

УДК: 531/534: [57+61]

Моделирование механического поведения коронарных сосудов и ангиопластических баллонов

О. В. Антонова^{1,2,a}, Э. Рововой², С. Д. Иванов¹, Н. А. Кабин¹,
И. Д. Гесин¹, А. В. Козаев^{3,4}

¹Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,
Россия, 195251, г. Санкт-Петербург, ул. Политехническая, д. 29

²Институт проблем машиноведения РАН,
Россия, 199178, г. Санкт-Петербург, Большой пр. ВО, д. 61

³СЗГМУ им. И. И. Мечникова,
Россия, 191015, г. Санкт-Петербург, ул. Кирочная, д. 41

⁴Санкт-Петербургская клиническая больница РАН,
Россия, 194017, г. Санкт-Петербург, пр. Тореза, д. 72

E-mail: ^a antonova_ov@spbstu.ru

Получено 09.04.2026, после доработки — 15.04.2026.

Принято к публикации 26.05.2026.

Целью данной работы является оценка механического поведения коронарных сосудов и ангиопластических баллонов при проведении процедуры ангиопластики на основании данных внутрисосудистого ультразвукового исследования и ангиографии, полученных для каждого пациента индивидуально. Для лечения атеросклероза, представляющего собой серьезное хроническое воспалительное заболевание артерий с образованием атеросклеротических бляшек и вызывающего сужение сосудов и ухудшение кровоснабжения тканей и органов, в современной медицинской практике применяют малоинвазивную эндоваскулярную процедуру — баллонную ангиопластику, ключевым аспектом моделирования которой является понимание поведения артерий пациентов и баллонов, которые используют для ее проведения. На основании данных внутрисосудистого ультразвукового исследования и ангиографии была разработана биомеханическая модель артерии, пораженной атеросклерозом. Построена конечно-элементная модель участка артерии, учитывающая ее нелинейное гиперупругое поведение. Для моделирования поведения ангиопластического баллона была разработана математическая модель баллона, проведена валидация с экспериментальными данными. Проведена оценка напряженно-деформированного состояния коронарной артерии конкретного пациента и ангиопластического баллона. На основании разработанных математических моделей отдельных объектов в дальнейшем будет построена полномасштабная математическая модель процесса ангиопластики, включающая три рассмотренных выше объекта: персонифицированную за счет использования данных реального пациента модель артерии; построенную на основе персонифицированной модели конечно-элементную модель артерии, учитывающую ее нелинейное поведение и конечно-элементную модель ангиопластического баллона, а также их взаимосвязь. Разработанные математические модели и полученные на их основе результаты в дальнейшем позволят получить зависимости ключевых параметров ангиопластики, которые могут быть использованы для усовершенствования методики ангиопластики на основе данных внутрисосудистой визуализации, а применение методов математического моделирования позволит снизить число клинических испытаний в данной области.

Ключевые слова: ангиопластика, баллон, атеросклероз, артерия, математическое моделирование, внутрисосудистая визуализация

Работа выполнена при финансовой поддержке в рамках государственного задания Института проблем машиноведения РАН, проект 124041500009-8.

© 2026 Ольга Владимировна Антонова, Эдуард Рововой, Станислав Дмитриевич Иванов, Николай Алексеевич Кабин, Иона Данилович Гесин, Андрей Викентиевич Козаев

Статья доступна по лицензии Creative Commons Attribution-NoDerivs 3.0 Unported License.
Чтобы получить текст лицензии, посетите веб-сайт <http://creativecommons.org/licenses/by-nd/3.0/>
или отправьте письмо в Creative Commons, PO Box 1866, Mountain View, CA 94042, USA.

UDC: 531/534: [57+61]

Coronary arteries and angioplasty balloon mechanical behavior modeling

O. V. Antonova^{1,2,a}, E. Rovovoy², S. D. Ivanov¹, N. A. Kabin¹, I. D. Gesin¹,
A. V. Kozaev^{3,4}

¹Peter the Great St. Petersburg Polytechnic University,
29 Politekhnikeskaya st., St. Petersburg, 195251, Russia

²Institute for Problems in Mechanical Engineering of the Russian Academy of Sciences (IPME RAS),
61 Bolshoy ave. (Vasilievsky Island), St. Petersburg, 199178, Russia

³Mechnikov North-Western State Medical University,
41 Kirochnaya st., St. Petersburg, 191015, Russia

⁴St. Petersburg Clinical Hospital of the Russian Academy of Sciences,
72 Toreza ave., St. Petersburg, 194017, Russia

E-mail: ^a antonova_ov@spbstu.ru

Received 09.04.2026, after completion – 15.04.2026.

Accepted for publication 26.05.2026.

The aim of this work is to assess the mechanical behavior of coronary vessels and angioplasty balloons during the angioplasty procedure, based on intravascular ultrasound (IVUS) and angiography data obtained for each patient individually. To treat atherosclerosis, a serious chronic inflammatory disease of the arteries characterized by the formation of atherosclerotic plaques, which causes vessel narrowing and impairs blood supply to tissues and organs, modern medical practice employs a minimally invasive endovascular procedure known as balloon angioplasty. Key aspects of modeling this procedure include understanding the behavior of patients' arteries and the balloons used during the intervention. Based on intravascular ultrasound and angiography data, a biomechanical model of an artery affected by atherosclerosis is developed. A finite element model of the arterial segment is constructed, accounting for its nonlinear hyperelastic behavior. To simulate the behavior of the angioplasty balloon, a mathematical model of the balloon is developed and validated against experimental data. An assessment of the stress-strain state of a specific patient's coronary artery and angioplasty balloon is performed. For a full-scale simulation of the angioplasty process, a mathematical model is developed that incorporates all three objects considered above: personalization of the artery model through the use of real patient data; a finite element model of the artery built based on the personalized model, accounting for its nonlinear behavior; a finite element model of the angioplasty balloon. The developed mathematical models and the results obtained from them will further allow us to derive dependencies of key angioplasty parameters. These dependencies can be used to improve angioplasty techniques based on intravascular imaging data. Furthermore, the application of mathematical modeling methods will help reduce the number of clinical trials in this field.

Keywords: angioplasty, balloon, atherosclerosis, artery, mathematical modeling, intravascular imaging

Citation: *Computer Research and Modeling*, 2026, vol. 18, no. 3, pp. 589–605 (Russian).

This work was financially supported within the framework of the state assignment of the Institute for Problems in Mechanical Engineering of the Russian Academy of Sciences, Project No. 124041500009-8.

1. Введение

Атеросклероз — хроническое воспалительное заболевание крупных и средних артерий, при котором на их стенках происходит отложение и последующее окисление холестерина, липопротеина и других клеток с образованием атеросклеротических бляшек [Libby, 2002; Libby, 2003; Hansson, 2005; Minelli et al., 2020]. Достигая определенных размеров, атеросклеротические бляшки вызывают сужение сосудов и ухудшение кровоснабжения тканей и органов, что со временем может привести к инсульту и инфаркту. По данным Всемирной организации здравоохранения, именно эти заболевания и занимают первые места в списке причин смертности населения [WHO, 2025].

Для лечения атеросклероза в современной медицинской практике применяют малоинвазивную эндоваскулярную процедуру — баллонную ангиопластику, часто совмещенную с установкой коронарного стента (стентированием) и направленную на восстановление кровотока в пораженных атеросклерозом артериях [Byrne et al., 2014; Patil, Nanjappa, 2017].

Метод баллонной ангиопластики был предложен в 1964 году [Dotter, Judkins, 1964]. Первая процедура баллонной ангиопластики была выполнена в 1977 году [Grüntzig, 1978], а первый коронарный стент был установлен в 1986 году [Puel et al., 1987]. За более чем шестьдесят лет развития технологий ангиопластики и стентирования, из экспериментальных данные процедуры превратились в процедуры первой линии при лечении атеросклероза. Вместе с этим возникла необходимость оптимизации характеристик и усовершенствования регламентов проведения данной процедуры. С развитием программных средств и технического оборудования стало возможным заменить часть клинических испытаний на виртуальные эксперименты с последующей валидацией на ограниченном числе клинических данных. За это время и сами подходы к построению и уровню детализации математических моделей баллонов для ангиопластики претерпевали существенные изменения.

