

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Физико-механический институт
Высшая школа теоретической механики и математической физики

Работа допущена к защите
Директор ВШТМиМФ,
д.ф.-м.н., чл.-корр. РАН
_____ А. М. Кривцов
« ___ » _____ 2023 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

Построение модели грудной клетки человека на основании снимков компьютерной томографии

по направлению подготовки

01.03.03 «Механика и математическое моделирование»

направленность

01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнила

студентка гр. 5030103/90201

Е. А. Егорова

Руководитель

Доцент ВШТМиМФ, к.ф.-м.н.

О. С. Лобода

Санкт-Петербург
2023

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ПЕТРА ВЕЛИКОГО**

Физико-механический институт

Высшая школа теоретической механики и математической физики

УТВЕРЖДАЮ

Директор ВШТМиМФ

А. М. Кривцов

«__» _____ 20__ г.

ЗАДАНИЕ

**на выполнение выпускной квалификационной
работы**

студентке Егоровой Екатерине Александровне, гр. 5030103/90201

1. Тема работы: Построение модели грудной клетки человека на основании снимков компьютерной томографии.
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 05.06.2023
3. Исходные данные по работе: актуальные научные публикации по теме квалификационной работы, снимки компьютерной томографии, медицинские справочники.
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): обработка снимков компьютерной томографии (КТ), построение трехмерной модели грудной клетки на основании снимков КТ, моделирование напряженно-деформируемого состояния модели в момент воздействия внешних нагрузок, анализ полученных результатов.
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): не предусмотрены.
6. Консультанты по работе: отсутствуют
7. Дата выдачи задания 27.02.2023

Руководитель ВКР _____ О. С. Лобода, доцент ВШТМиМФ, к.ф.-м.н.

Задание принял к исполнению 27.02.2023

Студент _____ Е. А. Егорова

РЕФЕРАТ

На 36 с., 17 рисунков, 1 таблица.

ГРУДНАЯ КЛЕТКА ЧЕЛОВЕКА, КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ, КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ, МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА МАТЕРИАЛОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ, НЕПРЯМОЙ МАССАЖ СЕРДЦА

Тема выпускной квалификационной работы: «Построение модели грудной клетки человека на основании снимков компьютерной томографии».

В работе рассматривается процесс построения конечно-элементной модели грудной клетки человека на основании снимков компьютерной томографии. Изучена литература о механических свойствах материалов модели. Проведено моделирование грудной клетки с замененными хрящевыми структурами. В результате работы показано, что упрощение модели возможно при сохранении всех связей и задании корректных условий. Результаты могут быть применены в области медицинских исследований, посвященных проведению различного рода операций.

THE ABSTRACT

36 pages, 17 pictures, 1 table.

HUMAN RIB CAGE, COMPUTED TOMOGRAPHY, FINITE ELEMENT MODELING, MECHANICAL PROPERTIES OF THE RIB CAGE MATERIALS, CPR

The subject of the graduate qualification work is «Construction of a human chest model based on computed tomography images».

The paper describes the process of constructing a finite element model of the human chest based on computed tomography images. The literature on the mechanical properties of the model materials has been studied. The chest was modeled with replaced cartilaginous structures. As a result of the work, it is shown that simplification of the model is possible while preserving all the relationships and correct restrictions. The results can be applied in the field of medical research devoted to various types of operations.

СОДЕРЖАНИЕ

| | |
|--|----|
| ВВЕДЕНИЕ..... | 5 |
| Глава 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ | 7 |
| 1.1. Анатомия грудной клетки человека..... | 7 |
| 1.2. Биомеханика движения грудной клетки при дыхании и непрямом массаже сердца..... | 10 |
| Глава 2. ПОСТРОЕНИЕ ТРЕХМЕРНОЙ МОДЕЛИ..... | 13 |
| 2.1. Обработка снимков компьютерной томографии..... | 13 |
| 2.2. Препроцессинг в ANSA..... | 16 |
| 2.3. Механические свойства материалов модели..... | 19 |
| Глава 3. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ | 24 |
| 3.1. Моделирование нагрузок при непрямом массаже сердца | 24 |
| 3.1.1. Моделирование НДС одного ребра..... | 25 |
| 3.1.2. Моделирование НДС полной грудной клетки..... | 30 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ..... | 33 |
| СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ..... | 35 |

