



Оригинальная статья

Конечно-элементный анализ при моделировании структур сердца и аорты

Смирнов А.А.¹ • Овсепьян А.Л.² • Квиндт П.А.² • Палеев Ф.Н.^{3,4} • Борисова Е.В.³ • Яковлев Е.В.¹

Смирнов Александр Александрович – канд. мед. наук, доцент, и.о. заведующего кафедрой фундаментальных медицинских дисциплин¹; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2661-3759>
✉ 197082, г. Санкт-Петербург, Лыжный пер., 8–1–366, Российская Федерация. Тел.: +7 (981) 761 07 47. E-mail: savmeda@yandex.ru

Овсепьян Артур Леонович – магистрант кафедры биотехнических систем²; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4050-214X>

Квиндт Павел Александрович – магистрант кафедры биотехнических систем²; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8867-6440>

Палеев Филипп Николаевич – д-р мед. наук, профессор, чл.-корр. РАН, заведующий кафедрой терапии факультета усовершенствования врачей³; первый заместитель генерального директора, заместитель генерального директора по научной работе⁴; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9481-9639>

Борисова Екатерина Викторовна – д-р мед. наук, ст. науч. сотр. отделения кардиологии³

Яковлев Евгений Васильевич – канд. мед. наук, доцент кафедры фундаментальных медицинских дисциплин¹; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8435-7562>

Актуальность. Трехмерное моделирование различных анатомических структур стало в последнее время самостоятельным направлением топографо-анатомических и биомеханических исследований *in vivo*. Существующие методы визуализации *in vivo* и количественного анализа *in silico* позволяют выполнять точное моделирование этих процессов с целью изучения патогенеза заболеваний сердечно-сосудистой системы, прогнозирования рисков, планирования хирургических вмешательств и виртуальной отработки их отдельных этапов.

Цель – разработка методов создания, анализа и валидации персонализированных моделей различных структур сердца и дуги аорты с учетом их морфологических особенностей.

Материал и методы. В ходе работы были использованы 14 компьютерно-томографических исследований рандомизированных больных, не имеющих аномалий и/или патологии сердца, аортального клапана и луковички аорты. Анализ и дальнейшие преобразования томограмм осуществляли с помощью программного обеспечения (ПО) Vidar DICOM Viewer, SolidWorks 2016, VMTKLab. Для FSI-моделирования дуги аорты по данным функциональной мульти-спиральной компьютерной томографической (МСКТ)-коронарографии (женщина, 55 лет) была создана персонализированная модель восходящего отдела аорты и дуги аорты в момент начала систолы. В ПО HyperMesh (Altair Engineering Inc., США) построена сетка конечных элементов проточной области, адвентиции и меди аорты. Для моделирования механических свойств структур аорты применена анизотропная гиперупругая модель материала Хольцапфеля – Гассера – Огдена. Моделирование материалов, постановку граничных условий и анализ взаимодействия жидкости и структуры (англ. fluid-structure interaction, FSI) проводили в ПО Abaqus CAE 6.14 (Simulia, Johnston, США). При создании конечно-элементного шаблона левого желудочка сердца использовали стратегию адаптивного мешинга изображения, предложенную Янгом. Реализация алгоритма выполнена в среде программной разработки IDE PyCharm на языке Python 3.7. Базисом для реализации алгоритма стали библиотеки с открытым исходным кодом (англ. open-source libraries) OpenCV, NumPy, Matplotlib и SciPy.

Результаты. Первым этапом разработки модели аортального клапана стало построение его виртуального 3D-шаблона, после чего была построена целостная геометрическая модель. Следующим этапом работы над шаблоном было преобразование геометрической модели аортального клапана в параметрическую, что было реализовано путем применения встроенного в SolidWorks инструмента «Уравнения». В ходе работы с моделью каких-либо проблем с геометрией при деформации не выявлено. Для моделирования сегмента аорты были использованы данные функциональной МСКТ-коронарографии. На основе этих данных с применением ПО Inobitex DICOM Viewer генерировалась мультипланарная реконструкция зоны интереса, включающая анатомические структуры сердца и дуги аорты. Из полученного набора контуров была создана трехмерная модель, которая затем конвертировалась в полигональную STL-модель (англ. stereolithography). Разработан алгоритм адаптивного мешинга для создания полигонального деформируемого шаблона, применимого для регистрации как сетчатыми методами (B-Spline), так и на основе особенностей изображения (гомологичные пиксели).

Заключение. Разработанная параметрическая 3D-модель анатомических структур аортального клапана способна адекватно изменять свою геометрию при внешних воздействиях и может быть использована в симуляторах эндоваскулярных кардиохирургических вмешательств.

Ключевые слова: левый желудочек сердца, аортальный клапан, аорта, гемодинамика, FSI-моделирование

Для цитирования: Смирнов АА, Овсепьян АЛ, Квиндт ПА, Палеев ФН, Борисова ЕВ, Яковлев ЕВ. Конечно-элементный анализ при моделировании структур сердца и аорты. Альманах клинической медицины. 2021;49(6):375–384. doi: 10.18786/2072-0505-2021-49-043.

Поступила 23.09.2021; доработана 15.10.2021; принята к публикации 18.10.2021; опубликована онлайн 09.11.2021

¹ ГОУ ВО МО Московский государственный областной университет; 142400, Московская обл., г. Ногинск, ул. 3-го Интернационала, 117, Российская Федерация

² ФГАУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»; 197376, г. Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, 5, Российская Федерация

³ ФБУЗ МО «Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского»; 129110, г. Москва, ул. Щепкина, 61/2, Российская Федерация

⁴ ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр кардиологии» Минздрава России; 121552, г. Москва, ул. 3-я Черепковская, 15а, Российская Федерация

Трехмерное моделирование различных анатомических структур стало в последнее время самостоятельным направлением топографо-анатомических и биомеханических исследований. Точное стереометрическое и физическое моделирование различных структур сердца и магистральных сосудов представляет значительный интерес для сердечно-сосудистой хирургии [1]. Взаимодействие потока крови с аортальным клапаном и стенками аорты – сложное динамическое событие, описываемое в механике как взаимодействие жидкости и деформируемого тела (англ. fluid-structure interaction, FSI). Существующие методы визуализации *in vivo* и количественного анализа *in silico* позволяют осуществлять моделирование этих процессов с целью изучения патогенеза заболеваний сердечно-сосудистой системы, прогнозирования рисков и планирования хирургических вмешательств [1]. Для численного физического моделирования взаимодействия системы «кровь – стенка сосуда» широко применяется метод FSI-анализа [2–4]. Он объединяет в себе методы вычислительной гидродинамики и структурного (динамического) анализа. Сегодня FSI широко применяют в прогнозировании рисков возникновения аневризм аорты и их разрывов. Ранее не проводилось попыток исследования изменений биомеханических свойств аорты при стенозе аортального клапана с применением персонализированного FSI-моделирования на основе данных мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ).