Согласно [Bukala et al., 2017] в период 2000–2008 гг. в явном виде баллоны не учитывались, а при моделировании делался ряд допущений: жесткостью баллона, по сравнению с жесткостью стента, пренебрегали; давление прикладывали непосредственно на сам стент либо раскрытие стента обеспечивали за счет задания перемещений. Учет баллона появляется в работах начиная с 2005 г. В период с 2005 по 2009 г. рассматриваются в основном баллоны простой цилиндрической формы. Начиная с 2008 года ряд исследований уже содержит сложенные баллоны, позволяющие учесть нелинейное поведение при раскрытии.

В зависимости от их податливости в радиальном направлении баллоны для ангиопластики подразделяют на несколько типов. В нашем исследовании будут рассматриваться баллоны, которые при достижении давления разрыва могут расширяться до 30 % от их начального диаметра. Наиболее часто такие баллоны производят из термопластичного полимера (Pebax), синтетических полиамидов (Nylon) и полиуретана [Amstutz et al., 2023], с механической точки зрения демонстрирующих нелинейное гиперупругое поведение. В ряде научных исследований показано, что для моделирования механического поведения таких конструкций обосновано использование гиперупругих моделей материалов.

С другой стороны, особый интерес, что подтверждается серией работ других авторов [Gervaso et al., 2008; Geith et al., 2019; Li et al., 2023; Kwakman et al., 2025], представляет собой моделирование взаимодействия баллона со стенками пораженного атеросклерозом сосуда с целью описания его механического поведения и оценки напряженно-деформированного состояния. Учитывая многослойную структуру коронарных сосудов и их анизотропное поведение, для описания механического поведения также подходят гиперупругие модели материалов [Mooney, 1940; Rivlin, 1948; Ogden, 1972; Yeoh, 1993; Holzapfel et al., 2002]. В серии работ продемонстрирована хорошая корреляция результатов численного эксперимента с результатами экспериментальных данных [Ovsepyan et al., 2023].

При этом применение методов математического моделирования [El Khatib et al., 2019; Vassilevski et al., 2022; Antonova et al., 2026] при описании процесса ангиопластики и поведения баллона и тканей сосудов представляет собой действительно актуальную задачу, результаты решения которой лягут в основу комплексной математической модели, в будущем предназначенной для оптимизации параметров проведения сложных медицинских вмешательств без увеличения числа клинических экспериментов.

2. Построение персонифицированной биомеханической модели артерии

Коронарная артерия представляет собой важнейший элемент кровоснабжения миокарда, обеспечивающий поступление кислорода и питательных веществ, необходимых для полноценной работы сердца. При прогрессировании атеросклероза, характеризующегося формированием атеросклеротических бляшек в стенке сосуда, просвет артерии сужается, что ограничивает кровоток и приводит к развитию ишемической болезни сердца. Поскольку поведение коронарных артерий и сосудов даже у здоровых людей зависит от их свойств и физиологических особенностей, при моделировании пораженных участков очень важным аспектом является учет именно индивидуальных характеристик конкретного пациента [Lee et al., 1993; Matsumoto et al., 2019; Noble et al., 2020; Wang et al., 2022; Curcio et al., 2023; Derycke et al., 2023; Ramella et al., 2024]. В данном исследовании в качестве исходных данных использовались результаты внутрисосудистого ультразвукового исследования (ВСУЗИ), результаты виртуальной гистологии, полученные при помощи встроенных в медицинское оборудование и на основе данных ВСУЗИ, и результаты ангиографии, полученные в двух проекциях. Данные процедуры относятся к внутрисосудистой визуализации и широко применяются для оценки состояния сосудов с атеросклеротическими бляшками, а их результаты используются для принятия врачебных решений о необходимости и целесообразности проведения ангиопластики и стентирования [Luk-Pat et al., 1999; Li et al., 2017].

В отличие от обычной коронарографии ВСУЗИ позволяет проанализировать структуру сосуда в разрезе и выявить причину сужения. Результаты ВСУЗИ представляют собой набор детальных черно-белых снимков поперечного сечения артерии, а результаты виртуальной гистологии на основе данных снимков позволяют провести детальный анализ состояния стенок сосуда и возможность получить цветовую карту поперечного сосуда, где каждый цвет или его диапазон соответствуют определенному типу ткани стенки сосуда и атеросклеротической бляшки. Результаты ангиографии, полученные в двух проекциях, также детально описывают состояние и характеристики сосудов, в данном исследовании используются для определения центральной линии сосуда и позиционирования снимков, полученных при проведении ВСУЗИ относительно нее.

Примеры используемых в данном исследовании снимков представлены на рис. 1.

Обработка приведенного набора данных производится при помощи пользовательских программ, написанных на языке программирования Python, а также при помощи открытого программного кода [Molony, Samady, 2019; Warren et al., 2022]. На первом этапе производится сегментация черно-белых изображений, полученных на основе ВСУЗИ, с целью извлечения контуров просвета и внешней границы артерии. Результат такой сегментации приведен на рис. 2.

Далее производится обрезка соответствующих им кадров виртуальной гистологии при помощи полученных контуров для того, чтобы убрать из рассмотрения фон (области вне артерии и внутри просвета). После обрезки производится сокращение диапазона цветовой гаммы изображения (разметка тканей и состава бляшки) до заданного набора цветов для последующего распознавания областей с разными свойствами в процессе построения конечно-элементной сетки. Пример финального обработанного изображения сечения артерии приведен на рис. 3.

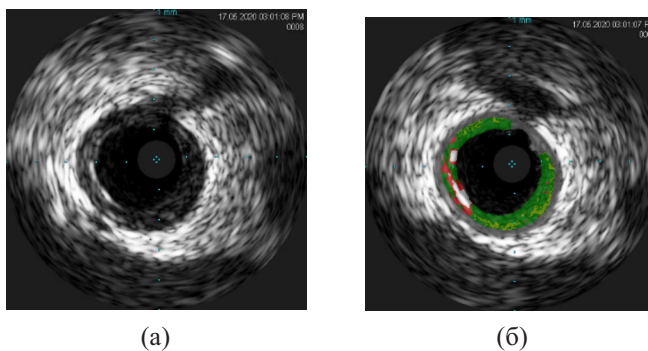


Рис. 1. Исходные данные представляют собой следующий набор: внутрисосудистое ультразвуковое исследование (ВСУЗИ) (а), результаты виртуальной гистологии, полученные при помощи встроенных в медицинское оборудование программных средств и на основе данных ВСУЗИ (б), позволяющие оценить структуру бляшки

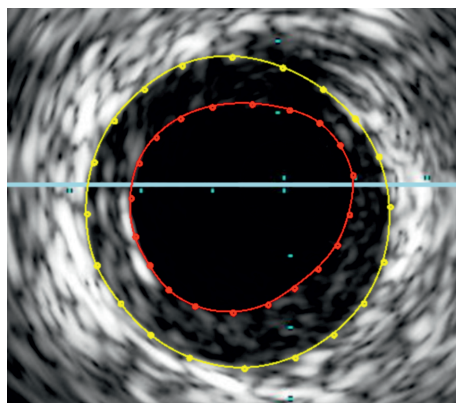


Рис. 2. Контуры просвета артерии и ее внешней границы, полученные при помощи специализированного открытого ПО для сегментации изображений артерий