ВВЕДЕНИЕ

Методы конечно-элементного моделирования, опирающиеся на возможности современной компьютерной томографии, позволяют проводить любые численные эксперименты для решения различных прикладных задач. Преимущество состоит в том, что нет необходимости проводить эти эксперименты в реальной жизни. В настоящей работе рассматривается построение конечно-элементной модели грудной клетки на основании снимков компьютерной томографии. Моделирование такого рода может быть полезно для врачей-хирургов, занимающихся вопросом замещения костных дефектов, возникающих при различных опухолях врожденных деформациях или травмах в результате ДТП.

Исследования показывают, что этот вопрос уже поднимался, и на основании 3D модели можно создать идеальный имплант по индивидуальным характеристикам и потребностям каждого пациента [15]. Идеальные имплантаты должны удовлетворять потребностям как функционального, так и анатомического восстановления. Для некоторых костей, не имеющих вес, таких как грудина и ребра, механические свойства титановых имплантатов намного выше, чем у костей, что может даже ограничивать движение грудной клетки и вызывать вентиляцию легких. Но вопрос о создании такого материала лежит вне этой работы.

Грудная клетка человека представляет собой сложную структуру, состоящую из 12 пар ребер, соединительных хрящей и грудины. Эта область выполняет защитную функцию жизненно-важных органов человека. Грудная клетка часто подвергается травмам, в том числе переломам. Переломы ребер составляют в среднем 15% всех переломов, а с закрытой травмой груди — 67 %.

Достижения в области медицины позволили детальнее исследовать строение тела человека. Компьютерная томография (КТ), предложенная в 1972 году как метод исследования внутреннего строения любого предмета, активно используется и для рассмотрения органов в теле человека. Метод основан на совмещении рентгеновского излучения и мощных компьютерных систем, с его помощью создают детальные 3D-изображения грудной полости и других частей

тела.

Целью работы является построение конечно-элементной (КЭ) модели грудной клетки на основании снимков компьютерной томографии, а также проведение компьютерных экспериментов с полученной моделью. Для этого рассматриваются следующие задачи:

1. Изучить литературу об анатомическом строении грудной клетки;
2. Обработать снимки компьютерной томографии;
3. Построить конечно-элементную модель грудной клетки человека;
4. Провести моделирование напряженно-деформированного состояния (НДС) модели под действием внешних сил;
5. Проанализировать полученные значения деформаций и напряжений.

Глава 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ

1.1. Анатомия грудной клетки человека

Грудная клетка состоит из 12 пар грудных позвонков, 12 пар ребер, грудины и их соединений. Она образует стенки грудной полости, в которой находятся внутренние органы. Также рёбра выполняют каркасную функцию, то есть помогают в фиксации органов в нужном положении и не дают им спастись. В задаче рассматриваются только ребра, грудина и их соединения, поэтому в тексте ниже именно об этих частях приведена более подробная информация.

Каждая пара ребер симметрична и соединяется попарно с грудными позвонками (рис. 1.). Любое ребро состоит из задней, длинной, костной части и передней хрящевой, так называемый реберный хрящ. Семь пар верхних ребер (I–VII) соединяются с грудиной хрящевыми частями и называются истинными. Хрящи (VIII–X) пар ребер соединяются с хрящом вышележащего ребра и называются ложными. Существуют также колеблющиеся ребра, это XI и XII. Они имеют короткие хрящевые части, которые заканчиваются в мышцах брюшной стенки [2].

