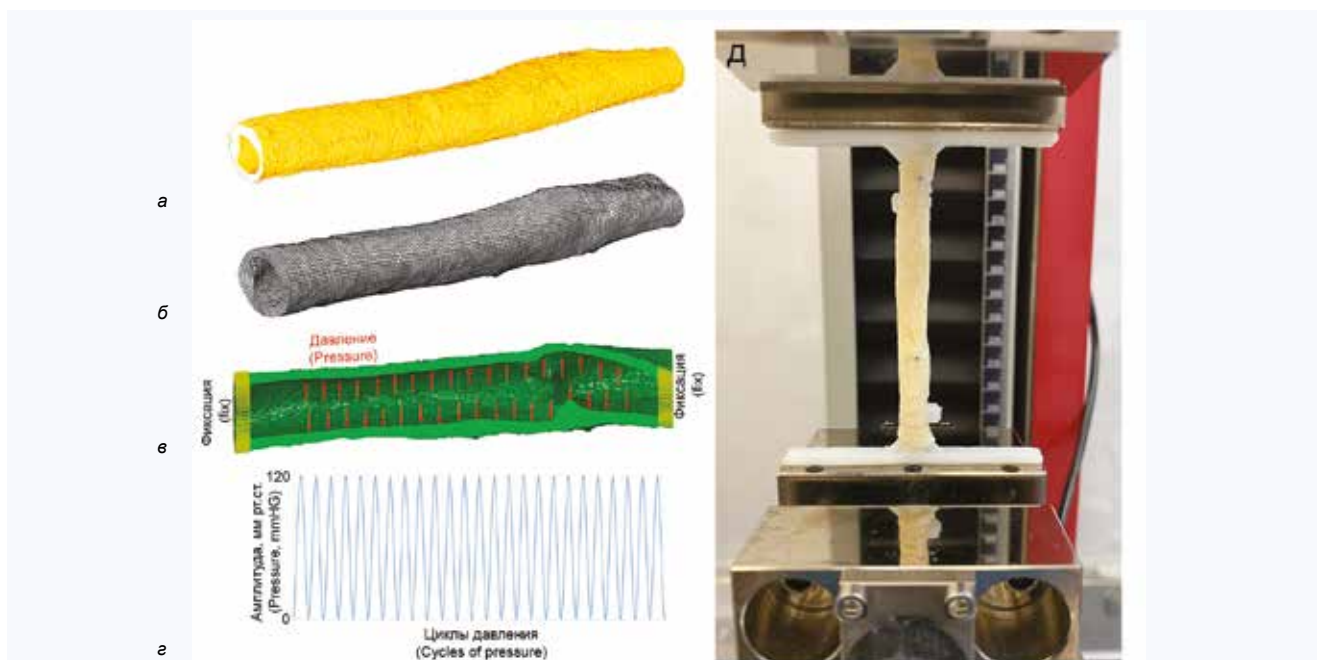


Рис. 2. Визуализация компьютерной микротомографии сканированных сосудистых протезов и реконструированная на их основе сетка конечных элементов: а – протез в полном спектре рентгенологической плотности, б – визуализации сетки конечных элементов в среде Abaqus/CAE, в – визуализация приложения давления и участков ограничения от передвижения (граничные условия), г – пример приложения знакопеременной амплитуды давления на внутреннюю поверхность протеза, д – визуализация продольного растяжения сосудистого протеза в универсальной испытательной машине (представлен момент, близкий к разрыву образца)

Fig. 2. Visualization of computed microtomography of scanned vascular prostheses and the finite element mesh reconstructed on their basis: а – prosthesis in the full range of radiological density, б – visualization of the finite element mesh in the Abaqus/CAE environment, в – visualization of the application of pressure and areas of restriction from movement (boundary conditions), г – an example of the application of a sign-variable amplitude of pressure on the inner surface of the prosthesis, д – visualization of longitudinal stretching of a vascular prosthesis in a universal testing machine (the moment close to sample rupture is presented)

Модуль упругости для биологической части составил 1 МПа, предел пластичности равен 0,6 мм/мм по деформации.