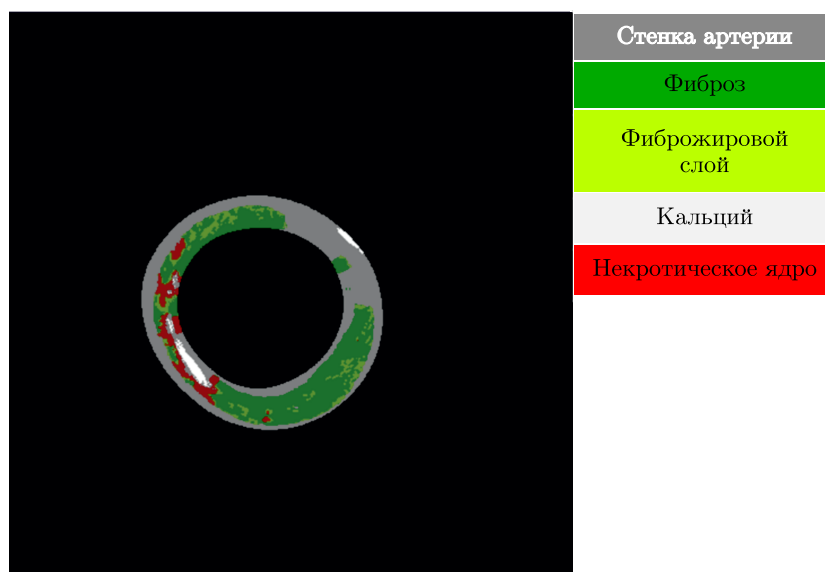


Рис. 3. Обработанное изображение сечения артерии, полученное путем обрезки частей изображения, не содержащих ткани артерии и бляшку, а также при сокращении цветовой гаммы изображения для более четкой сегментации тканей: стенки артерии, фиброза, фиброжирового слоя, кальция и некротического ядра

После обработки всего набора данных по описанному выше алгоритму, с использованием набора координат, описывающих центральную линию артерии, полученного из результатов ангиографии, строится биомеханическая модель артерии, учитывающая гетерогенные физико-механические свойства артерии и бляшки.

Описанный выше алгоритм построения биомеханических моделей артерий, учитывающих индивидуальные особенности пациента, позволит в дальнейшем, при моделировании поведения артерий в процессе ангиопластики, получить адекватные распределения напряжений в стенках артерий.

3. Моделирование механического поведения коронарной артерии, пораженной атеросклерозом

Данная часть исследования посвящена анализу механического поведения артерии, пораженной атеросклерозом. В качестве исходных данных используется биомеханическая модель артерии, описанная выше. Так как коронарные сосуды имеют сложную анатомическую структуру [Kalita, Schaefer, 2008; Kobielarz et al., 2020], на первое место выходит вопрос выбора адекватной математической модели, описывающей их поведение с учетом их нелинейных свойств [Holzapfel et al., 2004; Akyildiz et al., 2014; Holzapfel et al., 2014; Barrett et al., 2019; Dol, 2023]. Анализ литературных источников показал, что для описания биомеханического поведения стенки артерии применяются различные модели материалов: изотропно-упругие [Wong et al., 2012; Narayanan et al., 2021; Warren et al., 2022], гиперупругие модели Йо [Narayanan et al., 2021], Муни–Ривлина пятого порядка [Teng et al., 2015], а также модифицированные модели Муни–Ривлина [Teng et al., 2015], модель Хольцапфеля–Гассера–Огдена [Holzapfel et al., 2002; Nuh et al., 2019]. При моделировании фиброза и фиброжирового слоя в ряде исследований [Teng et al., 2015; Narayanan et al., 2021; Warren et al., 2022; Latorre et al., 2023] используются изотропно-упругий материал, а также гиперупругие модели нео-Гука, Йо и Муни–Ривлина различных порядков. Аналогичный подход — применение изотропно-упругих сред и потенциала Йо — используется для описания механических свойств кальцинированных областей [Narayanan et al., 2021; Warren et al., 2022]. Для описания некротического ядра и внешнего слоя артерии, который нужен для стабилизации решения, применяется изотропно-упругая модель материала.

В данном исследовании были использованы гиперупругие модели материалов Йо и нео-Гука. Физико-механические параметры данных компонентов приняты в соответствии с результатами работы [Warren et al., 2022].

Рассматриваемые гиперупругие материалы представляют собой модели, в которых плотность энергии деформации задается как функция первого инварианта тензора деформации, что делает их частным случаем полиномиальных моделей. Модель нео-Гука, (1) при $N = 1$, является простейшим вариантом и включает один параметр, связанный с модулем сдвига, тогда как модель Йо, (1) при $N = 3$, расширяет ее, добавляя нелинейные члены более высоких порядков, что позволяет точнее описывать поведение материала при больших деформациях. Обе модели могут быть дополнены параметром объемной упругости для учета слабой сжимаемости материала.

$$U = \sum_{i=1}^N C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i}, \quad (1)$$

где c_{i0} , D_i — материальные константы, \bar{I}_1 — первый инвариант девиаторных деформаций, J_{el} — эластичная объемная деформация.

Рассматривался участок артерии, пораженной атеросклерозом. Были выделены участки артерии и атеросклеротической бляшки, обладающие различными физико-механическими свойствами. Численные расчеты выполнялись методом конечных элементов, реализованным

в программном комплексе Simulia Abaqus. Была создана серия конечно-элементных моделей. Проведено исследование сходимости. Для дальнейшего анализа выбрана модель, состоящая из 1 175 743 элементов первого порядка. В табл. 1 приведены параметры материалов, используемые в расчетах, для различных участков модели.

Таблица 1. Параметры гиперупругих и изотропно-упругих материалов, используемые в расчетах, для различных участков артерии

Часть коронарной артерии	Модель материала	Параметры		
		C_{10} , кПа	C_{20} , кПа	C_{30} , кПа
Стенка артерии	Йо	5,64	1812	162
		C_{10} , кПа	D_1 , кПа ⁻¹	
Фиброз	Нео-Гук	103,45	0,001	
Фиброжировой слой		C_{10} , кПа	D_1 , кПа ⁻¹	
Кальций	Изотропно-упругий	1,72	0,06	
		E , МПа	ν	
Некротическое ядро	Изотропно-упругий	10	0,48	
		E , МПа	ν	
Внешний слой	Изотропно-упругий	0,02	0,48	
		E , МПа	ν	
		0,4	0,48	

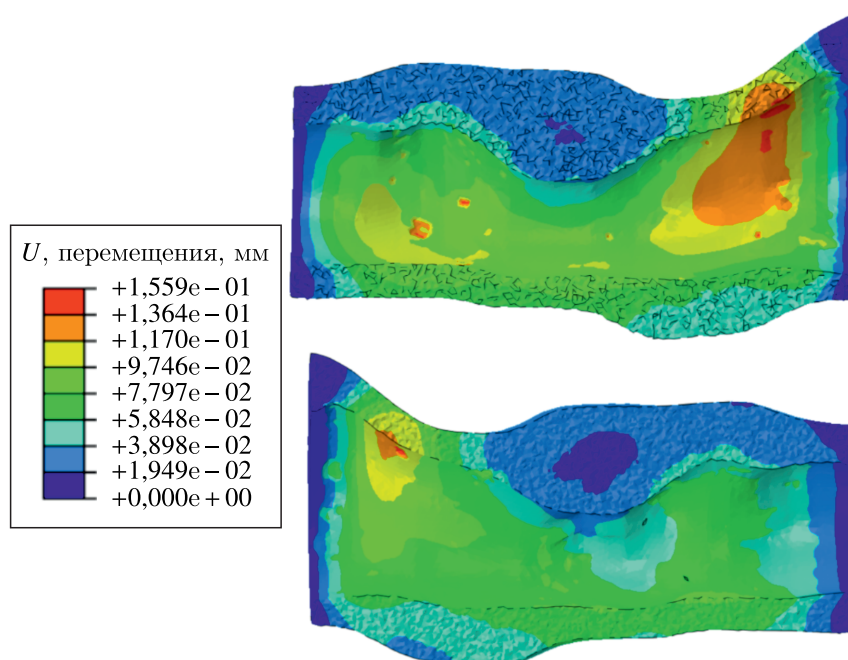


Рис. 4. Поле суммарных перемещений артерии, пораженной атеросклерозом. Максимальные перемещения наблюдаются в зоне некротического ядра

