



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2024.2.06

УДК 531/534: [57+61]

## ПЛАСТИКА МИТРАЛЬНОГО КЛАПАНА ПОЛОСКОЙ ИЗ АУТОПЕРИКАРДА. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

А.А. Миронов<sup>1</sup>, М.В. Рязанов<sup>2</sup>, В.А. Кикеев<sup>1</sup>, Д.Д. Жильцов<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Нижегородский технический университет им. Р.Е. Алексеева, Нижний Новгород, Российская Федерация

<sup>2</sup> Специализированная кардиохирургическая клиническая больница им. академика Б.А. Королева, Нижний Новгород, Российская Федерация

### О СТАТЬЕ




Получена: 13 декабря 2023  
Одобрена: 06 июня 2024  
Принята к публикации: 14 июня 2024

### Ключевые слова:

митральный клапан, ишемическая митральная регургитация, аннулопластика, конечно-элементное моделирование

### АННОТАЦИЯ

В настоящее время одним из методов лечения ишемической митральной недостаточности, приводящей к регургитации крови, является проведение операции аннулопластики. В медицинской практике распространение получили процедуры *MitraClip* и установка различного вида колец, обеспечивающих надежность, биосовместимость и высокую технологичность операции. В настоящей работе рассматривается модифицированная аннулопластика с использованием полоски перикарда. Общей проблемой проведения таких операций является прогнозирование их результатов в зависимости от параметров коррекции. Для решения данной задачи используется конечно-элементное моделирование. В рамках проведенного исследования разработана конечно-элементная модель митрального клапана в среде программного продукта *LS-DYNA*, позволяющая проводить имитацию пластики полоской перикарда. Модель построена с использованием элементов оболочки и включает створки клапана, фиброзное кольцо и хорды. Изменение усилий натяжения хорд и дилатация фиброзного кольца осуществляются соответственно наложением кинематических и силовых граничных условий, которые сохраняются и после проведения операции пластики. Полоска перикарда, пришиваемая к задней части фиброзного кольца, моделируется элементами гибкой нити с возможностью реализации предварительного натяжения. Механические свойства перикарда, использованные при проведении компьютерного моделирования, получены по результатам испытания образцов на растяжение. Представлены результаты вычислительного эксперимента влияния процедуры пластики полоской перикарда на восстановление кооптации створок клапана при наличии дилатации задней части фиброзного кольца. После коррекции по данным диагностики конкретного пациента модель может быть использована для выбора необходимых размеров полоски при проведении операции пластики митрального клапана.

© **Миронов Анатолий Алексеевич** – д.т.н., профессор, e-mail: [miran56@mail.ru](mailto:miran56@mail.ru)  0000-0002-2054-5177  
© **Рязанов Михаил Валерьевич** – к.м.н., доцент кафедры, e-mail: [Riazanov\\_mv@mail.ru](mailto:Riazanov_mv@mail.ru)  0000-0002-5195-3608  
© **Кикеев Василий Андреевич** – к.т.н., заведующий кафедрой, e-mail: [vkikeev@mail.ru](mailto:vkikeev@mail.ru)  0000-0002-2375-0803  
© **Жильцов Дмитрий Дмитриевич** – к.м.н., сердечно-сосудистый хирург, e-mail: [doctord89@mail.ru](mailto:doctord89@mail.ru)



## Введение

По данным Всемирной организации здравоохранения, сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности во всем мире [1]. Для решения данной проблемы привлекаются высокотехнологичные методы диагностики и лечения с использованием компьютерных технологий и компьютерного моделирования [2]. Одним из таких направлений является создание математических биомеханических моделей функционирования сердца и его отделов, на основе которых возможно осуществление выбора стратегии операционного лечения.

К масштабным проектам в этом направлении относится проект «Живое сердце» [3], в рамках которого на основе метода конечных элементов (МКЭ) создан интегрированный физический симулятор физиологии сердца. Аналогичная мультифизическая модель сердца предложена в работе [4]. Данные модели сердца обладают большой сложностью, основываются на среднестатистических параметрах его составляющих и не включают специфические особенности конкретного пациента. Такие модели позволяют проводить исследования изменения физиологии сердца, вызванные различными нарушениями и операционными технологиями.

Большее распространение получило создание на основе МКЭ моделей изолированных отделов сердца, к которым относятся модели функционирования митрального клапана (МК). В состав таких моделей включаются створки клапана, хорды, фиброзное кольцо и в ряде случаев стенки левого желудочка. Различают модели, содержащие только структуры тканей сердца, и модели, дополненные потоком крови. Сравнительный анализ таких моделей [5–8] показывает, что учет кровотока, дающий большую полноту изучаемого процесса, приводит к существенному повышению сложности задачи и возрастанию вычислительных затрат. Данный подход требует корректного описания граничных условий по потоку крови, обусловленных сокращением левого желудочка, что достигается или изменением геометрии модели во времени, или решением связанной задачи гидроупругости. Учет кровотока ограничен по времени моментом смыкания створок клапана, в связи с чем такие модели целесообразно использовать для изучения параметров насосной функции левого желудочка [5]. Для описания механики взаимодействия створок при их смыкании возможно применение моделей, не содержащих потока крови.

Разработка конечно-элементной модели МК включает решение следующих проблем: построение геометрической модели клапана; определение моделей

и параметров материалов составных элементов клапана; реализация алгоритма решения геометрически нелинейной динамической контактной задачи деформирования расчетной модели.