Цель – разработка методов создания, анализа и валидации персонализированных моделей различных структур сердца и дуги аорты с учетом их морфологических особенностей.

Материал и методы

В ходе работы были использованы предоставленные ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского данные 15 компьютерно-томографических исследований больных, не имеющих аномалий и/или патологии структур сердца и луковицы аорты. Их анализ и дальнейшие преобразования осуществляли с помощью программного обеспечения (ПО) Vidar DICOM Viewer, SolidWorks 2016, VMTKLab и других существующих видов ПО и библиотек.

Визуализация створок аортального клапана на основании данных компьютерной томографии (КТ) серьезно затруднена вследствие их незначительной толщины (<0,5 мм). По этой причине было выполнено построение виртуального 3D-шаблона аортального клапана с учетом параметров, приведенных в статье [5]. Виртуальный 3D-шаблон аортального клапана способен к дальнейшим преобразованиям на основе данных КТ каждого конкретного пациента, что позволяет создавать в каждом случае индивидуализированную параметрическую модель.

Подготовка компьютерной 3D-модели шаблона аортального клапана и макросов в SolidWorks API. Построение виртуального 3D-шаблона аортального клапана на первом этапе работы выполнялось на основании среднестатистических параметров, приведенных в статье [5]. В связи с тем что наиболее широкий участок аортального клапана находится на уровне синусов [5], форму внешней поверхности создаваемой модели наиболее точно можно описать как «луковицу». Средний диаметр устья аорты у взрослых составляет примерно $2,3 \pm 0,3$ см, а площадь клапанного отверстия – $4,6 \pm 1,1$ см² [6]. Построение шаблона было выполнено с применением ПО SolidWorks 2016.

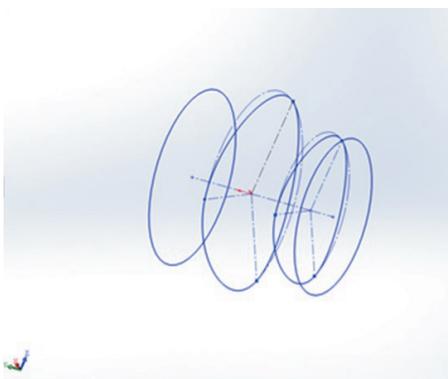


Рис. 1. Эскиз синусов Вальсальвы



Рис. 2. 3D-модель синусов Вальсальвы

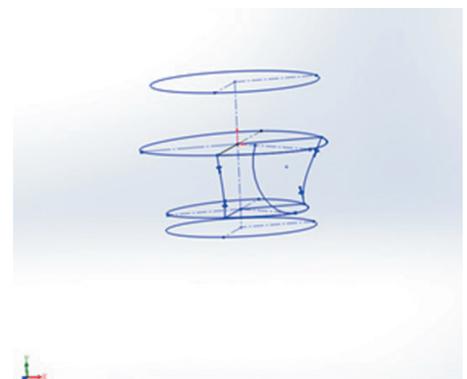


Рис. 3. Эскиз створок клапана

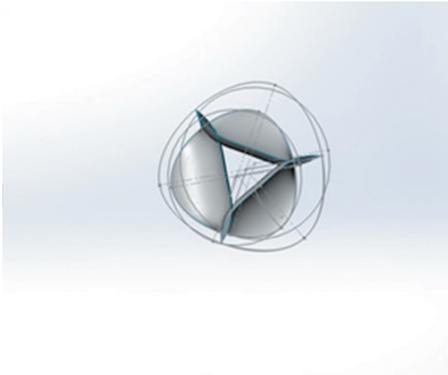


Рис. 4. Модель створок клапана

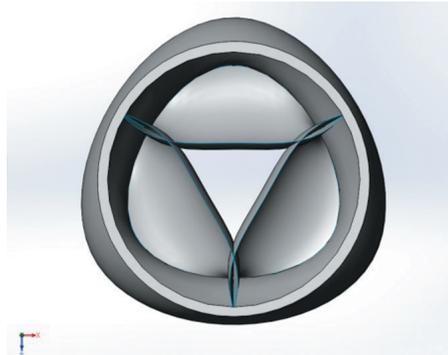


Рис. 5. 3D-модель аортального клапана

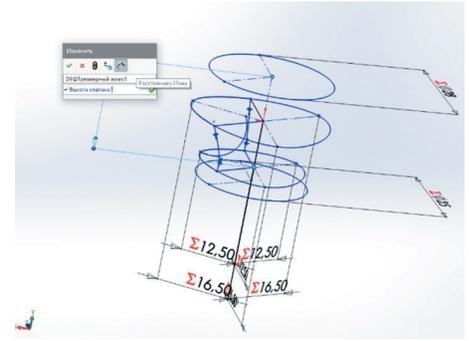


Рис. 6. Присвоение переменных элементам эскиза

Таким образом, по заданным параметрам был построен эскиз синусов Вальсальвы (рис. 1), а по этому эскизу, в свою очередь, построено виртуальное объемное тело (рис. 2).

Следующим этапом стало построение модели створок аортального клапана. Сначала был выполнен эскиз (рис. 3), а затем на его основе создано виртуальное объемное твердое тело. Впоследствии количество створок с помощью кругового массива было увеличено до трех относительно осевой линии клапана (рис. 4).

По завершении данного этапа объемные модели створок и синусов объединили для получения целостной геометрической 3D-модели аортального клапана (рис. 5).