Была решена задача о расширении коронарной артерии под действием внутреннего давления, имитирующего давление баллона при проведении ангиопластики. В качестве граничных условий на границах исследуемой модели был задан запрет на перемещения по всем степеням свободы. На рис. 4 представлено поле суммарных перемещений артерии, пораженной атероскле-

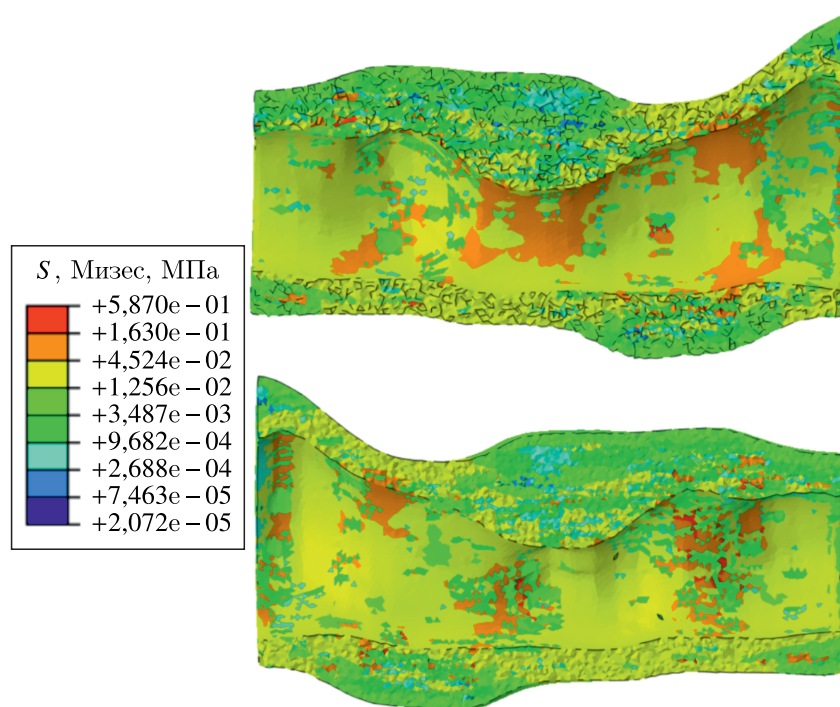


Рис. 5. Поле распределения эквивалентных напряжений по Мизесу для артерии, пораженной атеросклерозом. Максимальные напряжения возникают в области отложения кальция

розом, из которого можем наблюдать, что максимальные перемещения возникают в местах, где некротические ядра расположены вблизи внутренней поверхности артерии.

На рис. 5 представлено поле эквивалентных напряжений по Мизесу для артерии, пораженной атеросклерозом, из которого можем наблюдать, что максимальные напряжения возникают в местах образования отложений кальция.

Полученные на данном этапе результаты позволяют оценить напряженно-деформированное состояние коронарной артерии конкретного пациента.

4. Моделирование поведения ангиопластического баллона

Процедура ангиопластики представляет собой малоинвазивное хирургическое вмешательство, направленное на восстановление просвета суженных, пораженных атеросклерозом артерий. Через небольшой прокол к месту сужения вводят баллон (баллонный катетер), который при раскрытии расширяет сосуд. В некоторых случаях этого достаточно для восстановления кровотока, но часто для поддержания результата в зону сужения устанавливают стент.

Баллонные катетеры высокого давления являются ключевыми медицинскими устройствами, применяемыми при ангиопластике для устранения стенозов коронарных артерий. Изделие представляет собой тонкостенную полимерную оболочку (нейлон, ПЭТ, полиуретан), предназначенную для работы в условиях внутреннего избыточного давления. Одной из ключевых конструктивных особенностей является необходимость минимизации поперечного профиля катетера для его беспрепятственной доставки к зоне стеноза. Это достигается путем формирования складчатой конфигурации оболочки: на первом этапе заготовке придается сечение типа «трилистник», после чего лепестки плотно плиссируются вокруг центральной оси.

Механика раскрытия такой предварительно деформированной структуры характеризуется экстремальными деформациями и выраженной геометрической нелинейностью [Sadeghi, Le, 2021; Stratakos et al., 2023; Nappi et al., 2025]. Процесс перехода из компактной складчатой

конфигурации в цилиндрическую сопровождается многократным изменением областей контакта между внутренними поверхностями оболочки. С точки зрения вычислительной механики задача осложняется необходимостью учета нелинейного гиперупругого поведения материала и обеспечения численной стабильности при расправлении плотно уложенных складок. Неравномерность раскрытия лепестков может стать причиной возникновения локальных концентраторов напряжений, что критически влияет на механическую целостность изделия и безопасность проводимого медицинского вмешательства.

С учетом вышесказанного с точки зрения механики наибольший интерес представляет разработка модели, корректно описывающей взаимодействие между коронарной артерией и баллоном в процессе его раскрытия. Перед тем как перейти к решению задачи контактного взаимодействия между коронарной артерией и баллоном, была решена задача о раскрытии ангиопластического баллона «на воздухе» с целью проведения валидации математической модели с результатом натурных испытаний, выполненных для одного из широко используемых в медицинской практике ангиопластических баллонов.

На рис. 6 представлен общий вид изделия в процессе проведения эксперимента. Ангиопластический баллон выполнен из полиамида.

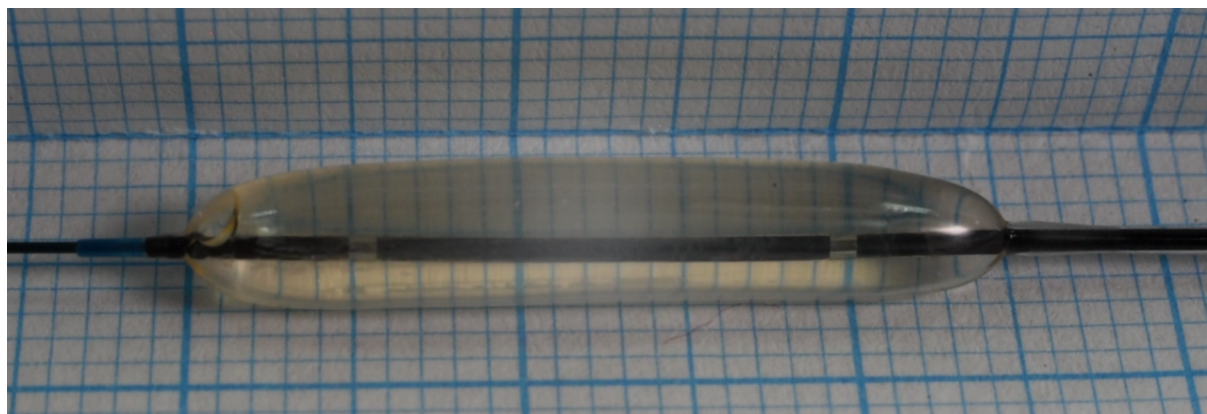


Рис. 6. Ангиопластический баллон в процессе эксперимента

Создание конечно-элементной модели сложного баллона осуществлялось в два этапа. В качестве исходных данных использовалось поперечное сечение медицинского изделия конфигурации «трилистник» (рис. 7, а) — стандартной формы укладки баллонных катетеров в клинической практике, при которой три плотно уложенных вокруг оси лепестка обеспечивают минимальный профиль при доставке устройства к месту стеноза [Rahinj et al., 2022]. Это сечение было воссоздано в среде MATLAB (рис. 7, б), центральная часть баллона имеет постоянное сечение, также были дополнительно спроектированы и построены геометрические модели проксимального и дистального концов баллона (рис. 7, в). Данный подход обеспечил полный контроль над топологией баллона и точностью воспроизведения геометрии складок.