Перспективным направлением создания геометрических моделей МК является использование данных 2D и 3D эхокардиографии, компьютерной и магнитно-резонансной томографии, которые позволяют создать модель клапана конкретного пациента. В рамках данного направления основной задачей является разработка алгоритмов и методов автоматизированной обработки данных диагностической аппаратуры [9–11]. Альтернативой моделям клапана конкретного пациента являются параметрические модели с осредненными варьируемыми параметрами, которые могут использоваться для анализа влияния на работу МК различных патологий клапана и технологий хирургических операций [3, 12].

Для описания деформирования мягких биологических тканей активно используются модели гиперупругих материалов [13], которые могут быть расширены для учета специфических свойств тканей, связанных с их структурой. Структурной особенностью створок МК является наличие коллагеновых волокон с различной их ориентацией, что в общем случае является причиной проявления анизотропии механических свойств створок [14]. Наибольшее распространение и развитие при моделировании створок МК с учетом анизотропии их свойств получили модели [15–19]. Исследования, выполненные в работах [20, 21], показывают, что ориентация коллагеновых волокон изменяется по площади створок. Вследствие этого свойства створок носят локальный характер, что может приводить к суммарному изотропному отклику их на механическое воздействие.

Структура модели материала и ее параметры определяются по экспериментальным данным испытания образцов тканей. К наиболее представительным результатам экспериментальных исследований следует отнести данные работ [22] для створок клапана и [24] для хорд. Результаты испытаний показывают существенный разброс кривых деформирования образцов, что указывает на индивидуальный характер механических свойств тканей МК отдельных пациентов. Характерной является более высокая жесткость ткани передней створки клапана, по сравнению с задней. Анализ индекса анизотропии, определяемого как отношение жесткости в окружном направлении к жесткости в радиальном, показывает, что для МК здоровых людей анизотропия свойств статистически незначима. При этом значение индекса для задней створки немного

меньше единицы, а для передней превышает единицу. Для клапана с регургитацией наблюдается снижение значений индекса анизотропии [22].

Эффективным инструментом численной реализации деформирования конечно-элементной модели МК является использование существующих программных комплексов инженерного анализа, к наиболее часто используемым из которых относятся *ABAQUS* [23, 26, 33] и *LS-DYNA* [5, 25, 31]. Библиотеки материалов указанных программ содержат ряд гиперупругих моделей биологических тканей и позволяют включать новые модели, создаваемые пользователем.

Одной из задач, решаемых с использованием конечно-элементных моделей МК, является прогнозирование изменения в работе клапана после аннулопластики при функциональной митральной регургитации. Решению данной задачи посвящено много работ. К последним исследованиям в этой области относятся работы по моделированию процедуры *MitraClip* [10, 25, 26], сравнительному анализу эффективности установки колец *Physio II*, *GeoForm*, *Edwards Classc* [27, 28] и колец с подкладными элементами [3].

Целью данной работы является создание конечно-элементной модели МК, позволяющей проводить исследование влияния на работу клапана модифицированной аннулопластики с использованием полоски перикарда [29]. Данная хирургическая коррекция клапана выполняется при ишемической митральной недостаточности (ИМН), приводящей к регургитации. ИМН рассматривается как проявление ишемической болезни сердца с патологическими состояниями в виде перенесенного инфаркта миокарда, нарушения сократимости левого желудочка и его дилатации. Указанные состояния приводят к смещению папиллярных мышц и, как следствие, к натяжению хорд, ограничивающему подвижность свободных кромок створок клапана, а также к дилатации фиброзного кольца, как правило, задней его части. Таким образом, модель МК должна удовлетворять требованиям варьирования смещения точек основания хорд и размеров кольца.

## Материалы и методы

### Геометрия

В основу исходной геометрической модели положены среднестатистические параметры МК [22, 24, 29]. Построение модели реализовано с использованием программного пакета *Altair HyperMesh*. Приняты следующие значения основных размеров составляющих модели клапана: диаметры кольца в двух взаимно ортогональных направлениях 30 и 22 мм; толщина передней створки в основании 0,93 мм, в средней части 0,93 мм, в краевой зоне 2 мм;

толщина задней створки в основании 1,82 мм, в краевой зоне 2 мм; толщина фиброзного кольца 5 мм; суммарная площадь хорд в среднем их сечении 21 мм<sup>2</sup>. Хорды, включенные в модель, по своему положению соответствуют маргинальным.

### Модели материалов

Библиотека материалов в *LS-DYNA* содержит целый ряд моделей гиперупругих материалов для описания деформирования мягких биологических тканей. Основная часть моделей, учитывающих анизотропию материала, ориентирована на использование объемных конечных элементов. Примером поперечно изотропного материала, применяемого для моделирования тонкостенных объектов, является модель *MAT\_091*, в основу которой положена изотропная матрица, армированная волокнами в одном направлении. Использование данной модели не позволяет в полной мере описать поведение материала в направлении, ортогональном направлению волокон, что привело авторов работы [31] к необходимости использования двуслойной оболочки с различными направлениями армирования. Учитывая результаты и выводы работ [22, 24, 31] для элементов оболочки, используемых для описания деформирования створок, хорд и фиброзного кольца, принята изотропная гиперупругая модель материала Огдена *MAT\_077\_O*. В рамках данной модели выражения связи главных напряжений Коши  $\sigma_i$  с главными относительными удлинениями  $\lambda_i$  в условиях испытания образцов из несжимаемого материала имеют вид:

- двухосное растяжение:

$$\lambda_1 = \lambda_2, \quad \sigma_1 = \sigma_2 = \sum_{j=1}^n \mu_j \left( \lambda_1^{\alpha_j} - \lambda_1^{-2\alpha_j} \right);$$

- одноосное растяжение:

$$\sigma_1 = \sum_{j=1}^n \mu_j \left( \lambda_1^{\alpha_j} - \lambda_1^{-0,5\alpha_j} \right),$$

где  $\mu_j$  и  $\alpha_j$  – параметры модели,  $\lambda_i$  – главные относительные удлинения ( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3=1$ ),  $n$  – порядок модели.