После этого выполнили преобразование геометрической модели аортального клапана в параметрическую, что было реализовано путем применения встроенного в ПО SolidWorks инструмента «Уравнения». Сначала были заданы глобальные переменные, соответствующие входным значениям и параметрам, необходимым для последующей деформации: верхний диаметр, диаметр синусов, нижний диаметр и высота аортального клапана. Далее были присвоены переменные всем элементам эскиза, способным подвергаться деформации (рис. 6).

После завершения создания параметрического шаблона была выполнена тестовая деформация для проверки корректности его работы.

На заключительном этапе создания шаблона были заданы механические свойства структур, соответствующие средним значениям реального биологического объекта: модуль нормальной упругости для синусов Вальсальвы – 0,2 МПа, для створок аортального клапана – 20 МПа, коэффициент Пуассона для обеих структур – 0,4.

Таким образом, был построен виртуальный параметрический 3D-шаблон аортального клапана, способный изменять свою геометрию при внешних воздействиях. Доказана работоспособность параметрической модели, каких-либо проблем с геометрией при деформации не выявлено.

Моделирование аорты

При моделировании сегмента аорты в настоящем исследовании были использованы данные функциональной МСКТ-коронарографии, предоставленные ФГБУ «НМИЦ кардиологии» Минздрава России. На их основе с применением ПО Inobites DICOM Viewer генерировалась мультипланарная реконструкция зоны интереса, включающая анатомические структуры сердца и дуги аорты. Из полученного набора контуров была создана трехмерная модель, которая затем конвертировалась в полигональную STL-модель (англ. stereolithography) (рис. 7).

Редактирование и реверс-инжиниринг STL-модели осуществляли с применением ПО SolidWorks. Средствами утилиты SW ScanTo3D были сгенерированы стенка и корень аорты. Итоговая САД-модель зоны интереса включает в себя структуры аорты, фиброзное кольцо, створки, комиссуры и синусы Вальсальвы.

Предобработку САД-модели для FSI-анализа проводили с применением ПО HyperMesh. Расчетную конечно-элементную сетку генерировали с учетом анатомических и морфологических особенностей стенки аорты.

Концепция адаптивного мешинга при построении модели левого желудочка сердца

При создании конечно-элементного шаблона левого желудочка сердца была использована

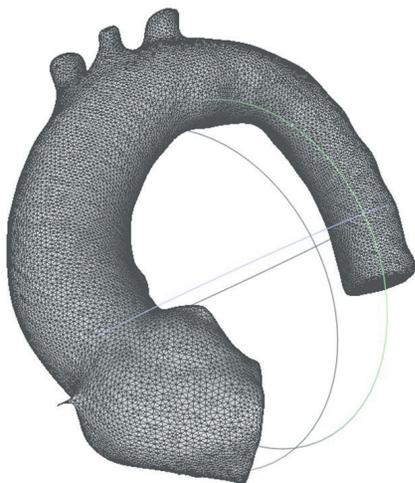


Рис. 7. STL-модель зоны интереса

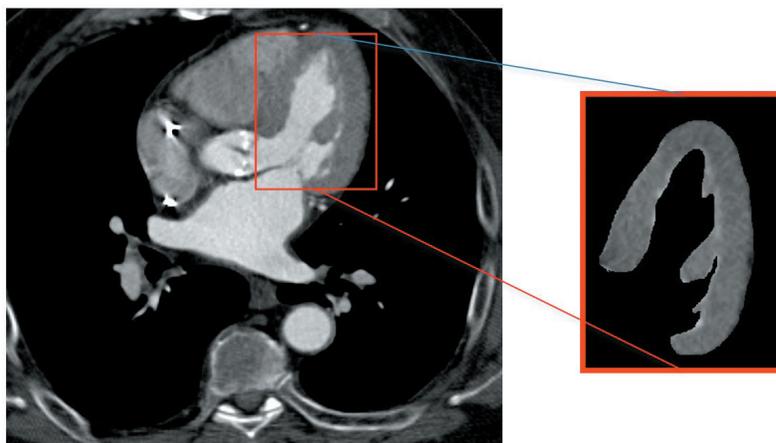


Рис. 8. Торакальное компьютерное томографическое изображение с ангиографией и выделенный левый желудочек



Рис. 9. Контур левого желудочка

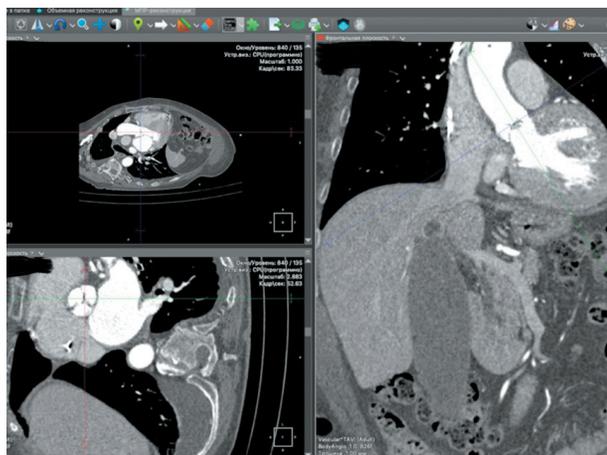


Рис. 10. Позиционирование зоны интереса



Рис. 11. Измерение диаметров аортального клапана

стратегия адаптивного мешинга изображения, предложенная Янгом. Реализация алгоритма выполнена в программной среде разработки IDE PyCharm с применением языка программирования Python 3.7. Базисом для реализации алгоритма стали библиотеки с открытым исходным кодом (англ. open-source libraries) OpenCV, NumPy, Matplotlib и SciPy.

На первом этапе построения эксперт выделял на томографическом изображении сегментируемый кластер (анатомическую структуру) (рис. 8). Для демонстрации алгоритма выполнена сегментация шаблона для левого желудочка из торакального КТ-изображения с ангиографией (анонимные исследования предоставлены ФГБУ «НМИЦ им. В.А. Алмазова» Минздрава России).

После завершения ручной сегментации выполняли определение границ выделенного фрагмента с помощью оператора Собеля – дискретного дифференциального оператора, вычисляющего приближенное значение градиента яркости изображения. Результатом применения этого оператора в каждой точке изображения стал вектор градиента яркости в этой точке.