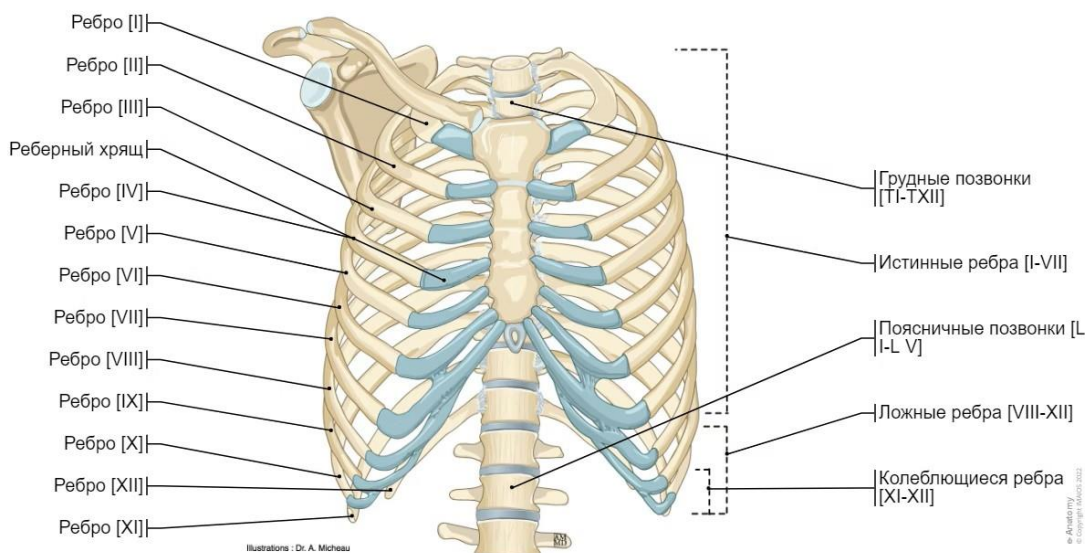


Рис. 1. Схема строения грудной клетки человека.

Каждое ребро представляет собой узкую, длинную, изогнутую по краю или по поверхности пластинку. Ребра II–XII имеют внутреннюю и наружную поверхности, верхний и нижний края. Их тела слегка скручены вокруг продольной оси и вблизи бугорка изогнуты кпереди. Кроме того, по внутренней поверхности

тела ребра, у нижнего его края идет бороздка для сосудов и нервов. Передний конец каждого ребра имеет ямку с шероховатой поверхностью, соединяющейся с реберным хрящом. Однако, в отличие от других ребер, I ребро имеет медиальный и латеральный края, верхнюю и нижнюю поверхности [2].

Стоит отметить, что при рождении в костях людей находится красный костный мозг. При мере взросления он заменяется желтым. К зрелому возрасту только около половины костного мозга остается красным. Например, он остается в ребрах, грудины, лопатках. На снимках компьютерной томографии его также можно увидеть.

В свою очередь, грудина представляет собой плоскую Т-образную вертикальную кость, которая образует центральную переднюю часть грудной клетки. Грудина расположена почти во фронтальной плоскости тела человека. Она состоит из отдельных частей, соединенных друг с другом прослойками хряща. Верхняя часть – рукоятка грудины (*manubrium streni*), средняя часть – тело (*mesosternum*), нижняя – мечевидный отросток (*xiphoid*) (рис. 2).

Рассмотрим подробнее каждую из этих частей. Манубриум имеет четырехугольную форму с четырьмя границами. Надгрудинная выемка находится в верхней части грудины. С обеих сторон имеются левая и правая ключичные выемки. Также есть выемки, необходимые для сочленения с реберными хрящами 1 пары ребер [17]. Тело грудины – самая длинная ее часть. Она имеет плоскую форму с вдавленными выступами по бокам, именно в этих местах реберные хрящи III–VII ребер сочленяются с грудиной. Также вводят понятие грудинного угла (*sternal angle*), это место, где тело грудины соединяется с ее рукояткой. Реберные хрящи II пары ребер прикрепляются к грудины именно в этом месте. Самая нижняя часть грудины – это мечевидный отросток, имеющий треугольную форму. У каждого человека размер и форма этой части грудины сильно варьируется. До 40 лет она в основном хрящевая, а к 60 годам становится твердой. В течение жизни эти три части срастаются в одну единую кость.

Основная функция грудины – защита нижележащего средостения от возможных травм. Средостением называют органы, расположенные между левой и

правой плевральными полостями.