Параметры модели определялись аппроксимацией диаграмм деформирования образцов тканей на основе использования нелинейного метода наименьших квадратов. Для створок клапана использованы данные двухосных испытаний образцов тканей здоровых людей [22] с их осреднением по образцам и направлениям деформирования. Для хорд использованы осредненные данные одноосных испытаний тканей человека [24] для фиброзного кольца [32]. Порядок модели и соответствующие параметры принимались из анализа совпадения экспериментальных кривых деформирования образцов с их расчетным видом, полученным с использованием

Параметры модели материала

Отдел МК	$n$	$\mu_i$ (Па)	$\alpha_i$
Передняя створка	2	$\mu_1=3884$ $\mu_2=7829$	$\alpha_1=36,85$ , $\alpha_2=36,85$
Задняя створка	2	$\mu_1=728,5$ $\mu_2=534,5$	$\alpha_1=37,6$ , $\alpha_2=37,6$
Передние хорды	1	$\mu_1=3,43 \cdot 10^6$	$\alpha_1=18,7$
Задние хорды	1	$\mu_1=2,97 \cdot 10^6$	$\alpha_1=23,3$
Кольцо	1	$\mu_1=6,12 \cdot 10^3$	$\alpha_1=9,12$

LS-DYNA при значении коэффициента Пуассона 0,499. Принятые параметры модели материала приведены в таблице.

Полоска из перикарда, пришиваемая к задней части кольца при проведении хирургической коррекции клапана, имеет меньший размер относительно длины соответствующего участка кольца. Моделирование процесса сжатия кольца полоской из перикарда выполнялось выбором для нее конечного элемента гибкой нити в сочетании с моделью из материала MAT\_071, позволяющей вводить в расчетную схему продольное смещение исходной оси элемента.

Свойства ткани перикарда, обработанной 6%-ным раствором глутарового альдегида, получены по результатам испытания двух различных образцов в виде полосок шириной 6 мм в условиях одноосного растяжения с трехкратным повторением опыта. Предварительные исследования показали, что ткань перикарда подвергается быстрому высыханию на воздухе, что приводит к увеличению ее жесткости. В связи с этим, в отличие от стандартного подхода использования специализированных машин [35], испытания проводились в прозрачной колбе в среде физиологического раствора по схеме нагружения образца грузами посредством струны, проходящей через пластиковую пробку. Деформация образца в процессе нагружения определялась измерением изменения длины участка между жестким захватом и меткой, нанесенной на образец на расстоянии 25 мм. Измерения проводились с использованием микроскопа с 24-кратным увеличением. По результатам испытаний построена диаграмма растяжения ткани перикарда в координатах условных величин напряжения и относительной деформации, определяемых с использованием начальных значений площади сечения образца и длины мерного участка (рис. 1).

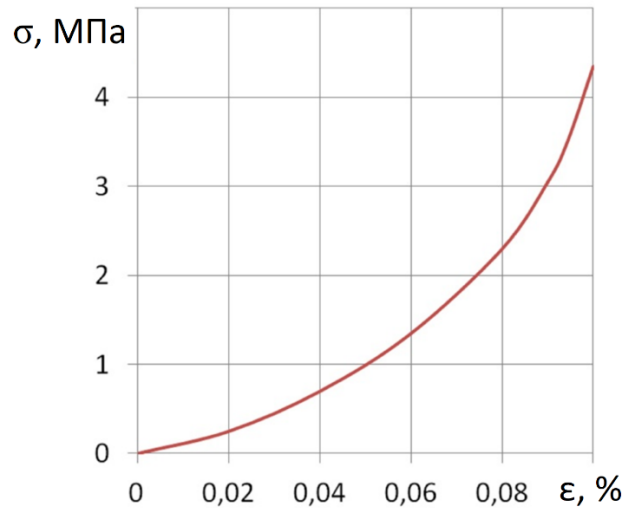


Рис. 1. Диаграмма деформирования ткани перикарда

### Сетка и сеточная сходимость

Создание конечно-элементной модели МК и последующая ее вычислительная реализация выполнялись с использованием программных средств HyperMesh и LS-DYNA, позволяющих в дальнейшем выполнить расширение модели до учета жидкостной составляющей.

Для всех составляющих модели клапана приняты конечные элементы оболочки в формулировке Belytschko-Tsay [5, 34], что позволяет варьировать толщины на любых участках клапана и учесть контактное взаимодействие хорд в области, прилегающей к кромкам створок. Для моделирования контактов использовалась формулировка метода штрафа. Общее число элементов в модели – 3471, узлов – 3678. Конечно-элементная модель МК представлена на рис. 2. Цветовая гамма соответствует различным сегментам модели.

Полоска перикарда, моделируемая элементами гибкой нити с площадью поперечного сечения 3 мм<sup>2</sup>, разбивалась на участки длиной, не превышающей 5 мм, и перемычки между ними с размером менее 1 мм, что соответствовало наложению П-образного шва. Для данных участков в качестве входного параметра принималось смещение оси, определяющее их начальное относительное удлинение  $\lambda$ .