Для задачи воспроизведения процесса аневризмообразования в линейную модель материала биологической части была включена функция деградации модуля упругости в зависимости от уровня возникающей деформации в стенке сосуда при воздействии давлений. Пороговым значением для включения такой деградации стал условный предел пластичности (0,6 мм/мм), при котором кривая «сила растяжения – деформация» материала теряет свою линейность. Данную функцию реализовывали за счет включения такого поведения в сабрутину USDFLD Abaqus/CAE. Настройки моделирования деградации были подобраны таким образом, чтобы постепенно реализоваться при приложении не более 150 циклов нагрузки циклическим давлением от 0 до 120 мм рт. ст. (рис. 2г). В ходе моделирования оценивали диаметр, радиальное перемещение (U1), амплитуду пластической деформации (PE), а также степень деградации модуля упругости сосудистой стенки, в разгруженном состоянии наиболее измененной области протеза.

При описании количественных результатов исследования использовали медиану (М), 25-й и 75-й проценти́ли, максимум и минимум.

Результаты

Исследование механических свойств сосудистого протеза показало высокую вариативность в повторях, что видно и по кривым «сила растяжения – деформация» (рис. 3). Продемонстрирована «классическая» нелинейная J-образная кривая механических характеристик

биоматериала [16], которая обусловлена гетерогенной структурой сосудистой стенки, представленной извитыми молекулами коллагена и эластина.

Для определения модуля упругости биологического сосудистого протеза, который должен быть применен как исходный при моделировании, был выделен начальный участок кривой – в диапазоне малых, околофизиологических нагрузок, до 1% деформации, рассчитан модуль упругости для использования в рамках линейной модели с деградацией свойств. Начальным модулем упругости принимали 1 МПа.

Численное моделирование процесса аневризмообразования ожидаемо продемонстрировало, что с ростом номера цикла нагрузки происходит постепенное накопление пластической деформации и плавное снижение модуля упругости, т. е. реализуется заложенная модель деградации (с помощью сабрутины USDFLD). При этом такие изменения в модели происходили неравномерно – в зависимости от толщины стенки сосудистого протеза. Наибольшие изменения свойств наблюдали для участка малой толщины – к 150 циклу нагрузки остаточный модуль упругости для такой области составил 10% от исходного (т. е. 0,1 МПа при начальном 1 МПа). При этом наблюдали значительное выпячивание сосудистой стенки в данном месте по типу аневризматического (рис. 4) – в радиальном направлении до 0,7 мм. Такая амплитуда не характерна для других областей: после снятия нагрузки остаточное радиальное перемещение составило до 0,43 мм. Пластическая деформация (показатель max. principal PE) составила максимально 0,55%. Эпюры деформации наглядно демонстрируют данные особенности (рис. 5).

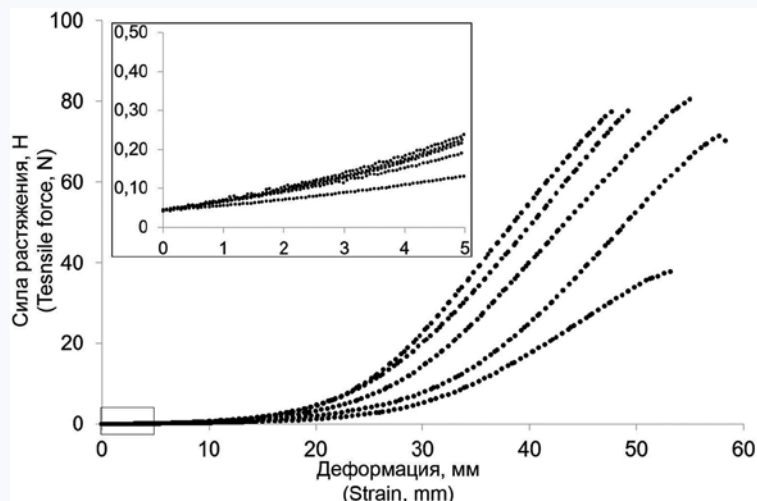


Рис. 3. Графики «сила растяжения – деформация» исследования механических свойств сосудистого протеза в условиях одноосного растяжения. Дополнительно визуализирован начальный участок кривой, ставший основой для выбора модуля упругости при моделировании