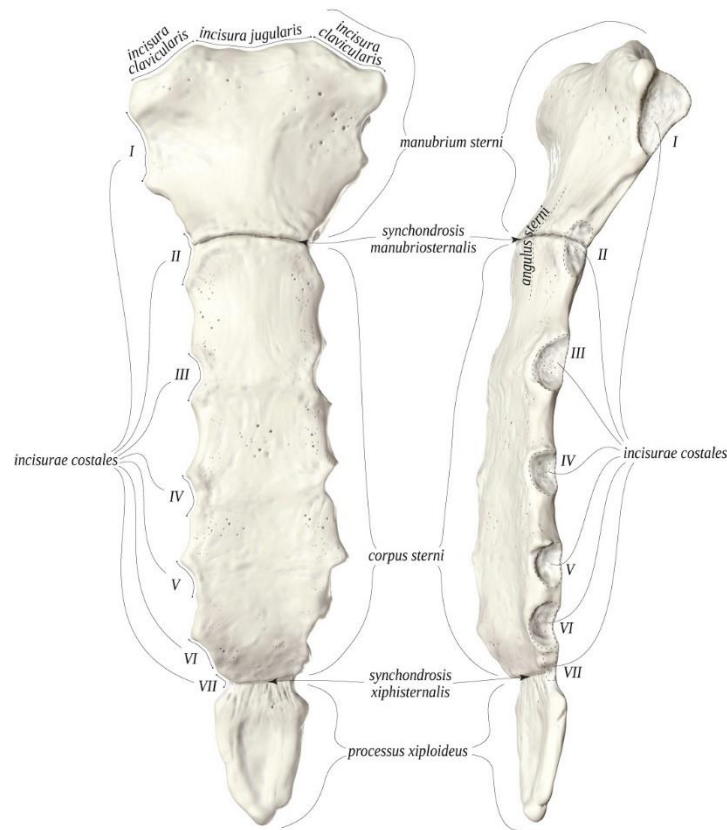


Рис. 2. Строение грудины.

Отдельное внимание стоит уделить соединительным хрящам и суставам, которые находятся между самими ребрами и грудиной. Раздел анатомии, который занимается изучением вопроса соединения костей, называется артросиндесмология. Реберные хрящи представляют собой стержни гиалинового хряща. Основная функция – выдвигание ребер вперед, также хрящи вносят существенный вклад в эластичность стенок грудной клетки, позволяя ей расширяться и сокращаться во время дыхания. Они различаются по своей длине, ширине и направлению. Они увеличиваются в длину от I до VII хряща, а затем постепенно уменьшаются до XII пары ребер. Их ширина, а также интервалы между ними уменьшаются от первого к последнему хрящу. В местах крепления к ребрам имеют широкую форму, но сужаются к краям грудины. Они также различны и по направлению. Первые немного опускаются к груди. Вторые горизонтальны, а третьи слегка поднимаются к груди.

Хрящ I ребра непосредственно срастается с грудиной, образуя постоянный

гиалиновый синхондроз. Хрящи II–VII ребер соединяются с грудиной при помощи грудинно-реберных суставов. Хрящи ложных ребер соединяются друг с другом, и иногда между ними имеются видоизмененные хрящевые суставы.

1.2. Биомеханика движения грудной клетки при дыхании и непрямом массаже сердца

Движение грудной клетки при дыхании происходит за счет работы межреберных мышц, мышц шеи и диафрагмы. Они помогают перемещать реберный каркас грудной клетки. Есть два вида мышц: инспираторные и экспираторные. Первые включаются в работу, когда необходимо расширить грудную полость и осуществить вдох. Второй вид мышц участвует в сдавливании грудной клетки и способствует выдоху. При сокращении межреберных мышц и диафрагмы грудная клетка поднимается, легкие расширяются – происходит вдох. Во время вдоха увеличивается размер грудной полости и уменьшается давление внутри. При расслаблении межреберных мышц и диафрагмы грудная клетка опускается, легкие сжимаются – происходит выдох.

Единое поведение грудной клетки во время дыхания требует, чтобы суммарное давление, действующее на два отсека грудной клетки, было равным. Это в свою очередь, требует согласованной координации дыхательных мышц.

Соединение ребер с грудными позвонками. Ребро соединяется с позвонком двумя частями – головкой ребра, которая соединяется с реберными фасетками смежных позвонков, и бугорком ребра, который соединяется с фасеткой на поперечном отростке позвонка. Таким образом, формируется два сустава. Первый – сустав головки ребра и второй – поперечно реберный сустав. Оба сустава по строению простые. По движению суставы одноосные, то есть ребра могут только подниматься и опускаться при дыхании.