### Граничные условия

Функционирование митрального клапана рассматривалось в течение части сердечного цикла и задавалось изменением давления на створках клапана (рис. 3), натяжением хорд в диастоле за счет смещения на 2 мм точек основания хорд на папиллярных мышцах, уменьшением диаметра кольца на 0,75 мм в

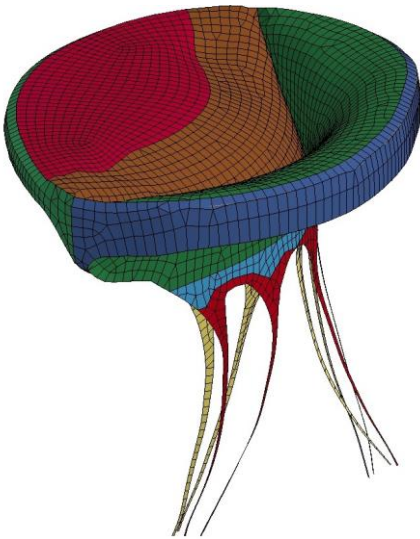


Рис. 2. Конечно-элементная модель митрального клапана

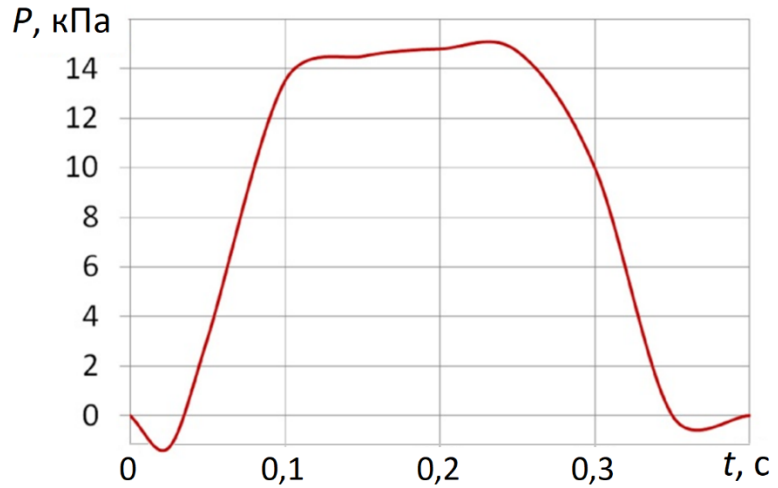


Рис. 3. Зависимость изменения давления на створках клапана от времени

систоле за счет приложения к нему давления со стороны стенок желудочка.

На первом этапе исследования рассмотрено развитие регургитации, вызванной неполным смыканием створок клапана в систоле из-за дилатации кольца. Увеличение диаметра кольца осуществлялось за счет приложения к задней его части дополнительного давления, что моделировало силовое воздействие со стороны левого желудочка, имеющего патологические изменения.

На втором этапе исследования выполнен анализ влияния на работу клапана с регургитацией установки на заднюю часть фиброзного кольца полоски из перикарда. Отличительной особенностью данного исследования является моделирование изменения размеров кольца не кинематическими граничными условиями, а заданием силового воздействия на кольцо со стороны левого желудочка, которое сохранялось в процессе проведения процедуры аннулопластики. Данный подход позволяет смоделировать упругое взаимодействие кольца с полоской из перикарда, которое определялось при отсутствии давления на створки МК параметром отношения меньшего диаметра кольца после его коррекции к исходному значению до операции  $d_k/d$ .

### Настройки решения и решателя

Для проведения нелинейного конечно-элементного анализа использовалась явная динамическая постановка. Шаг по времени выбирался автоматически на основе критерия Куранта – Фридрихса – Леви (CFL).

### Результаты

Выполнено моделирование развития и последующего хирургического лечения с помощью

полоски из перикарда ИМН, связанной с дилатацией задней части фиброзного кольца. В результате первого этапа исследования получена связь изменения начального зазора между створками в ненагруженном состоянии  $\Delta_0$  в зависимости от относительного изменения меньшего диаметра кольца  $\Delta d/d_0$  (кривая 1 на рис. 4). При действии максимального давления на створки в период систолы наблюдалось их смыкание, характеризуемое минимальным значением высоты кооптации  $h$  (кривая 2 на рис. 4). Начиная с определенных значений  $\Delta d/d_0$ , происходит неполное смыкание створок, характеризуемое зазором  $\Delta$  в средней части области несмыкания, что соответствует развитию регургитации (кривая 3 на рис. 4). Следует учитывать, что значения параметров, определяющих состояние клапана, изменяются по поверхности створок, а точность их определения ограничена принятыми размерами конечных элементов.

На втором этапе после установки полоски из перикарда в зависимости от ее начального относительного удлинения  $\lambda$  дополнительно определялись следующие параметры: отношения величины зазора между створками клапана после проведения его коррекции к значению до операции при нулевом давлении  $\Delta_{0к}/\Delta_0$  и максимальном давлении на створки  $\Delta_k/\Delta$ ; отношение минимальной глубины кооптации створок после коррекции к его значению для клапана без патологий  $h_k/h_n$ . На рис. 5 представлены результаты расчетов второго этапа исследования для случая дилатации фиброзного кольца с отношением  $\Delta d/d_0 = 0,167$ .