Fig. 3. Graphs of “stretching force – deformation” of the study of mechanical properties of vascular prosthesis under uniaxial tension. In addition, the initial section of the curve is visualized, which became the basis for choosing the elastic modulus in modeling



Рис. 4. Эпюры численного моделирования, визуализирующие степень деградации модуля упругости материала сосуда, в результате воздействия циклической нагрузки (условных 150 циклов приложения давления): начальное и итоговое состояние после моделирования

Fig. 4. Diagrams of numerical simulation visualizing the degree of degradation of the elastic modulus of the vessel as a result of cyclic loading (conditional 150 cycles of pressure application): initial and final state after simulation

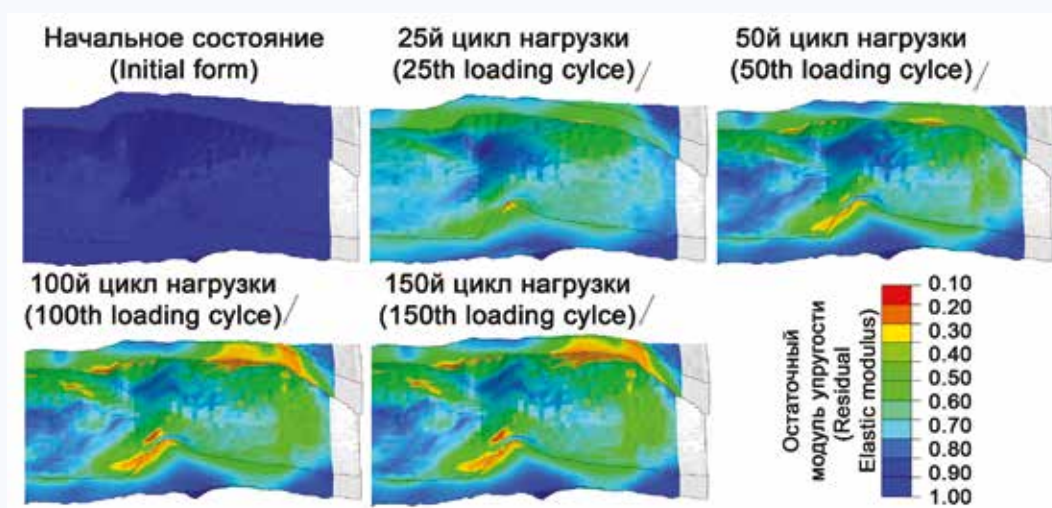


Рис. 5. Реализация механизма аневризмообразования в численном эксперименте: пример эволюции выпячивания стенки одного из концов сосудистого протеза при росте числа циклов нагрузки, изображения представлены в продольном срезе. Стрелками акцентировано внимание оставшихся выпяченными участках сосудистой стенки после снятия давления

Fig. 5. Implementation of the mechanism of aneurysm formation in a numerical experiment: an example of the evolution of the wall protrusion of one of the ends of the vessel with an increase in the number of load cycles, the images are presented in a longitudinal section. The arrows focus on the remaining protruding areas of the vascular wall after pressure relief

Обсуждение

Исследование механических свойств сосудистых протезов подтверждает высокую вариативность кривых «сила растяжения – деформация», обусловленную природой протеза, – биологические материалы обладают ожидаемо большей неоднородностью геометрических и структурных характеристик [17], которые в итоге проявляются в различных механических откликах. Однако область малых деформаций, анализ которой и стал основой для выбора модели материала при расчетах, продемонстрировала условную однородность, благодаря чему удалось определить начальное значение модуля упругости, равное 1 МПа. Данные результаты сходятся с собственными исследованиями, проведенными ранее [18], описывающими механические свойства сосудистых протезов биологического происхождения.