Дальше приведено описание движения грудной клетки при осуществлении непрямого массажа сердца. Согласно учебному пособию по оказанию первой доврачебной помощи алгоритм проведения сердечно-легочной реанимации (СЛР) включает в себя выполнение непрямого массажа сердца. Непрямой массаж

сердца – это сжатие мышц сердца между грудиной и позвонками с целью восстановления его работы и всего кровообращения человека.

Человек, которому необходимо оказать первую помощь должен располагаться, лежа на спине на твердой ровной поверхности. Необходимо выполнить давление руками на грудину: основание ладони одной руки помещается на середину грудной клетки пострадавшего, вторая рука помещается сверху первой, кисти рук берутся в замок. То есть обе руки действуют согласованно. Руки выпрямляются в локтевых суставах. Это необходимо для того, чтобы давление осуществлялось перпендикулярно плоскости грудины [4]. На рисунке 3 изображена область соприкосновения руки и грудины. Положение рук – один из ключевых факторов эффективности проведения СЛР. Давление руками на грудину пострадавшего выполняется весом туловища человека, оказывающего СЛР на глубину 5–6 см с частотой 100–120 раз в минуту. Это необходимое расстояние, которое должна преодолеть грудина для достижения сердца.

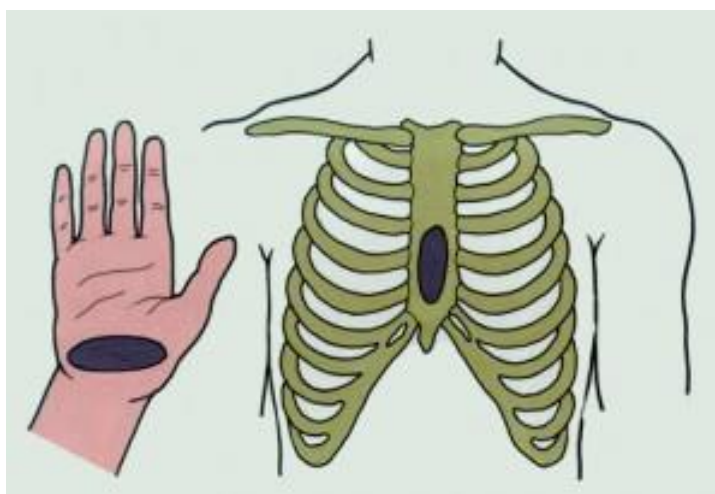


Рис. 3. Область соприкосновения руки и грудины.

Основным осложнением при выполнении реанимационных действий является перелом костей грудной клетки, преимущественно ребер [4]. Переломы могут возникнуть при сильном и нескоординированном давлении на грудную клетку. Сломанные кости могут повредить внутренние органы человека, что может привести к пневмотораксу, попаданию воздуха в плевральную полость легких. При нарушении свободного движения легких в грудной клетке может произойти контузия лёгких. Разрывы сердца и сосудов, их повреждения, также могут

возникнуть при сильном давлении на грудную полость. Самое безобидное, конечно, это появление ушибов и ссадин при недостаточной осторожности проведения непрямого массажа сердца.

В 2013 году были проведены исследования по установлению того, какие именно органы или анатомических структуры располагаются под грудиной [11]. Грудина и область под ней условно были разделены на 2 области, одна из которых состояла из второго и третьего межреберных промежутков, называемых 2–3 сегментами, а другая состояла из четвертого и пятого межреберных промежутков, называемых 4–6 сегментами. По результатам исследования оказалось, что камеры сердца располагаются именно под нижней частью грудины. Под сегментом 4–6 наиболее частыми структурами были правый желудочек (99,31%) и левый желудочек (99,77%), за которыми следовали правое предсердие (97%), левое предсердие (96,77%) и отток левого желудочка (36,64%). Это означает, что во время СЛР стоит производить компрессию именно на эту часть грудины. Однако оптимальное положение рук может отличаться из-за различий в анатомии грудной клетки пациента.

Глава 2. ПОСТРОЕНИЕ ТРЕХМЕРНОЙ МОДЕЛИ

2.1. Обработка снимков компьютерной томографии.