Из полученных результатов следует, что образование зазора между створками в систолу (рис. 6, а), приводящее к регургитации, наблюдается в используемой модели после десятипроцентного увеличения диаметра кольца. Дальнейшее увеличение

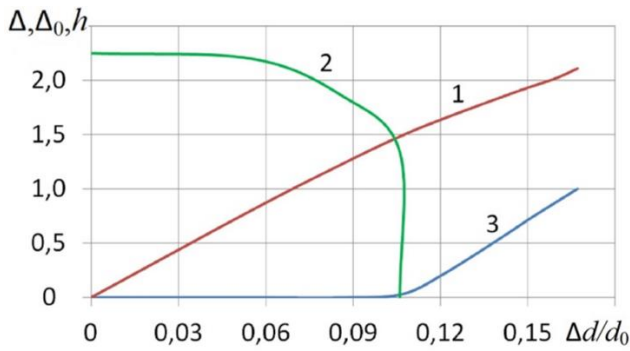


Рис. 4. Зависимость параметров смыкания створок клапана от относительного изменения диаметра кольца:  
 1 – начальный зазор  $\Delta_0$ ; 2 – минимальная высота кооптации  $h$ ; 3 – зазор в систоле  $\Delta$

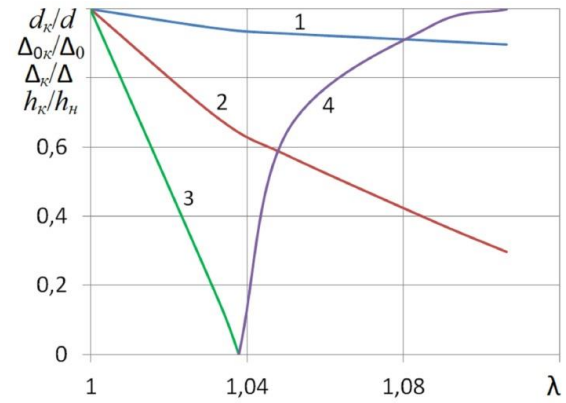


Рис. 5. Зависимость параметров смыкания створок клапана от относительного удлинения полоски из перикарда для случая  $\Delta d / d_0 = 0,167$ :  
 1 –  $d_k / d$ ; 2 –  $\Delta_{0k} / \Delta_0$ ; 3 –  $\Delta_k / \Delta$ , 4 –  $h_k / h_n$ .

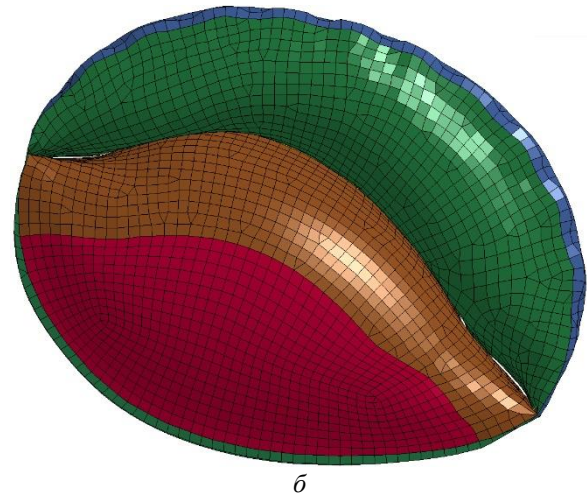
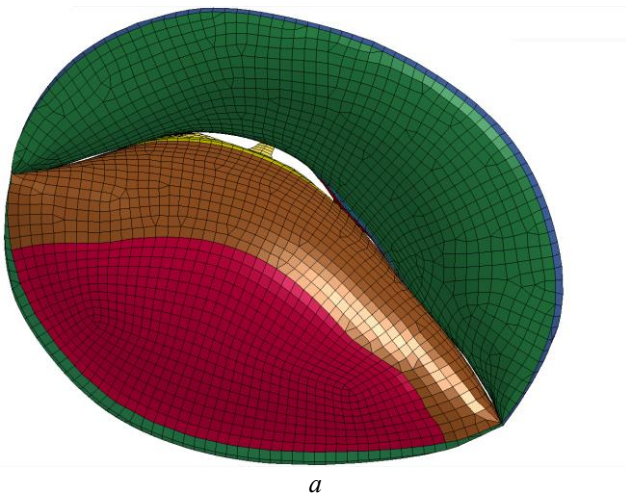


Рис. 6. Деформированный вид клапана в систолу: а – исходное состояние с регургитацией; б – после наложения полоски перикарда

зазора происходит пропорционально росту диаметра кольца. Глубина кооптации проявляет резкие изменения, что связано с одновременным развитием контакта створок по значительной их площади. Наложение на кольцо полоски из перикарда с различной степенью ее начального удлинения приводит к уменьшению диаметра кольца и зазора между створками в систолу вплоть до полного восстановления их кооптации (рис. 6, б). Характер развития смыкания створок по сечению клапана представлен на рис. 7.

## Обсуждение

В результате выполненного исследования разработана новая конечно-элементная модель МК для анализа влияния на его работу коррекции фиброзного кольца с использованием полоски из перикарда. Модель обладает рядом особенностей. Используются конечные элементы оболочки, позволяющие варьировать толщины по площади створок и корректно описывать кооптацию в области слияния

створок с хордами, что недоступно при использовании для хорд стержневых элементов [5, 23, 25, 26, 31, 33]. Дилатация фиброзного кольца задается силовыми граничными условиями, которые сохраняются и после проведения операции коррекции. Такой подход в первом приближении позволяет сохранить действие на митральный клапан окружающих его тканей левого желудочка и учитывает упругое взаимодействие фиброзного кольца с устанавливаемой полоской. Наложение на фиброзное кольцо кинематических граничных условий, используемое в ряде работ [28, 36], не позволяет учитывать данные эффекты. Следует отметить, что применение кинематических граничных условий для описания смещения папиллярных мышц и сокращения кольца в систолу также не отражает природу таких перемещений, связанных с внутренней сократительной функцией тканей.