Данный метод был реализован в программной среде разработки IDE PyCharm с применением языка программирования Python 3.7.

Алгоритмы обнаружения границ изображений при построении модели левого желудочка сердца. Принцип действия оператора Собеля основан на свертке изображения небольшими



Рис. 12. Измерение высоты аортального клапана



Рис. 13. Деформированная модель аортального клапана

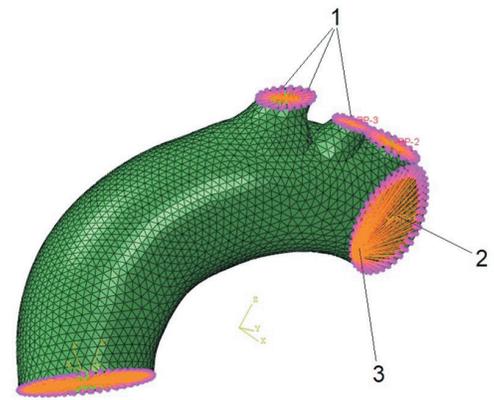


Рис. 14. Схема фиксированной геометрии модели дуги аорты: 1 – связанные элементы стенки аорты без ограничений степеней свободы, 2 – связи узлов с фиксированной геометрией и узлов без фиксации, 3 – узлы с фиксированной геометрией

сепарабельными целочисленными фильтрами в вертикальном и горизонтальном направлениях, поэтому его относительно легко вычислять. Вместе с тем используемая им аппроксимация градиента достаточно грубая. Оператор должен вычислять градиент яркости изображения в каждой точке, а также определять направление наибольшего увеличения яркости и величину ее изменения в этом направлении. Результат показывает, насколько «резко» или «плавно» меняется яркость изображения в каждой точке, а значит, вероятность нахождения точки на грани, а также ориентацию определяемой границы.

С математической точки зрения градиент функции двух переменных для каждой точки изображения представляет собой двумерный вектор, компонентами которого служат производные яркости изображения по горизонтали и вертикали. В каждой точке изображения градиентный вектор ориентирован в направлении наибольшего увеличения яркости, а его длина соответствует величине изменения яркости (рис. 9). Это означает, что результатом работы оператора Собеля в точке, лежащей в области постоянной яркости, будет нулевой вектор, а в точке, лежащей на границе областей различной яркости, – вектор, пересекающий границу в направлении увеличения яркости.

Адаптивный мешинг для создания конечно-элементного шаблона реализован в программной среде разработки IDE PyCharm с применением языка программирования Python 3.7. Дизеринг – метод сглаживания изображения, достигаемый его квантованием. Сглаживание осуществляется

с применением диффузии ошибки: алгоритм добавляет остаточную ошибку квантования из рассматриваемого пикселя на соседние. Алгоритм сканирует изображение в направлении слева направо, сверху вниз. Ошибка квантования передается соседним пикселям, не затрагивая пиксели, которые уже были квантованы.

Результаты

Реализация алгоритма построения модели аортального клапана

Данные КТ-исследования пациента с ангиографией загружали в ПО Inobitec DICOM Viewer, после чего с применением мультипланарной реконструкции выполняли правильное позиционирование зоны интереса для дальнейших измерений (рис. 10).

Далее с помощью инструмента «Линейное измерение» производили измерение линейных параметров области интереса: верхнего диаметра, диаметра синусов, нижнего диаметра (рис. 11) и высоты аортального клапана (рис. 12). Получены следующие результаты измерений линейных размеров аортального клапана:

- верхний диаметр – 29,88 мм;
- диаметр синусов – 34,75 мм;
- нижний диаметр – 26,58 мм;
- высота клапана – 22,99 мм.

После этого выполняли запуск макроса 1 в ПО SolidWorks и производили загрузку модели шаблона аортального клапана. Данные измерений фиксировали в таблице глобальных переменных. Таким образом, с помощью ПО осуществляли построение деформированной под заданные

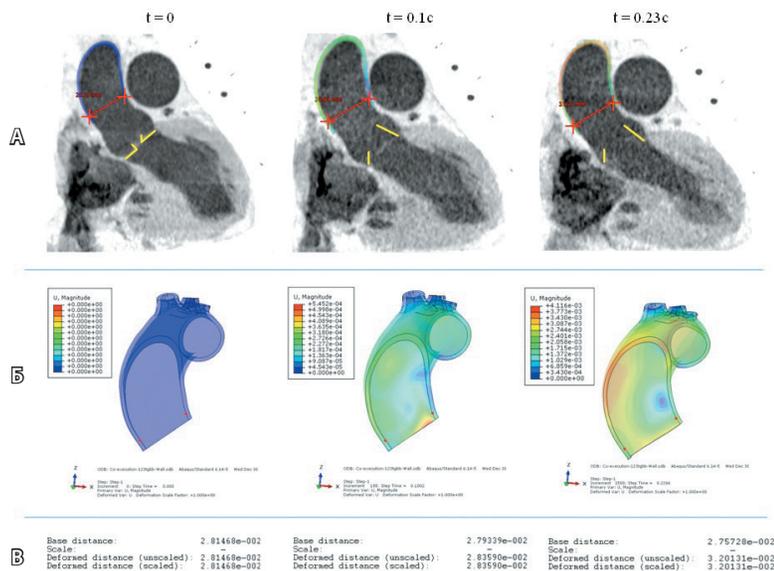


Рис. 15. А – данные мультиспиральной компьютерной томографии в разные моменты времени, Б – эпюры перемещений (в метрах) в соответствующий момент времени, В – числовые показатели деформации

значения измененных параметров 3D-модели аортального клапана (рис. 13).

Построение конечно-элементной модели дуги аорты для выполнения FSI-анализа

Полученную конечно-элементную модель импортировали в виде орфанной сетки в ПО Abaqus CAE. С помощью данного ПО были заданы механические свойства материалов и выполнена постановка граничных условий для биомеханического анализа модели. Для оптимизации вычислительной нагрузки были введены следующие граничные условия: модель зафиксирована (рис. 14) на входе (плоскость синотубулярного соединения аорты) и на выходе (в районе плечеголового ствола, левой общей сонной артерии и левой подключичной артерии) потока крови в 4 узлах, располагающихся в центрах вышеуказанных областей.