Итоговая конечно-элементная модель сложного баллона представлена на рис. 8 и состоит из 1 083 914 S4R-элементов — оболочечных элементов, использующих теорию Миндлина – Рейсснера [Reissner, 1945; Mindlin, 1951].

Поскольку материалы, из которых производятся ангиопластические баллоны, демонстрируют нелинейное гиперупругое поведение для описания их поведения, так же как и в случае с коронарной артерией, очень важно провести корректный выбор модели баллона, учитывающей особенности его поведения при раскрытии.

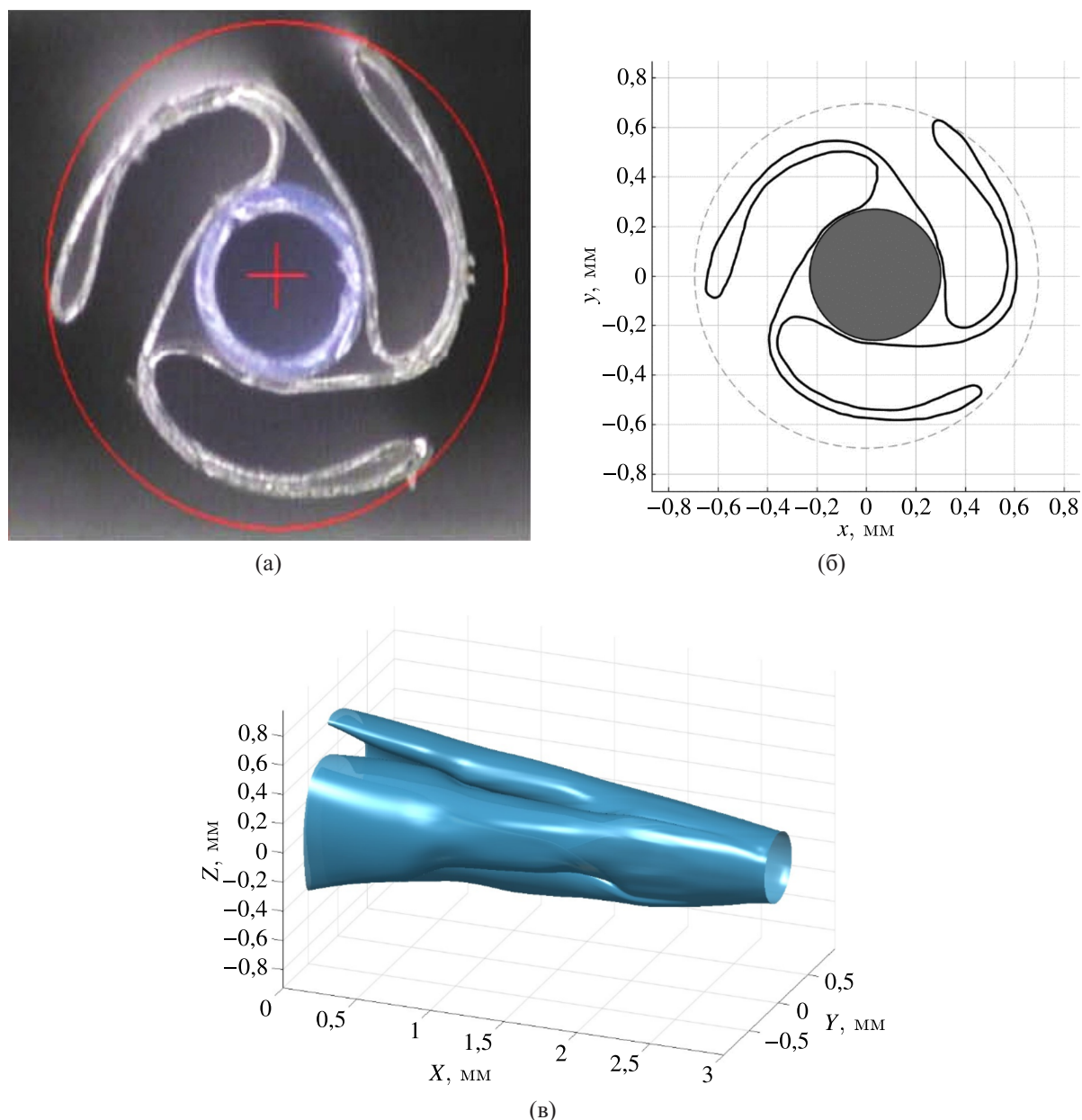


Рис. 7. Геометрия баллонного катетера конфигурации «трилистник»: (а) поперечное сечение медицинского изделия [Rahinj et al., 2022]; (б) воссозданное сечение в среде MATLAB; (в) геометрические модели проксимального и дистального торцов баллона. Оси x , y , z — пространственные координаты

Для описания поведения материала баллона, полиамида Grilamid L25, применялась гиперупругая модель Огдена первого порядка [Helou et al., 2021]. Выбор данной модели обоснован результатами сравнительного анализа, представленного в серии работ [Helou et al., 2021; Rahinj et al., 2022; Vhave et al., 2023], где рассматривались различные варианты описания полимеров, включая потенциалы Огдена (1-го и 4-го порядков) и полиномиальные модели. В рамках текущей задачи предпочтение было отдано модели первого порядка, так как она обеспечивает более устойчивую сходимости при экстремальных деформациях и сложном контактном взаимодействии. Данная модель хорошо подходит для воспроизведения больших нелинейных деформаций, характерных для полимерных материалов: благодаря гибкой параметризации через степенные за-

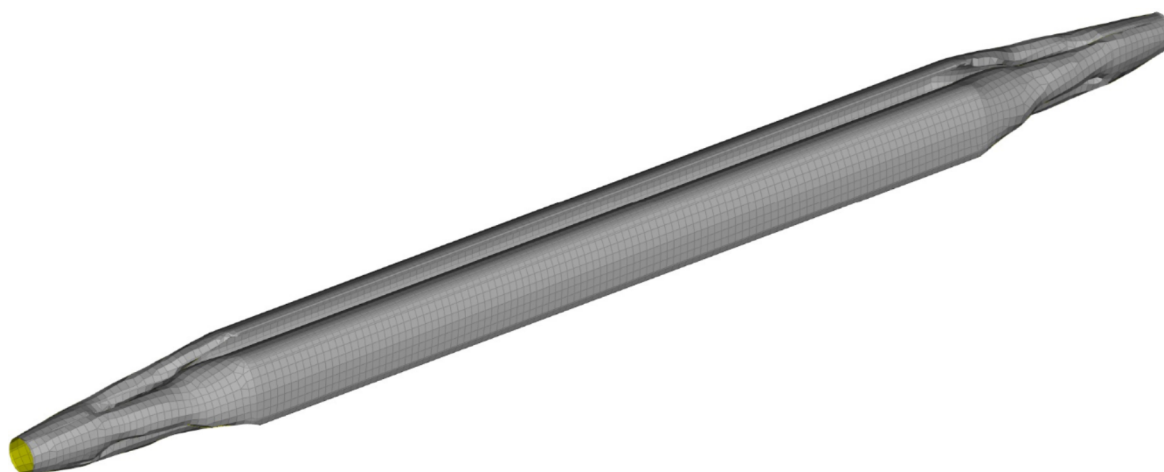


Рис. 8. Конечно-элементная модель баллонного катетера в сложенном состоянии. Геометрия оболочки баллона до начала процесса раскрытия

зависимости главных деформаций она обеспечивает более точное описание поведения материала по сравнению с моделями нео-Гука или Муни – Ривлина. Параметры модели приведены в таблице 2.

Таблица 2. Параметры гиперупругой модели Огдена, используемой для описания поведения баллона

Порядок модели Огдена	μ_1 , МПа	α_1	D_1
1	1,72	4,55	0

Расчет выполнялся в программном комплексе Simulia Abaqus методом явной динамики (Abaqus/Explicit), поскольку он хорошо подходит для задач с большими деформациями и сложным контактным взаимодействием.