В ходе выполненного исследования выявлен ряд закономерностей в изменении работы МК. Величина зазора между створками клапана в систолу, возникающего после определённого увеличения диаметра фиброзного кольца, проявляет линейную

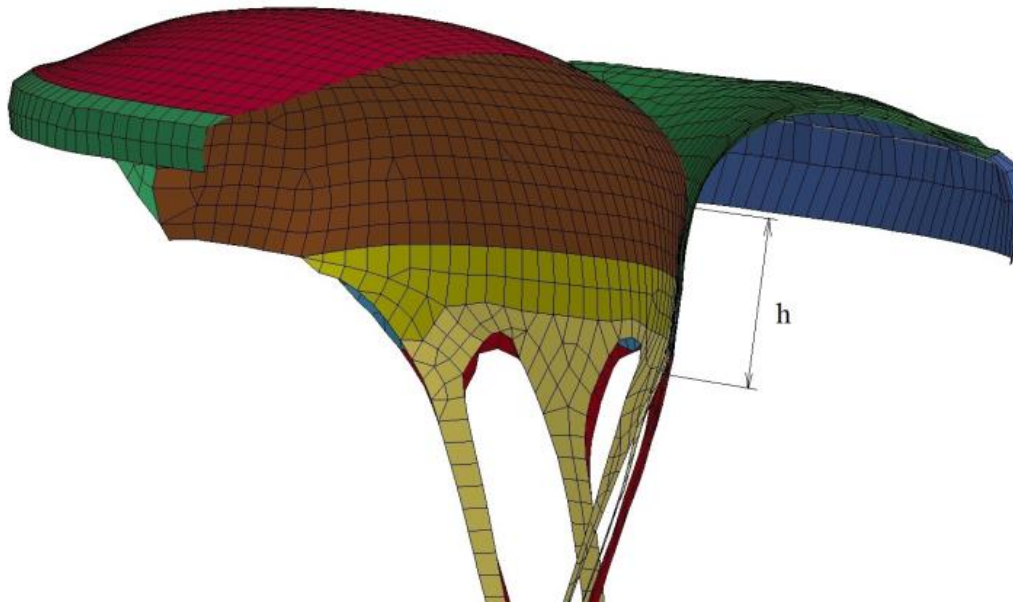


Рис. 7. Кооптация створок в сечении клапана

зависимость от относительного изменения диаметра. Аналогичная линейная связь наблюдается для величины зазора в систолу и по отношению к натяжению полоски перикарда. Переход створок клапана от состояния кооптации к состоянию регургитации происходит одновременно по большой площади створок, что связано с равномерностью давления их контактного взаимодействия.

Естественным развитием модели является ее ориентация на конкретного пациента, что порождает ряд проблем, требующих своего решения. Прежде всего, неопределенными становятся свойства тканей МК, имеющие большой разброс, а также его геометрические параметры в ненапряженном состоянии. В связи с этим возникает задача идентификации модели по данным диагностической аппаратуры. Полезную информацию в решении данной проблемы могут дать результаты исследования

чувствительности работы МК к варьированию его параметров, получаемые на основе использования конечно-элементных моделей.

## Заключение

Построена конечно-элементная модель проведения пластики МК полоской из перикарда, позволяющая выполнять предоперационный выбор параметров используемой полоски в зависимости от состояния клапана. Результаты расчетов показывают возможность восстановления кооптации створок клапана. Дальнейшее развитие модели связано с учетом индивидуальных особенностей пациента, что, свою очередь, требует исследования чувствительности механики клапана к различным его параметрам, таким как свойства материала тканей, толщины створок, смещение папиллярных мышц.

## Список литературы

1. Сабир, К. Использование анализа соответствий и лог-линейных моделей для исследования факторов, влияющих на сердечно-сосудистые заболевания / К. Сабир, А.Г. Кучумов, Т. Нгуен-Кван // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 1. – С. 74–86. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.1.07
2. Catalano, C. On the Modeling of Transcatheter Therapies for the Aortic and Mitral Valves: A Review / C. Catalano, S. Pasta // Prosthesis. – 2022. – Vol. 4. – P. 102–112. DOI: 10.3390/prosthesis4010011
3. Human cardiac function simulator for the optimal design of a novel annuloplasty ring with a sub-valvular element for correction of ischemic mitral regurgitation / B. Baillaergeon, I. Costa, J.R. Leach, L.C. Lee, M. Genet, A. Toutain, J.F. Wenk, M.K. Rausch, N. Rebelo, G. Acevedo-Bolton, E. Kuhl, J.L. Navia, J.M. Guccione // Cardiovascular Engineering and Technology. – 2015. – Vol. 6, no. 2. – P. 105–116. DOI: 10.1007/s13239-015-0216-z
4. An electromechanics-driven fluid dynamics model for the simulation of the whole human heart / A. Zingaro, M. Bucelli, R. Piersanti, F. Regazzoni, L. Dede', A. Quarteroni // Computational Engineering, Finance, and Science. – 2023. DOI: arxiv-2301.02148.
5. Mitral valve dynamics in structural and fluid-structure interaction models / K.D. Lau, V. Diaz, P. Scambler, G. Burriesci // Medical Engineering and Physics. – 2010. – Vol. 32. – P. 1057–1064. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.07.008
6. A finite element framework for high performance computer simulation of blood flow in the left ventricle of the human heart / J.H. Spühler, J. Jansson, N. Jansson, J. Hoffman // Computational Science and Technology. – 2015. – Vol. 34.
7. Modelling mitral valvular dynamics-current trend and future directions / H. Gao, N. Qi, L. Feng, X. Ma, M. Danton, C. Berry, X. Luo // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. – 2017. – Vol. 33, no. 10. DOI:10.1002/cnm.2858