Каждый узел связан условием распределения континуума с элементами стенки аорты в плоскостях сечений на входе и выходе без ограничения степеней свободы связанных элементов. В области границы дуги и нисходящей части аорты модель зафиксирована в районе артериальной связи с условием распределения континуума с элементами стенки аорты в плоскости сечения без ограничения степеней свободы связанных элементов.

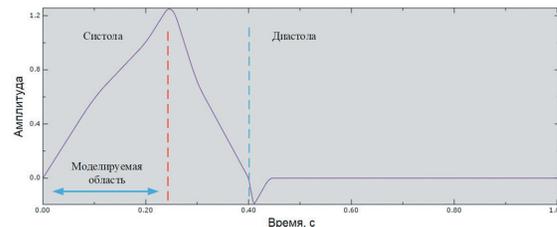


Рис. 16. График изменения скорости потока во время сердечного цикла. Моделируемая область – 0,23 секунды от начала до пика систолы

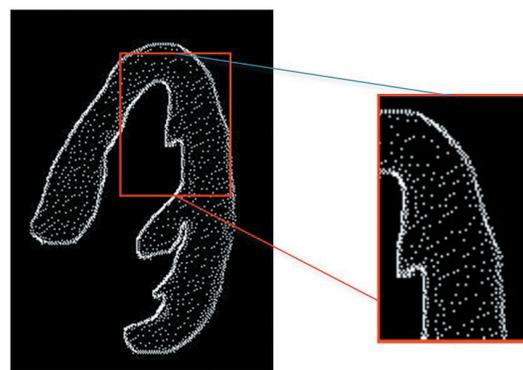


Рис. 17. Квантизация границ изображения левого желудочка сердца методом Флойда – Стейнберга

Для валидации построенной модели дуги аорты были получены и оценены эпюры перемещений, давления и напряжения по Мизесу для ее стенки. Описаны изменения характеристик потока крови в модели. Все начальные условия моделировали для систолы в момент времени $t=0$ в соответствии с данными МСКТ в тот же момент времени. FSI-анализ позволил предсказать поведение стенки аорты во время систолы длительностью 0,23 с. Результат предсказания (перемещения) сравнивали с МСКТ в моменты времени $t=0,1$ с и $t=0,23$ с, соответствующий пику систолы (рис. 15).

Поток крови задан как ламинарный, скорость потока в пике систолы $v=1,2$ м/с (рис. 16) [7], вход потока – вся площадь в плоскости синотубулярного соединения аорты, выход – районы плечеголового ствола, левой общей сонной артерии, левой подключичной артерии, а также граница дуги и нисходящей аорты (давление на выходе $P=0$).

Условие связи (FSI) между аортой и жидкостью определялось параметром Fluid-Structure Co-simulation boundary. Этот параметр описывает взаимодействие между модулем вычислительной гидродинамики (англ. computational fluid dynamics, CFD) и модулем неявного динамического анализа (англ. dynamic/implicit) Abaqus

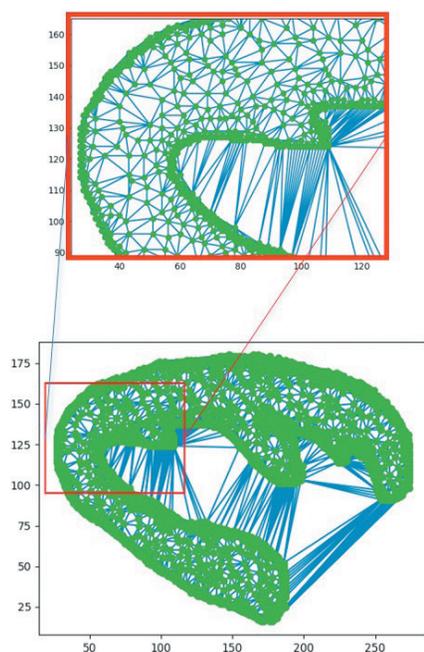


Рис. 18. FEM-шаблон левого желудочка

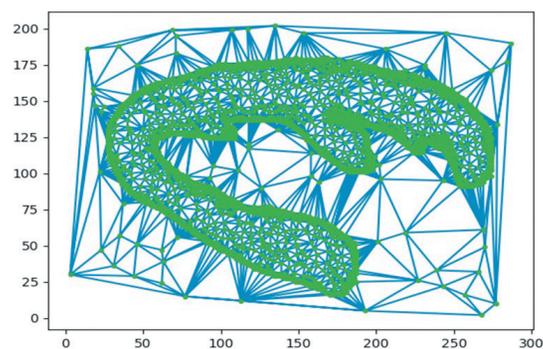


Рис. 19. Конечно-элементный шаблон со случайными дополнительными параметрами триангуляции

САЕ. Выбор модуля Dynamic/Implicit основан на гипотезе о малых деформациях в моделируемом сегменте, что исключает необходимость применения адаптивных сеток.

С целью постановки FSI-задачи было выполнено моделирование проточной области. Финальная сетка конечных элементов структур аорты состояла из 32 109 тетраэдрических элементов, для проточной области (крови) – 34 999 тетраэдрических элементов. Для моделирования анизотропных свойств структур аорты применяли анизотропную модель материала Хольцаффеля – Гассера – Огдена.

Квантизация границ изображения и триангуляция полученных данных при построении модели левого желудочка сердца

Для оптимального сглаживания подсчет ошибок квантования должен быть достаточно точным, чтобы исключить влияние ошибок округления на результат. Дизеринг сегмента КТ-изображения приведен на рис. 17. В предлагаемом нами алгоритме деформируемая модель представляет собой нежесткий конечно-элементный шаблон. Термин «нежесткий» в данном случае означает, что геометрические параметры связи между квантованными точками динамичны, однако сила, применяемая для одной точки, влияет на изображение глобально, плавно распространяясь на ближайшие.