Численный анализ особенностей образования аневризматических изменений в стенке сосудистого протеза позволил оценить концепцию представленного метода моделирования. Наглядно показано, что при описанной постановке некоторые участки протеза подверглись значительным изменениям свойств материала (модуля упругости) и его геометрии в виде аневризмоподобного выбухания. Такое моделирование реализует две основные особенности биомеханики сосудистого протеза: как только напряжение превышало пороговое значение предела пластичности (0,6 мм/мм), возникала пластическая необратимая деформация, и одновременно снижался модуль упругости.

Для областей, в которых пороговое значение напряжения не было превышено, таких эффектов не возникало – вся деформация была обратима, модуль упругости не падал. Вследствие такого описания модуль упругости в модели принимал значение от 100 до 10% относительно исходного, индивидуально для области сосудистого протеза (точнее, для каждого конечного элемента). При этом для «дефектных» областей каждый последующий

цикл давления вызывал еще большую деградацию модуля упругости и еще большее накопление пластической деформации, что приводило к постепенному выпячиванию сосудистой стенки. Безусловно, выбранная в настоящей численной постановке модель деградации биопротеза упрощена по сравнению с некоторыми литературными моделями [19, 20]. Однако она наглядно и эффективно позволяет исследовать изменения в стенке сосуда при придании знакопеременной нагрузки малоамплитудным физиологическим, но длительным давлением.

Ограничения исследования

Важно отметить, что любые новые численные методы должны иметь верификацию в серии *in vitro* или для медицинских изделий – в экспериментах *in vivo*. Однако, учитывая длительность и малую предсказуемость процесса аневризмообразования, настоящая методика не содержит такой верификации, и результаты, получаемые с ее помощью, должны быть интерпретированы с осторожностью. Тем не менее мы предполагаем, что представленный подход к численному моделированию деградации механических свойств сосудистого протеза станет основой для первичной, предварительной оценки безопасности подобных изделий с обязательной последующей натурной валидацией в рамках конкретной задачи отдельных коллективов исследователей.

Заключение

Проведенное исследование демонстрирует метод моделирования аневризматических выпячиваний сосудистой стенки, в основе которого лежит деградация модуля упругости и накопление пластической деформации в некоторых областях протеза. При этом такой метод способен относительно быстро вызывать возникновение патологических участков, благодаря чему возможно получать результат в разумное время.