8. Fluid–structure interaction simulation of pathological mitral valve dynamics in a coupled mitral valve-left ventricle model / L. Cai, T. Zhao, Y. Wang, X. Luo, H. Gao // *Intelligent Medicine*. – 2023. – Vol. 3, no. 2. – P. 104–114. DOI: 10.1016/j.imed.2022.06.005
9. Modeling mitral valve leaflets from three-dimensional ultrasound / R.J. Schneider, W.C. Burke, G.R. Marx, J. Pedro, R.D. Howe // *Functional Imaging and Modeling of the Heart*. – 2011. – P. 215–222. DOI: 10.1007/978-3-642-21028-0\_27
10. An integrated framework for finite-element modeling of mitral valve biomechanics from medical images: Application to mitralclip intervention planning / T. Mansi, I. Voigt, B. Georgescu, X. Zheng, E.A. Mengue, M. Hackl, R. Ionasesc, T. Noack, J. Seeburger, D. Comaniciu // *Medical Image Analysis*. – 2012. – Vol. 16, no. 7. – P. 1330–1346. DOI: 10.1016/j.media.2012.05.009
11. Шардаков, И.Н. Построение четырехкамерного геометрического образа сердца человека на основе рентгеновской томографии / И.Н. Шардаков, А.П. Шестаков // *Российский журнал биомеханики*. – 2015. – Т. 19, № 4. – С. 372–384. DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2015.4.04
12. Alleau, T. Use of a parametric finite element model of the mitral valve to assess healthy and pathological valve behaviors / T. Alleau, L. Lanquetin, A.-V. Salsac // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2019. – Vol. 22, no. 1. – P. 4–5. DOI:10.1080/10255842.2020.1713457
13. Шмурак, М.И. Анализ гиперупругих моделей для описания поведения мягких тканей организма человека / М.И. Шмурак, А.Г. Кучумов, М.О. Воронова // *Master`s Journal*. – 2017. – № 1. – С. 230–243.
14. Weinberg E.J., Kaazempur Mofrad M.R. On the Constitutive Models for Heart Valve Leaflet Mechanics // *International Journal Cardiovascular Engineering*. – 2005. – Vol. 5. – P. 37–43. DOI: 10.1007/s10558-005-3072-x.
15. May-Newman, K. A constitutive law for mitral valve tissue / K. May-Newman, F.C. Yin // *Journal of Biomedical Engineering*. – Vol. 120, no. 1. – P. 38–47. DOI: 10.1115/1.2834305
16. On modelling and analysis of healthy and pathological human mitral valves: Two case studies / V. Prot, B.G. Skallerud, Sommer, G.A. Holzapfel // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2010. – Vol. 3, no. 2. – P. 167–177. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2009.05.004
17. Pham, T. Material properties of aged human mitral valve leaflets / T. Pham, W. Sun // *Journal of Biomedical Materials Research*. – 2014. – Vol. 102, no. 8. – P. 2692–2703. DOI:10.1002/jbm.a.34939
18. Gasser, T.C. Hyperelastic modeling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations / T.C. Gasser, R.W. Ogden, G.A. Holzapfel // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2006. – Vol. 3, no. 6. – P. 15–35. DOI:10.1098/rsif.2005.0073
19. Dynamic finite element implementation of nonlinear, anisotropic hyperelastic biological membranes / D.R. Einstein, P.G. Reinhall, M.A. Nicosia, R.P. Cochran, K.S. Kunzelman // *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. – 2003. – Vol. 6, no. 1. – P. 33–44. DOI:10.1080/1025584021000048983
20. The relationship of normal and abnormal microstructural proliferation to the mitral valve closure sound / D.R. Einstein, K.S. Kunzelman, P.G. Reinhall, M.A. Nicosia, R.P. Cochran // *Journal of Biomechanical Engineering*. – 2005. – Vol. 127, no. 1. – P. 134–147. DOI: 10.1115/1.1835359
21. Grande-Allenand, K.J. The heterogeneous biomechanics and mechanobiology of the mitral valve / K.J. Grande-Allenand, J. Liao // *Implications for Tissue Engineering. Current Cardiology Reports*. – 2011. – Vol. 13, no. 2. – P. 113–120. DOI: 10.1007/s11886-010-0161-2
22. Alterations in human mitral valve mechanical properties secondary to left ventricular remodeling: A Biaxial Mechanical Study / P. Vandemaele, K. Vander Linden, S. Deferm, R. Jashari, F. Rega, P. Bertrand, P. Vandervoort, J. Vander Sloten, N. Famaey, H. Fehervary // *Frontiers in Cardiovascular Medicine*. – 2022. – Vol. 9. –P. 1–16. DOI: 10.3389/fcvm.2022.876006
23. Galili, L. Numerical biomechanics modelling of indirect mitral annuloplasty treatments for functional mitral regurgitation / L. Galili, A. White Zeira, G. Marom // *R. Soc. Open Sci*. – 2022. – Vol. 9. – P. 1–11. DOI: 10.1098/rsos.211464
24. Characterization of biomechanical properties of aged human and ovine mitral valve chordae tendineae / K. Zuo, T. Pham, K. Li, C. Martin, Z. He, W. Sun // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2016. – Vol. 62. – P. 607–618. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2016.05.034
25. Mechanical effects of MitraClip on leaflet stress and myocardial strain in functional mitral regurgitation – A finite element modeling study / Y. Zhang, V.Y. Wang, A.E. Morgan, J. Kim, M.D. Handschumacher, C.S. Moskowitz, R.A. Levine, L. Ge, J.M. Guccione, J.W. Weinsaft, M.B. Ratcliffe // *Plos One*. – 2019. – Vol. 14, no. 10. – P. 1–16. DOI: 10.1371/journal.pone.0223472.
26. Finite element analysis of MitraClip procedure on a patient-specific model with functional mitral regurgitation / F. Kong, A. Caballero, R. McKay, W. Sun // *Journal of Biomechanics*. – 2020. – Vol. 104. – P. 109730. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.109730
27. Choi, A. Computational virtual evaluation of the effect of annuloplasty ring shape / A. Choi, D.D. McPherson, H. Kim // *International Journal for Numerical Methods in Biomedical. Engineerong* – 2017. – Vol. 33, no. 6. – P. 1–22. DOI: 10.1002/cnm.2831
28. Finite element analysis of annuloplasty and papillary muscle relocation on a patient-specific mitral regurgitation model / F. Kong, T. Pham, C. Martin, J. Elefteriades, R. McKay, C. Primiano, W. Sun // *Plos One*. – 2018. – Vol. 13, no. 6. – P. 1–15. DOI: 10.1371/journal.pone.0198331
29. Modified mitral valve repair with its insufficiency of ischemic genesis / V.E. Vaykin, M.V. Ryazanov, D.D. Zhiltsov, S.A. Zhurko, A.B. Gamzaev, G.V. Bolshukhin, S.A. Fedorov, A.P. Medvedev // *Modern Technologies in Medicine*. – 2021. – Vol. 13, no. 2. – P. 59–67. DOI: 10.17691/stm2021.13.2.07
30. Котович, Д.С. Анатомия митрального клапанного аппарата в норме и при дилатационной кардиомиопатии / Д.С. Котович, И.Н. Стакан // *Военная медицина*. – 2010, № 2. – С. 58–61.
31. Wenk, J.F. Finite element modeling of mitral leaflet tissue using a layered shell approximation / J.F. Wenk, M.B. Ratcliffe, J.M. Guccione // *Medical and Biological Engineering and Computing*. – 2012. – Vol. 50, no. 10. – P. 1071–1079. DOI: 10.1007/s11517-012-0952-2
32. Овчаренко, Е.А. Биотехническая система бесшовной имплантации аортального клапана сердца. Дисс...