Для создания связи в конечно-элементном шаблоне был использован алгоритм триангуляции

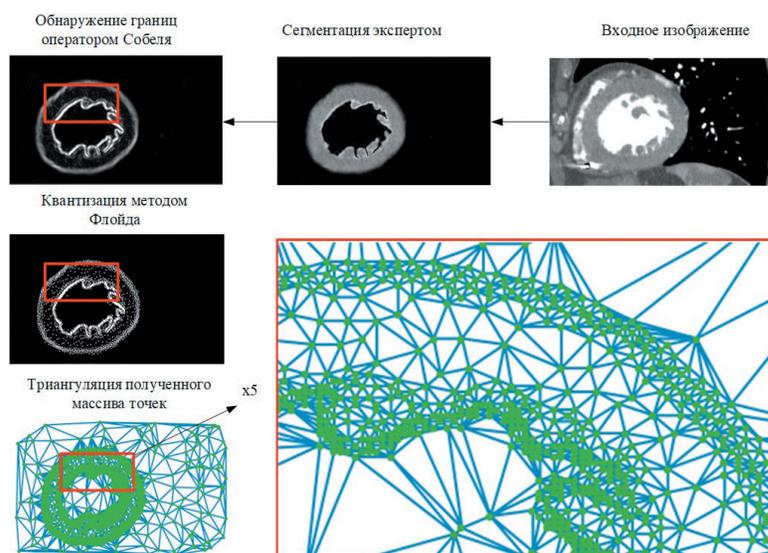


Рис. 20. Этапы работы алгоритма генерации конечно-элементного шаблона

Делоне, вершинами которой являются точки, полученные при помощи дизеринга, описанного выше. Реализация алгоритма триангуляции осуществлена в программной среде разработки IDE PyCharm на языке программирования Python 3.7 (рис. 18).

На рис. 18 (сверху) можно увидеть увеличенное количество симплексов (конечных элементов) на границе изображения. Для создания сетки по всей длине изображения вносили в массив квантованных точек случайные координаты, ограниченные размером изображения (рис. 19).

На рис. 20 продемонстрированы этапы работы алгоритма генерации шаблона на основе адаптивного мешинга. При этом эксперту необходимо вручную сегментировать интересующую область изображения (в данном случае – левый желудочек). На сегменте была выделена граница,



которая квантовалась и служила вершинами для конечно-элементной сетки.

Обсуждение

В ходе проделанной работы создана треугольная полигональная модель левого желудочка из сегментированных изображений. Продемонстрирован полный цикл создания конечно-элементной модели левого желудочка из набора томографических изображений с применением алгоритма автоматической сегментации изображений. Была разработана концепция графического модуля хирургических симуляционных станций, включающая комплекс инструментов для анализа и обработки медицинских изображений, позволяющих в полуавтоматическом режиме генерировать трехмерные модели анатомических зон. В базе концепции лежат алгоритмические решения для автоматической сегментации медицинских изображений и их дальнейшей обработки в целях интеграции в симуляционную среду. Обоснована математическая модель сегментации левого желудочка. Разработан алгоритм адаптивного мешинга для создания полигонального деформируемого шаблона, применимого для регистрации как сетчатыми методами (B-Spline), так и методами на основе особенностей изображения (гомологичные пиксели).

Математическое моделирование анатомических объектов представляет собой аналитическое описание идеализированных процессов и систем, адекватно отражающих реальные процессы и системы. Физическое моделирование основано на воспроизведении физических способами биологических структур, функций или процессов. Модель позволяет заменить изучение реального объекта исследованием характеристик его виртуальной копии, подобной реальному объекту. Анатомические трехмерные, параметрические, биомеханические и математические модели имеют важное самостоятельное значение как средство детального и всестороннего изучения анатомического объекта и, кроме того, представляют практически безграничные возможности в области моделирования различных типов патологий и создания трехмерного визуального контента для планирования технологии оперативного вмешательства и последующей отработки хирургических манипуляций, а также при создании и применении технологий дополненной реальности [8–11].

В данной статье мы описали основные принципы создания трехмерных физических моделей различных структур сердца и аорты. Важным преимуществом таких моделей перед обычными

трехмерными моделями видится возможность виртуального взаимодействия с ними. При этом закономерности изменения рассматриваемых моделей в ответ на внешнее воздействие соответствуют изменениям реальных анатомических объектов в рамках моделируемых явлений и перемещений. Точность и адекватность подобного моделирования базируется на применяемых математических принципах – конечно-элементный анализ, стратегия адаптивного мешинга и др., а также на применении современных ПО, обеспечивающих скорость и точность расчетов и визуализацию.

Сегодня создание искусственных сред и качественное анатомическое математическое моделирование для хирургических нужд позволяет пользователю взаимодействовать с любым виртуальным объектом таким образом, как если бы он выполнял аналогичные действия в реальном мире. Хирургические симуляторы приобретают все большую популярность, поскольку компьютеры продолжают демонстрировать экспоненциальный рост своих возможностей [12–14]. Учитывая вышесказанное, последствия этого роста можно спроецировать на хирургическое обучение, где реалистичные сценарии позволят оператору отрабатывать такие хирургические манипуляции, как разрезы, наложение швов, клипирование и многое другое. Кроме того, уже сейчас есть возможность отрабатывать с применением мультимедийного контента отдельные этапы операций или даже полностью выполнять оперативное вмешательство [11]. Повышение когнитивных навыков обучаемых и знакомство с роботизированными инструментами, очевидно, повысят безопасность пациентов, если предположить, что виртуальное моделирование процесса близко к реальному [14].

Заключение

Разработанная параметрическая 3D-модель анатомических структур аортального клапана способна адекватно изменять свою геометрию при внешних воздействиях, что позволяет ее использовать в виртуальных симуляторах эндоваскулярных кардиохирургических вмешательств. Преимуществом данного подхода видится значительное снижение стоимости подготовки специалистов в этой области.

С помощью конечно-элементных моделей дуги аорты и левого желудочка сердца можно осуществлять прогнозирование геометрических деформаций аорты на основе FSI-моделирования. Данные модели позволяют выполнять моделирование



различных патологических процессов в сердце и аорте, а также прогнозировать возможные исходы хирургических вмешательств. Результаты

моделирования с использованием предложенных методов не противоречат полученным ранее данным *in silico*. ©

Дополнительная информация

Финансирование

Работа проведена без привлечения дополнительного финансирования со стороны третьих лиц.