Нагружение производилось в виде равномерно распределенного внутреннего давления, нарастающего от нуля до ~ 2,23 атмосферы по нелинейной зависимости на основе экспериментальных данных. Была рассмотрена постановка со следующими граничными условиями: дистальный конец баллона ограничивался от радиальных и продольных перемещений, проксимальный — только от радиальных.

На рис. 9 представлена деформированная форма баллона.

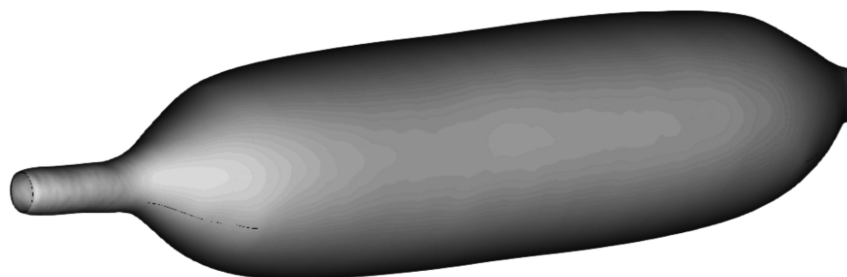


Рис. 9. Деформированная форма ангиопластического баллона

Рисунок 10 демонстрирует поперечное сечение баллона в раскрытом состоянии по сравнению с нераскрытой конфигурацией.



Рис. 10. Поперечное сечение баллона по сравнению с нераскрытой конфигурацией

Анализ полученных данных показал, что максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу локализируются в зонах расправления складок. Разработанная математическая модель корректно воспроизводит динамику раскрытия гиперупругого баллона из конфигурации «трилистник», позволяет выявить критические зоны напряжений и оценить равномерность раскрытия лепестков — необходимое условие для предотвращения разрывов баллона и обеспечения корректного позиционирования в просвете сосуда.

Полученные на данном этапе результаты используются для валидации математической модели баллона. На рис. 11 представлено сравнение графиков зависимости диаметра раскрытия баллона от давления для численного и натурального эксперимента, демонстрирующее хорошее качественное совпадение, но на следующем этапе требующее уточнения математической модели.

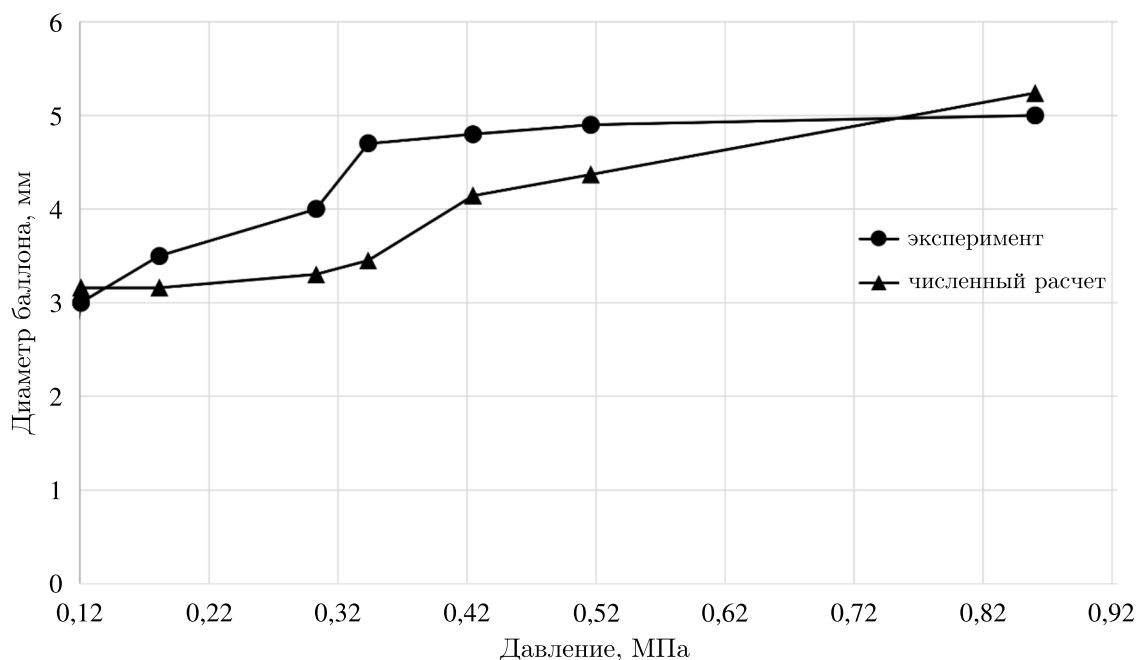


Рис. 11. График зависимости диаметра раскрытия баллона (мм) от давления в баллоне (МПа)

На основании анализа представленных выше результатов можно сделать вывод, что разработанная математическая модель корректно воспроизводит динамику раскрытия гиперупругого баллона из конфигурации «трилистник». Выявлены концентраторы напряжений в зонах складок

и вблизи дистального конца баллона; полученные результаты позволяют оценить равномерность раскрытия лепестков и выявить критические зоны, необходимые для предотвращения локальных повреждений и корректного позиционирования в просвете сосуда.

5. Заключение

В работе была разработана биомеханическая модель артерии, учитывающая гетерогенные физико-механические свойства артерии и бляшки. Также была разработана и валидирована математическая модель, корректно воспроизводящая динамическое нелинейное гиперупругое поведение ангиопластического баллона при его раскрытии из конфигурации «трилистник», позволяющая в дальнейшем обобщить данный подход на серию ангиопластических баллонов.

Разработанные математические модели, полученные с их использованием результаты и предлагаемые алгоритмы действия на следующем этапе будут использованы для полномасштабного моделирования процесса ангиопластики. Ключевым моментом данного и последующих исследований в этой области является персонализация разрабатываемых моделей артерии за счет использования данных внутрисосудистой визуализации реального пациента. Учет нелинейных физико-механических свойств коронарных сосудов и ангиопластических баллонов за счет применения адекватных, валидированных и верифицированных моделей материалов позволяет достоверно описывать механическое поведение данных объектов.

В дальнейшем полученные результаты моделирования планируется использовать для усовершенствования методики ангиопластики на основе данных внутрисосудистой визуализации, обоснования необходимых изменений в регламенты проведения медицинских вмешательств, а применение методов математического моделирования позволит снизить число клинических испытаний в данной области.

Список литературы (References)

- Akyildiz A. C., Speelman L., Gijzen F.J.H.* Mechanical properties of human atherosclerotic intima tissue // *J. Biomech.* — 2014. — Vol. 47, No. 4. — P. 773–783. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.019
- Amstutz C., Behr J., Krebs S., Haerberlin A., Vogel R., Zurbuchen A., Burger J.* Design of percutaneous transluminal coronary angioplasty balloon catheters // *BioMed. Eng. OnLine.* — 2023. — Vol. 22. — P. 94. — DOI: <https://doi.org/10.1186/s12938-023-01155-2>
- Antonova O. V., Rovovoy E. Yu., Okhotnikov A. O., Ivanov S. D., Kabin N. A., Kozaev A. V.* Mathematical modeling of the mechanical behavior of biological tissues and high-tech medical devices used for the treatment of cardiovascular diseases // *Russ. J. Biomech.* — 2026. — No. 1. — P. 48–60. — DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2026.1.04
- Barrett H.E., Van der Heiden K., Farrell E., Gijzen F.J.H., Akyildiz A.C.* Calcifications in atherosclerotic plaques and impact on plaque biomechanics // *J. Biomech.* — 2019. — Vol. 87. — P. 1–12. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.03.005
- Bhave A., Sittkus B., Urban G., Mescheder U., Möller K.* Finite element analysis of the interaction between high-compliant balloon catheters and non-cylindrical vessel structures: towards tactile sensing balloon catheters // *Biomech. Model. Mechanobiol.* — 2023. — Vol. 22, No. 6. — P. 2033–2061. — DOI: 10.1007/s10237-023-01749-8
- Bukala J., Kwiatkowski P., Malachowski J.* Numerical analysis of crimping and inflation process of balloon-expandable coronary stent using implicit solution // *Int. J. Numer. Meth. Biomed. Engng.* — 2017. — Vol. 33. — P. e2890. — DOI: <https://doi.org/10.1002/cnm.2890>