Литература / References

- Lin C.-H., Hsia K., Ma H., Lee H., Lu J.-H. In vivo performance of decellularized vascular grafts: a review article. *Int. J. Mol. Sci.* 2018;19(7):2101. DOI: 10.3390/ijms19072101.
- Wertheimer S., Sharabi M., Shelah O., Lesman A., Haj-Ali R. Bio-composites reinforced with unique coral collagen fibers: Towards biomimetic-based small diameter vascular grafts. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2021;119:104526. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.104526.
- Wilasrusmee C., Siribumrungwong B., Horsirimanont S., Poprom N., Jirasiritham J., Thakkinthian A. Clinical results of biologic prosthesis: A systematic review and meta-analysis of comparative studies. *Ann. Med. Surg.* 2017;15:26–33. DOI: 10.1016/j.amsu.2017.01.018.
- Keane T.J., Londono R., Turner N.J., Badylak S.F. Consequences of ineffective decellularization of biologic scaffolds on the host response. *Biomaterials.* 2011;33(6):1771–1781. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2011.10.054.
- Pashneh-Tala S., MacNeil S., Claeysens F. The tissue-engineered vascular graft – past, present, and future. *Tissue Eng. Part B. Rev.* 2016;22(1):68–100. DOI: 10.1089/ten.teb.2015.0100.
- Reza M.M.S., Arzani A. A critical comparison of different residence time measures in aneurysms. *J. Biomech.* 2019;88:122–129. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.03.028.
- Meng H., Tutino V.M., Xiang J., Siddiqui A. High WSS or Low WSS? Complex interactions of hemodynamics with intracranial aneurysm initiation, growth, and rupture: toward a unifying hypothesis. *Am. J. Neuroradiol.* 2014;35(7):1254–1262. DOI: 10.3174/ajnr.A3558.
- Li D., Ma J., Wei C., Zhao J., Yuan D., Zheng T. Hemodynamic analysis to assist treatment strategies in complex visceral arterial pathologies: Case reports and discussion from pancreaticoduodenal artery aneurysm with superior mesenteric artery occlusion. *Ann. Vasc. Surg.* 2019;59:308.e1–308.e8. DOI: 10.1016/j.avsg.2019.02.049.
- Numata S., Itatani K., Kanda K., Doi K., Yamazaki S., Morimoto K. et al. Blood flow analysis of the aortic arch using computational fluid dynamics. *Eur. J. Cardio-Thoracic Surg.* 2016;49(6):1578–1585. DOI: 10.1093/ejcts/ezv459.
- Roache P.J. Quantification of uncertainty in computational fluid dynamics. *Annu. Rev. Fluid. Mech.* 1997;29(1):123–160. DOI: 10.1146/annurev.fluid.29.1.123.
- Saqr K.M., Rashad S., Tupin S., Niizuma K., Hassan T., Tominaga T. et al. What does computational fluid dynamics tell us about intracranial aneurysms? A meta-analysis and critical review. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 2020;40(5):1021–1039. DOI: 10.1177/0271678X19854640.
- Sailer A.M.H., Wagemans B.A.J.M., Nelemans P.J., de Graaf R., van Zwam W.H. Diagnosing intracranial aneurysms with MR angiography. *Stroke.* 2014;45(1):119–126. DOI: 10.1161/STROKEAHA.113.003133.
- Watton P.N., Selimovic A., Raberger N.B., Huang P., Holzapfel G.A., Ventikos Y. Modelling evolution and the evolving mechanical environment of saccular cerebral aneurysms. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 2011;10(1):109–132. DOI: 10.1007/s10237-010-0221-y.
- Yadav P.N., Singh G., Gupta S., Chanda A. Biomechanical modeling of cerebral aneurysm progression to estimate rupture risk. *Biomechanics.* 2023;3(1):13–28. DOI: 10.3390/biomechanics3010002.
- Cardamone L., Valentin A., Eberth J.F., Humphrey J.D. Modelling carotid artery adaptations to dynamic alterations in pressure and flow over the cardiac cycle. *Math. Med. Biol.* 2010;27(4):343–371. DOI: 10.1093/imammb/dqq001.
- Takano Y., Koibuchi H. J-shaped stress-strain diagram of collagen fibers: Frame tension of triangulated surfaces with fixed boundaries. *Phys. Rev. E.* 2017;95(4):042411. DOI: 10.1103/PhysRevE.95.042411.

17. Dolgov V.Y., Klyshnikov K.Y., Ovcharenko E.A., Glushkova T.V., Batratin A.V., Agienko A.S. et al. Finite element analysis-based approach for prediction of aneurysm-prone arterial segments. *J. Med. Biol. Eng.* 2019;39(1):102–108. DOI: 10.1007/s40846-018-0422-x.
18. Клышников К.Ю., Реззова М.А., Овчаренко Е.А., Глушкова Т.В., Батрагин А.В., Нуштаев Д.В. и др. Экспериментальное исследование армирующей конструкции протеза кровеносного сосуда на основе внутренней грудной артерии крупного рогатого скота. *Биофизика*. 2021;66(4):811–822.
19. Volokh K. Modeling aneurysm growth and failure. *Procedia IUTAM*. 2015;12:204–210. DOI: 10.1016/j.piutam.2014.12.022.
20. Selimovic A., Ventikos Y., Watton P.N. Modelling the evolution of cerebral aneurysms: Biomechanics, mechanobiology and multiscale modelling. *Procedia IUTAM*. 2014;10:396–409. DOI: 10.1016/j.piutam.2014.01.034.