Конфликт интересов

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Участие авторов

А.А. Смирнов – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материала, написание первичного кода, создание конечно-элементных моделей, статистическая обработка, написание текста;

А.Л. Овсепьян – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материала, написание первичного кода, создание конечно-элементных моделей, написание текста; П.А. Квиндт – сбор и обработка материала, написание первичного кода, создание конечно-элементных моделей; Ф.Н. Палеев – анализ клинических данных, написание и редактирование текста; Е.В. Борисова – сбор и обработка материала, анализ клинических данных, редактирование текста; Е.В. Яковлев – сбор и обработка материала. Все авторы прочли и одобрили финальную версию статьи перед публикацией, согласны нести ответственность за все аспекты работы и гарантируют, что ими надлежащим образом были рассмотрены и решены вопросы, связанные с точностью и добросовестностью всех частей работы.

Литература / References

- Гейдаров НА, Гайнуллова КС, Дрыгина ОС. Компьютерные методы моделирования течения крови в задачах кардиологии и кардиохирургии. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2018;7(2):129–136. doi: 10.17802/2306-1278-2018-7-2-129-136. [Geydarov NA, Gainullova KS, Drygina OS. [Computational blood flow simulations in cardiology and cardiac surgery]. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases*. 2018;7(2):129–136. Russian. doi: 10.17802/2306-1278-2018-7-2-129-136.]
- Bahraseman HG, Languri EM, Yahyapourjalaly N, Espino DM. Fluid-structure interaction modeling of aortic valve stenosis at different heart rates. *Acta Bioeng Biomech*. 2016;18(3):11–20.
- Mao W, Caballero A, McKay R, Primiano C, Sun W. Fully-coupled fluid-structure interaction simulation of the aortic and mitral valves in a realistic 3D left ventricle model. *PLoS One*. 2017;12(9):e0184729. doi: 10.1371/journal.pone.0184729.
- Gilmanov A, Barker A, Stolarski H, Sotiropoulos F. Image-guided fluid-structure interaction simulation of transvalvular hemodynamics: Quantifying the effects of varying aortic valve leaflet thickness. *Fluids*. 2019;4(3):119. doi: 10.3390/fluids4030119.
- Kunzelman KS, Grande KJ, David TE, Cochran RP, Verrier ED. Aortic root and valve relationships. Impact on surgical repair. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1994;107(1):162–170.
- Шихвердиев НН, Марченко СП. Основы реконструктивной хирургии клапанов сердца. СПб.: Дитон; 2007. 340 с. [Shikhverdiev NN, Marchenko SP. [Basics of the heart valve reconstructive surgery]. Saint Petersburg: Diton; 2007. 340 p. Russian.]
- Spühler JH, Jansson J, Jansson N, Hoffman J. 3D Fluid-Structure Interaction Simulation of Aortic Valves Using a Unified Continuum ALE FEM Model. *Front Physiol*. 2018;9:363. doi: 10.3389/fphys.2018.00363.
- Колсанов АВ, Манукян АА, Зельтер ПМ, Чаплыгин СС, Капишников АВ. Виртуальное моделирование операции на печени на основе данных компьютерной томографии. *Анналы хирургической гепатологии*. 2016;21(4):16–22. doi: 10.16931/1995-5464.2016416-22. [Kolsanov AV, Manukyan AA, Zelter PM, Chaplygin SS, Kapishnikov AV. [Preoperative Virtual Modeling of Liver Based on Computerized Tomography Data]. *Annaly khirurgicheskoy gepatologii = Annals of HPB Surgery*. 2016;21(4):16–22. Russian. doi: 10.16931/1995-5464.2016416-22.]
- Колсанов АВ, Мякотных МН, Миронов АА, Канаев ЕИ. 3D-анатомия конfluence воротной вены по данным компьютерной томографии. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия (Пироговский научный журнал)*. 2020;4(1):9–18. doi: 10.17116/operhirurg202040119. [Kolsanov AV, Myakotnykh MN, Mironov AA, Kanaev EI. [3D anatomy of portal vein confluence according to computer tomography]. *Russian Journal of Operative Surgery and Clinical Anatomy*. 2020;4(1):9–18. Russian. doi: 10.17116/operhirurg202040119.]
- Колсанов АВ, Зельтер ПМ, Хобта РВ, Чаплыгин СС, Манукян АА. Первые результаты применения интраоперационной навигации на основе данных КТ и МРТ у пациента с опухолью межжелудочковой перегородки. *Российский электронный журнал лучевой диагностики*. 2020;10(4):271–276. doi: 10.21569/2222-7415-2020-10-4-271-276. [Kolsanov AV, Zelter PM, Hobta RV, Chaplygin SS, Manukyan AA. [First results of intraoperative navigation based on CT and MRI data in a patient with a septum pellucidum tumor]. *Russian Electronic Journal of Radiology*. 2020;10(4):271–276. Russian. doi: 10.21569/2222-7415-2020-10-4-271-276.]
- Ovsepian AL, Kvindt PA, Pustozero EA. Development of the Software Complex for Planning and Simulation of Robot-Assisted Radical Prostatectomy. 2018 Third International Conference on Human Factors in Complex Technical Systems and Environments (ERGO) [Internet]. IEEE. 2018. doi: 10.1109/ERGO.2018.8443860.
- Колсанов АВ, Воронин АС. Программа для отработки алгоритма выполнения хирургических операций «Виртуальный хирург». Свид. о регистрации программы для ЭВМ RU 2019619242 от 15.07.2019. [Kolsanov AV, Voronin AS. Program for elaboration of the algorithm for surgical procedures “A virtual surgeon”. Registration cert. for the software RU 2019619242, 15 July 2019.]
- Колсанов АВ, Линева ОИ, Иванова ВД. Разработка и внедрение российских симуляционных и виртуальных технологий в современный образовательный процесс. *Акушерство и гинекология*. 2016;7(7):83–87. doi: 10.18565/aig.2016.7.83-87. [Kolsanov AV, Lineva OI, Ivanova VD. [Development and introduction of Russian simulation and virtual technologies into the current educational process]. *Obstetrics and Gynecology*. 2016;7(7):83–87. Russian. doi: 10.18565/aig.2016.7.83-87.]
- Ovsepian A, Smirnov A, Dydykin S, Vasil'ev Yu, Trunin E, Shatunova O, Aleksandrov A, Ostyakova A, Utkin A. Personalized FSI-modeling of the aortic bulb and arch to predict its mechanical behavior and assess the loads during the cardiac cycle. *Archiv Euromedica*. 2021;11(2):13–16. doi: 10.35630/2199-885X/2021/11/2/3.