- кандидата Технические науки / Е.А. Овчаренко, – Москва: Московский государственный технический университет имени Н.Э Баумана, 2016. – 184 с.
33. Simulation of mitral valve plasticity in response to myocardial infarction / B.V. Rego, A.H. Khalighi, R.C. Gorman, M.S. Sacks // *Ann. Biomed. Eng.* – 2023. Vol. 51, no. 1. – P. 71–87. DOI: 10.1007/s10439-022-03043-7
34. Finite element analysis of mitral valve annuloplasty in Barlow’s disease / H.M. Aguilera, S. Urheim, R.M. Persson, R. Haaverstad, B. Skallerud, V. Prot // *Journal of Biomechanics.* – 2022. – Vol. 142. – P. 111226. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2022.111226
35. Biocompatible elastic polymer nanocomposites based on multiwalled carbon nanotubes for application in cardiovascular surgery / M.A. Rezvova, P.A. Nikishau, S.V. Kostyuk, M.I. Makarevich, P.S. Onishchenko, K.Y. Klyshnikov, T.V. Glushkova, A.E. Kostyunin, E.A. Ovcharenko // *Complex Issues of Cardiovascular Diseases.* – 2024. – Vol. 12, no. – P. 90–101. DOI: 10.17802/2306-1278-2023-12-4s-90-101
36. Wang, Q. Finite element modeling of mitral valve dynamic deformation using patient-specific multi-slices computed tomography scans / Q. Wang, W. Sun // *Annals of Biomedical Engineering.* – 2013. – Vol. 41. – P. 142–153.

**Финансирование.** Работа выполнена без привлечения финансирования.

Результаты были получены с использованием ресурсов НГТУ им. П.Е. Алексеева.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

## MITRAL VALVE PLASTIC SURGERY WITH AN AUTOPERICARDIAL STRIPE: FINITE ELEMENT MODELING

A.A. Mironov<sup>1</sup>, M.V. Ryazanov<sup>2</sup>, V.A. Kikeev<sup>1</sup>, D.D. Zhilcov<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Nizhny Novgorod State Technical University, Nizhny Novgorod, Russian Federation

<sup>2</sup> Specialized Cardiac Surgical Clinical Hospital, Nizhny Novgorod, Russian Federation

---

### ARTICLE INFO

Received: 13 December 2023  
Approved: 06 June 2024  
Accepted for publication: 14 June 2024

### Key words:

mitral valve, ischemic mitral regurgitation, annuloplasty, finite element modeling

### ABSTRACT

Currently, one of the methods of treatment of ischemic mitral insufficiency, leading to blood regurgitation, is annuloplasty surgery. In medical practice, MitraClip procedures and the installation of various types of rings have become widespread, ensuring reliability, biocompatibility and high manufacturability of the operation. In this paper, a modified annuloplasty using a pericardial strip is considered. A common problem of performing such operations is predicting their results depending on the correction parameters. Finite element modeling is used to solve this problem. As part of the study, a finite element model of the mitral valve was developed in the environment of the LS-DYNA software product, which allows for imitation of plastic surgery with a pericardial strip. The model is constructed using shell elements and includes valve flaps, a fibrous ring and chords. The change in the tension forces of the chords and the dilation of the fibrous ring are carried out respectively by the imposition of kinematic and force boundary conditions, which persist even after the plastic surgery. The pericardial strip, sewn to the back of the fibrous ring, is modeled by elements of a flexible thread with the possibility of pre-tensioning. The mechanical properties of the pericardium used in computer modeling were obtained from the results of tensile testing of samples. The results of a computational experiment of the effect of the pericardial strip plasty procedure on the restoration of valve leaf co-optation in the presence of dilation of the posterior part of the fibrous ring are presented. After correction according to the diagnostic data of a particular patient, the model can be used to select the necessary strip sizes during mitral valve repair surgery.

---