- Byrne R., Joner M., Alfonso F., Kastrati A. Drug-coated balloon therapy in coronary and peripheral artery disease // *Nat. Rev. Cardiol.* — 2014. — Vol. 11. — P. 13–23. — DOI: <https://doi.org/10.1038/nrcardio.2013.165>
- Curcio N., Rosato A., Mazzaccaro D., Nano G., Conti M., Matrone G. 3D patient-specific modeling and structural finite element analysis of atherosclerotic carotid artery based on computed tomography angiography // *Sci. Rep.* — 2023. — Vol. 13. — P. 19911. — DOI: 10.1038/s41598-023-46949-5
- Derycke L., Avril S., Millon A. Patient-specific numerical simulations of endovascular procedures in complex aortic pathologies: review and clinical perspectives // *J. Clin. Med.* — 2023. — Vol. 12, No. 3. — P. 766. — DOI: 10.3390/jcm12030766
- Dol A. Mechanical properties of atherosclerotic plaques, caps and walls of arterial vessels: a mobile test bench experiments // *Russ. J. Biomech.* — 2023. — Vol. 27, No. 3. — P. 65–70. — DOI: 10.15593/rjbiomech/2023.3.06
- Dotter C. T., Judkins M. P. Transluminal treatment of arteriosclerotic obstruction: description of a new technic and a preliminary report of its application // *Circulation.* — 1964. — Vol. 30. — P. 654–670. — DOI: 10.1161/01.cir.30.5.654
- El Khatib N., Kafi O., Sequeira A., Simakov S., Vassilevski Yu., Volpert V. Mathematical modelling of atherosclerosis // *Math. Model. Nat. Phenom.* — 2019. — Vol. 14, No. 6. — P. 2019050. — DOI: 10.1051/mmnp/2019050
- Geith M. A., Swidergal K., Hochholdinger B., Schratzenstaller T. G., Wagner M., Holzapfel G. A. On the importance of modeling balloon folding, pleating, and stent crimping: An FE study comparing experimental inflation tests // *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.* — 2019. — Vol. 35, No. 11. — P. e3249. — DOI: 10.1002/cnm.3249
- Gervaso F., Capelli C., Petrini L., Lattanzio S., Di Virgilio L., Migliavacca F. On the effects of different strategies in modelling balloon-expandable stenting by means of finite element method // *J. Biomech.* — 2008. — Vol. 41, No. 6. — P. 1206–1212. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2008.01.027
- Grüntzig A. Transluminal dilatation of coronary-artery stenosis // *Lancet.* — 1978. — Vol. 311, No. 8058. — P. 263. — DOI: 10.1016/S0140-6736(78)90500-7
- Hansson G. K. Inflammation, atherosclerosis, and coronary artery disease // *N. Engl. J. Med.* — 2005. — Vol. 352, No. 16. — P. 1685–1695. — DOI: 10.1056/NEJMr043430
- Helou B., Bel-Brunon A., Dupont C., Ye W., Silvestro C., Rochette M., Lucas A., Kaladji A., Haigron P. Influence of balloon design, plaque material composition, and balloon sizing on acute post angioplasty outcomes: an implicit Finite Element Analysis // *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.* — 2021. — 49 p.
- Holzapfel G. A., Gasser T. C., Ogden R. W. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models // *J. Elast.* — 2000. — Vol. 61. — P. 1–48. — DOI: 10.1023/A:1010835316564
- Holzapfel G. A., Mulvihill J. J., Cunnane E. M., Walsh M. T. Computational approaches for analyzing the mechanics of atherosclerotic plaques: a review // *J. Biomech.* — 2014. — Vol. 47, No. 4. — P. 859–869. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.011
- Holzapfel G. A., Sommer G., Regitnig P. Anisotropic mechanical properties of tissue components in human atherosclerotic plaques // *J. Biomech. Eng.* — 2004. — Vol. 126, No. 5. — P. 657–665. — DOI: 10.1115/1.1800557
- Holzapfel G. A., Stadler M., Schulze-Bauer C. A. J. A layer-specific three-dimensional model for the simulation of balloon angioplasty using magnetic resonance imaging and mechanical testing // *Ann. Biomed. Eng.* — 2002. — Vol. 30. — P. 753–767. — DOI: 10.1114/1.1492812
- Huh U., Lee C.-W., You J.-H., Song C.-H., Lee C.-S., Ryu D.-M. Determination of the material parameters in the Holzapfel–Gasser–Ogden constitutive model for simulation of age-dependent material nonlinear behavior for aortic wall tissue under uniaxial tension // *Appl. Sci.* — 2019. — Vol. 9, No. 14. — P. 2851. — DOI: <https://doi.org/10.3390/app9142851>

- Kalita P., Schaefer R.* Mechanical models of artery walls // *Arch. Comput. Methods Eng.* — 2008. — Vol. 15. — P. 1–36. — DOI: 10.1007/s11831-007-9015-5
- Kobielarz M., Kozuń M., Gąsior-Głogowska M., Chwilkowska A.* Mechanical and structural properties of different types of human aortic atherosclerotic plaques // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* — 2020. — Vol. 109. — P. 103837. — DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103837
- Kwakman S.M.B., Terzano M., Rolf M., Holzapfel G.A.* A parameterized cross-sectional model for simulating balloon angioplasty in atherosclerotic arteries // *Int. J. Numer. Method Biomed. Eng.* — 2025. — Vol. 41, No. 7. — P. e70058. — DOI: <https://doi.org/10.1002/cnm.70058>
- Latorre Á.T., Martínez M.A., Peña E.* Characterizing atherosclerotic tissues: in silico analysis of mechanical properties using intravascular ultrasound and inverse finite element methods // *Front. Bioeng. Biotechnol.* — 2023. — Vol. 11. — Art. 1304278. — DOI: 10.3389/fbioe.2023.1304278
- Lee R.T., Loree H.M., Cheng G.C., Lieberman E.H., Jaramillo N., Schoen F.J.* Computational structural analysis based on intravascular ultrasound imaging before in vitro angioplasty: Prediction of plaque fracture locations // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 1993. — Vol. 21, No. 3. — P. 777–782. — DOI: 10.1016/0735-1097(93)90112-E
- Li T., Zhang Z., Wang W., Mao A., Chen Y., Xiong Y., Gao F.* Simulation and experimental investigation of balloon folding and inserting performance for angioplasty: a comparison of two materials, Polyamide-12 and Pebax // *J. Funct. Biomater.* — 2023. — Vol. 14. — P. 312. — DOI: 10.3390/jfb14060312
- Li Z., Wang L., Hu X., Zhang P., Chen Y., Liu X., Xu M., Su H., Zhang M.* Intravascular ultrasound elastography analysis of the elastic mechanical properties of atherosclerotic plaque // *Int. J. Cardiovasc. Imaging.* — 2017. — Vol. 33. — P. 1663–1671. — DOI: 10.1007/s10554-017-1156-5
- Libby P.* Inflammation in atherosclerosis // *Nature.* — 2002. — Vol. 420. — P. 868–874. — DOI: 10.1038/nature01323
- Libby P.* Vascular biology of atherosclerosis: Overview and state of the art // *Am. J. Cardiol.* — 2003. — Vol. 91, No. 3 (Suppl.). — P. 3–6. — DOI: 10.1016/S0002-9149(02)03143-0
- Luk-Pat G.T., Gold G.E., Olcott E.W., Hu B.S., Nishimura D.G.* High-resolution three-dimensional in vivo imaging of atherosclerotic plaque // *Magn. Reson. Med.* — 1999. — Vol. 42, No. 4. — P. 762–771. — DOI: 10.1002/(sici)1522-2594(199910)42:4<762::aid-mrm19>3.0.co;2-m
- Macosko C.W.* Rheology: principles, measurement and applications. — VCH Publishers, 1994. — 568 p.
- Matsumoto H., Watanabe S., Kyo E., Tsuji T., Ando Y., Otaki Y., Cadet S., Gransar H., Berman D.S., Slomka P., Tamarappoo B.K., Dey D.* Standardized volumetric plaque quantification and characterization from coronary CT angiography: a head-to-head comparison with invasive intravascular ultrasound // *Eur. Radiol.* — 2019. — Vol. 29. — P. 6129–6139. — DOI: 10.1007/s00330-019-06219-3
- Mindlin R.D.* Influence of rotatory inertia and shear on flexural motions of isotropic, elastic plates // *ASME Journal of Applied Mechanics.* — 1951. — Vol. 18. — P. 31–38.
- Minelli S., Minelli P., Montinari M.R.* Reflections on atherosclerosis: Lesson from the past and future research directions // *J. Multidiscip. Healthc.* — 2020. — Vol. 13. — P. 621–633. — DOI: 10.2147/JMDH.S254016
- Molony D., Samady H.* TCT-342 DeepIVUS: A machine learning platform for fully automatic IVUS segmentation and phenotyping // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 2019. — Vol. 74. — P. B339. — DOI: 10.1016/j.jacc.2019.08.424
- Mooney M.* A theory of large elastic deformation // *J. Appl. Phys.* — 1940. — Vol. 11, No. 9. — P. 582–592.
- Nappi F., Schoell T., Avtaar Singh S.S., Nassif A., Ellouze O., Nejjari M., Digne F., Stratief V., Dreyfus J., Spadaccio C.* Measuring stress on a third-generation balloon-expandable aortic valve during expansion // *J. Vis. Exp.* — 2025. — No. 221. — DOI: 10.3791/67455