Информация о вкладе авторов

Клышников К.Ю. – воплощение представленного метода моделирования, написание текста.
Овчаренко Е.А. – разработка дизайна исследования, написание текста.
Глушкова Т.В. – исследование механических свойств протезов.
Онищенко П.С. – исследование механических свойств протезов, описание результатов.
Реззова М.А. – анализ результатов работы, количественная оценка моделирования.
Костюнин А.Е. – определение дизайна исследования, взаимодействия со структурными подразделениями.
Акентьева Т.Н. – литературный обзор, анализ современного состояния проблемы аневризмообразования (фундаментальная часть).
Согоян Н.К. – литературный обзор, анализ современного состояния проблемы аневризмообразования (клиническая часть).
Барбараш Л.С. – курирование тематики исследования медицинских изделий для сердечно-сосудистой хирургии.

Сведения об авторах

Клышников Кирилл Юрьевич, канд. мед. наук, научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0003-3211-1250>.
E-mail: klyshku@kemcardio.ru.

Овчаренко Евгений Андреевич, канд. техн. наук, заведующий лабораторией, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0001-7477-3979>.
E-mail: ovchea@kemcardio.ru.

Глушкова Татьяна Владимировна, канд. биол. наук, старший научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0003-4890-0393>.
E-mail: glushtv@kemcardio.ru.

Онищенко Павел Сергеевич, младший научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0003-2404-2873>.
E-mail: onisps@kemcardio.ru.

Реззова Мария Александровна, младший научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0002-4405-8904>.
E-mail: rezma@kemcardio.ru.

Костюнин Александр Евгеньевич, канд. биол. наук, научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0001-6099-0315>.
E-mail: kostae@kemcardio.ru.

Акентьева Татьяна Николаевна, младший научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0002-0033-9376>.
E-mail: akentn@kemcardio.ru.

Согоян Нерсес Корюнович, сердечно-сосудистый хирург, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0002-7116-8754>.
E-mail: nerssogoyan@gmail.com.

Барбараш Леонид Семенович, д-р мед. наук, профессор, академик РАН, главный научный сотрудник, НИИ комплексных проблем сердечно-сосудистых заболеваний, Кемерово, <https://orcid.org/0000-0001-6981-9661>.
E-mail: director@kemcardio.ru.

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

Information on author contributions

Klyshnikov K.Yu. – implementation of the presented modeling method, writing the text.
Ovcharenko E.A. – research design development, text writing.
Glushkova T.V. – study of the mechanical properties of prostheses.
Onishchenko P.S. – study of the mechanical properties of prostheses, results description.
Rezova M.A. – result analysis, quantitative evaluation of the simulation.
Kostyunin A.E. – research design determination, interaction with structural divisions.
Akentieva T.N. – literature review, analysis of the current state of the problem of aneurysm formation (fundamental part).
Sogoyan N.K. – literature review, analysis of the current state of the problem of aneurysm formation (clinical part).
Barbarash L.S. – supervising research topics for medical devices for cardiovascular surgery.

Information about the authors

Kirill Yu. Klyshnikov, Cand. Sci. (Med.), Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <https://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, <https://orcid.org/0000-0001-7477-3979>.
E-mail: ovchea@kemcardio.ru.

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

Pavel S. Onishchenko, Junior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <https://orcid.org/0000-0003-2404-2873>.
E-mail: onisps@kemcardio.ru.

Maria A. Rezvova, Junior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <https://orcid.org/0000-0002-4405-8904>.
E-mail: rezma@kemcardio.ru.

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

Tatyana N. Akentieva, Junior Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <https://orcid.org/0000-0002-0033-9376>.
E-mail: akentn@kemcardio.ru.

Nerses K. Sogoyan, Cardiovascular Surgeon, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <https://orcid.org/0000-0002-7116-8754>.
E-mail: nerssogoyan@gmail.com.

Leonid S. Barbarash, Dr. Sci. (Med.), Professor, Academician of the RAS, Chief Research Scientist, Research Institute for Complex Issues of Cardiovascular Diseases, Kemerovo, <https://orcid.org/0000-0001-6981-9661>.
E-mail: director@kemcardio.ru.

Tatyana N. Akentieva, e-mail: akentn@kemcardio.ru.

Поступила 03.08.2023

Received August 3, 2023