Finite element analysis in the modeling of the heart and aorta structures

A.A. Smirnov¹ • A.L. Ovsepyan² • P.A. Kvindt² • F.N. Paleev^{3,4} • E.V. Borisova³ • E.V. Yakovlev¹

Rationale: 3D modeling of various anatomical structures has recently become a separate area of topographical, anatomical, and biomechanical studies. Current *in vivo* visualization methods and quantitative analysis *in silico* allow to perform the precise modeling of these processes aimed at investigation into the pathophysiology of cardiovascular disorders, risk prediction, planning of surgical interventions and virtual refinement of their separate stages.

Aim: To develop tools for elaboration, analysis and validation of personalized models of various structures of the heart and aortal arch taking into account their morphological characteristics.

Materials and methods: We used the results of 14 computed tomography studies from randomized patients without any disease or anomaly of the heart, aortic valve and aortal bulb. The analysis and subsequent transformation of the images were done with Vidar DICOM Viewer, SolidWorks 2016, VMTKLab software. For the FSI modeling of the aortic arch based on the results of functional multiplanar computed (MAC) coronarography (a female patient of 55 years) we developed a personalized model of the ascending aorta and aortic arch at the beginning of the systole. Using HyperMesh software (Altair Engineering Inc., USA) we have built a network of finite element of the luminal area, adventitia, and aortic media. To model mechanical properties of the aortic structures we used an anisotropic hyperelastic material model by Holzapfel – Gasser – Ogden. Material modeling, choice of the limiting antecedents, and analysis of fluid-structure interaction were performed with Abaqus CAE 6.14 software (Simulia, Johnston, USA). Adaptive image meshing by Young was used to elaborate the finite element template of the left ventricle. The algorithm was realized within the IDE PyCharm software media in Python 3.7. The algorithm was realized based on the open-source libraries OpenCV, NumPy, Matplotlib, and SciPy.

Results: The first stage of the development of the aortic valve model included the design of its virtual 3D template. Thereafter, a cohesive geometric model was elaborated. Subsequent stage of the work included the transformation of the aortic valve geometric model into the parametric one. This was done through the use of the “Equations” tool within the SolidWorks. No problems with geometry of the model during its deformation were identified. Aortic segment modeling was based on the data obtained by functional MAC coronarography. Based on this and on Inobitec Dicom Viewer software, we generated a multiplane reconstruction of the zone of interest including anatomical structure of the heart and aortic valve. With the resulting set of contours, we created a 3D model, which then was converted into a polygonal stereolithographic model.

We developed an algorithm for adaptive meshing to elaborate a polygonal template capable of deformation that can be used for registration both with the net methods (B-Spline) and based on the image characteristics (homologous pixels).

Conclusion: The resulting parametric 3D model of the aortic valve anatomical structures is capable of adequate transformation of its geometry under external factors. It can be used in simulators of endovascular cardiosurgical procedures.

Key words: left ventricle of the heart, aortic valve, aorta, hemodynamics, FSI modeling

For citation: Smirnov AA, Ovsepyan AL, Kvindt PA, Paleev FN, Borisova EV, Yakovlev EV. Finite element analysis in the modeling of the heart and aorta structures. Almanac of Clinical Medicine. 2021;49(6):375–384. doi: 10.18786/2072-0505-2021-49-043.

Received 23 September 2021; revised 15 October 2021; accepted 18 October 2021; published online 9 November 2021

Alexander A. Smirnov – MD, PhD, Associate Professor, Acting Manager of Chair of Fundamental Medical Sciences¹; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2661-3759>

✉ 8–1–366 Lyzhnyy per., Saint Petersburg, 197082, Russian Federation. Tel.: +7 (981) 761 07 47. E-mail: savmeda@yandex.ru

Artur L. Ovsepyan – Graduate Student, Chair of Bioengineering Systems²; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4050-214X>

Pavel A. Kvindt – Graduate Student, Chair of Bioengineering Systems²; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8867-6440>

Filipp N. Paleev – MD, PhD, Professor, Correspondent Member of Russian Academy of Sciences, Head of Chair of Therapy, Postgraduate Training Faculty³; First Deputy General Director for Science⁴; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9481-9639>

Ekaterina V. Borisova – MD, PhD, Senior Research Fellow, Department of Cardiology³

Evgeny V. Yakovlev – MD, PhD, Associate Professor, Chair of Fundamental Medical Sciences¹; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8435-7562>

Conflict of interests

The authors declare that there is no conflict of interests regarding the publication of this article.

Authors' contributions

A.A. Smirnov, the study concept and design, data collection and management, writing of the primary code, elaboration of the finite element models, statistical analysis, text writing; A.L. Ovsepyan, the study concept and design, data collection and management, writing of the primary code, elaboration of the finite element models, text writing; P.A. Kvindt, data collection and management, writing of the primary code, elaboration of the finite element models; F.N. Paleev, text writing and editing; E.V. Borisova, data collection and management, clinical data analysis, text editing; E.V. Yakovlev, data collection and management. All the authors have read and approved the final version of the manuscript before submission, agreed to be accountable for all aspects of the work in ensuring that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work are appropriately investigated and resolved.

¹ Moscow Region State University; 117 3-go Internatsionala ul., Noginsk, Moscow Region, 142400, Russian Federation

² Saint Petersburg Electrotechnical University; 5 Professora Popova ul., Saint Petersburg, 197376, Russian Federation

³ Moscow Regional Research and Clinical Institute (MONIKI); 61/2 Shchepkina ul., Moscow, 129110, Russian Federation

⁴ National Medical Research Cardiology Center; 15a 3-ya Cherepkovskaya ul., Moscow, 121552, Russian Federation