- Narayanan B., Olender M.L., Marlevi D., Edelman E.R., Nezami F.R.* An inverse method for mechanical characterization of heterogeneous diseased arteries using intravascular imaging // *Sci. Rep.* — 2021. — Vol. 11, No. 1. — P. 22540. — DOI: 10.1038/s41598-021-01874-3
- Noble C., Carlson K.D., Neumann E., Dragomir-Daescu D., Erdemir A., Lerman A., Young M.* Patient specific characterization of artery and plaque material properties in peripheral artery disease // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* — 2020. — Vol. 101. — P. 103453. — DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103453
- Ogden R.W.* Large deformation isotropic elasticity — On the correlation of theory and experiment for incompressible rubberlike solids // *Proc. R. Soc. Lond. Ser. A Math. Phys. Sci.* — 1972. — Vol. 326, No. 1567. — P. 565–584.
- Ovsepyan A., Salamatova V., Ramazanov A., Dietz D., Vartanov O., Bardynin D., Klochko N., Podrovsky A., Vasilevsky Yu.* Development of a testing machine for biaxial testing of soft tissue and biomaterials // *Russ. J. Biomech.* — 2023. — Vol. 27, No. 4. — P. 7–18. — DOI: 10.15593/rjbiomech/2023.4.01
- Patil N.C., Nanjappa V.* Coronary angioplasty: back to the future // *J. Pract. Cardiovasc. Sci.* — 2017. — Vol. 3, No. 1. — P. 44–52. — DOI: <https://doi.org/10.1051/mmnp:2007007>
- Puel J., Joffre F., Rousseau H., Guernonprez J.L., Lancelin B., Morice M.C., Valeix B., Imbert C., Bounhoure J.P.* Endo-prothèses coronariennes auto-expansives dans la prévention des resténoses après angioplastie transluminale. Etude clinique préliminaire // *Arch. Mal. Coeur Vaiss.* — 1987. — Vol. 80, No. 8. — P. 1311–1312 (in French).
- Rahinj G.B., Chauhan H.S., Sirivella M.L., Satyanarayana M.V., Ramanan L.* Numerical analysis for non-uniformity of balloon-expandable stent deployment driven by dogboning and foreshortening // *Cardiovasc. Eng. Technol.* — 2022. — Vol. 13, No. 2. — P. 247–264. — DOI: 10.1007/s13239-021-00573-4
- Ramella A., Lissoni V., Bridio S., Rodriguez Matas J.F., Trimarchi S., Grossi B., Stefanini G.G., Migliavacca F., Luraghi G.* On the necessity to include arterial pre-stress in patient-specific simulations of minimally invasive procedures // *Biomech. Model Mechanobiol.* — 2024. — Vol. 23. — P. 525–537. — DOI: 10.1007/s10237-023-01789-0
- Reissner E.* The effect of transverse shear deformation on the bending of elastic plates // *ASME Journal of Applied Mechanics.* — 1945. — Vol. 12. — P. A68–A77.
- Rivlin R.S.* Large elastic deformations of isotropic materials // *Philos. Trans. R. Soc. Lond.* — 1948. — Vol. 240, No. 822. — P. 379–397.
- Sadeghi F., Le D.* Characterization of polymeric biomedical balloon: physical and mechanical properties // *J. Polym. Eng.* — 2021. — Vol. 41, No. 9. — P. 799–807. — DOI: <https://doi.org/10.1515/polyeng-2021-0203>
- Stratakos E., Antonini L., Poletti G., Berti F., Tzafiriri A.R., Petrini L., Pennati G.* Investigating balloon-vessel contact pressure patterns in angioplasty: in silico insights for drug-coated balloons // *Ann. Biomed. Eng.* — 2023. — Vol. 51, No. 12. — P. 2908–2922. — DOI: 10.1007/s10439-023-03359-y
- Teng Z., Yuan J., Feng J., Zhang Y., Brown A.J., Wang S., Lu Q., Gillard J.H.* The influence of constitutive law choice used to characterise atherosclerotic tissue material properties on computing stress values in human carotid plaques // *J. Biomech.* — 2015. — Vol. 48, No. 14. — P. 3912–3921. — DOI: 10.1016/j.jbiomech.2015.09.023
- Vassilevski Y.V., Simakov S.S., Gamilov T.M., Salamatova V.Yu., Dobroserdova T.K., Kopytov G.V., Bogdanov O.N., Danilov A.A., Dergachev M.A., Dobrovolskii D.D., Kosukhin O.N., Larina E.V., Meleshkina A.V., Mychka E.Yu., Kharin V.Yu., Chesnokova K.V., Shipilov A.A.* Personalization of mathematical models in cardiology: obstacles and perspectives // *Comput. Res. Model.* — 2022. — Vol. 14, No. 4. — P. 911–930.

- Wang L., Maehara A., Lv R., Guo X., Zheng J., Billiar K. L., Mintz G. S., Tang D.* Image-based finite element modeling approach for characterizing in vivo mechanical properties of human arteries // *J. Funct. Biomater.* — 2022. — Vol. 13, No. 3. — P. 147. — DOI: 10.3390/jfb13030147
- Warren J. L., Yoo J. E., Meyer C. A., Molony D. S., Samady H., Hayenga H. N.* Automated finite element approach to generate anatomical patient-specific biomechanical models of atherosclerotic arteries from virtual histology-intravascular ultrasound // *Front. Med. Technol.* — 2022. — Vol. 4. — DOI: 10.3389/fmedt.2022.1008540
- Wong K. K., Thavornpattanapong P., Cheung S. C., Sun Z., Tu J.* Effect of calcification on the mechanical stability of plaque based on a three-dimensional carotid bifurcation model // *BMC Cardiovasc. Disord.* — 2012. — Vol. 12. — P. 7. — DOI: 10.1186/1471-2261-12-7
- World Health Organization (Ed.). *Data, Analytics & Delivery for Impact (DDI)*. — WHO, 2025. — 76 p.
- Yeoh O. H.* Some forms of the strain energy function for rubber // *Rubber Chem. Technol.* — 1993. — Vol. 66, No. 5. — P. 754–771.