Компьютерная томограмма — это метод исследования, который использует рентгеновские лучи и компьютерную обработку данных для создания изображений органов и тканей. КТ является более точным и детальным методом, чем обычный рентген, что делает его более эффективным в обнаружении и оценке патологий. Принцип получения изображений таков: есть излучатели и детекторы. Рентгеновское излучение, проходя сквозь тело, ослабляется в зависимости от плотности ткани, через которое оно прошло. Это фиксируют детекторы и регистрируют разницу между количеством излучения, которое покинуло трубку, и количеством излучения, которое зарегистрировали детекторы. Для реконструкции используются данные от каждого луча. Основа построения КТ-изображений – сканирование объекта в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Основные проекции: аксиальная (срез в поперечной плоскости тела), сагиттальная (срез вдоль переднезадней плоскости тела), фронтальная (перпендикулярно сагиттальному).

В работе рассматривалась компьютерная томограмма, содержащая 1285 снимков в формате DICOM с разрешением 512×512 . Она была снята у человека мужского пола 14 лет. Во время получения этих снимков человек находился в положении лежа на спине, руки вытянуты вверх. Преобразование растровых снимков в трехмерную модель грудной клетки было произведено в программе InVesalius 3. Эта программа используется для обработки КТ снимков. После загрузки компьютерной томограммы пациента в программу первоначально на каждом изображении выделялись области, относящиеся к различным типам тканей. Например, на рисунке 1 обозначены и выделены грудина, ребра и позвонок человека. Также можно увидеть сердце и брюшную аорту. Разделение позвоночного столба на позвонки и межпозвоночные диски в данной модели не проводилось с целью упрощения работы. Мышцы, кожный покров и другие мягкие ткани не учитывались.

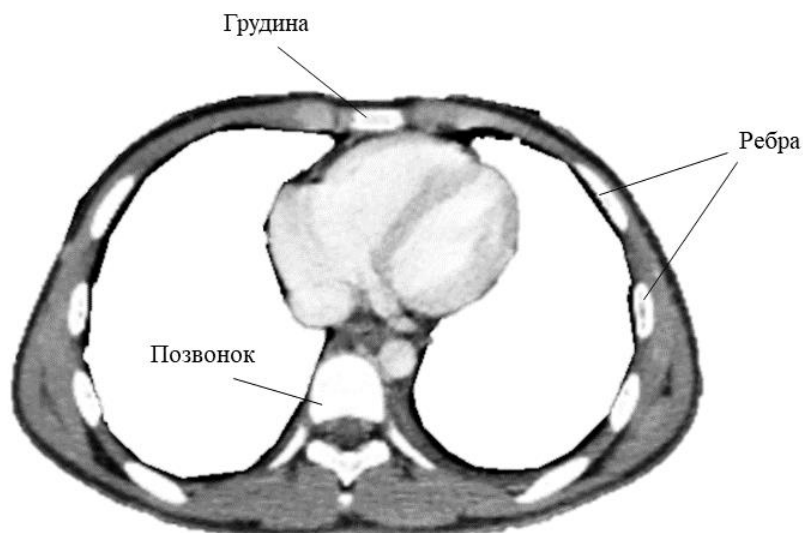


Рис. 4. Аксиальный срез. Определение областей, относящихся к различным типам тканей.

Для того, чтобы определить различные типы тканей на снимках, задается пороговое значение рентгеновской плотности по шкале Хаунсфилда. Это один из основных инструментов, посредством которого строится диагностика в компьютерной томографии. Она определяет, насколько ткани поглощают рентгеновские лучи, и выражается в единицах Hounsfield (HU). Например, на этой шкале вода имеет плотность 0, воздух (-1000), а кости – более высокую плотность. Шкала Хаунсфилда широко используется в медицинской диагностике. В этой работе задавалось значение плотности равное 190, так как необходимо было получить именно костную структуру. Существует множество программ, в которых врачи и медицинские работники могут обрабатывать КТ снимки. В большинстве из них есть автоматическое задание настроек, в том числе плотности по шкале Хаунсфилда.

После задания необходимых условий может быть получена трехмерная полигональная модель. Она представлена на рисунке 5. Вместе с костной тканью на модели отобразилась и часть внутренних органов человека. Это связано с тем, что они имеют схожую плотность. Эти части будем называть «шумами», они не будут рассматриваться при решении этой задачи. Также на модели отобразились лопатки, ключицы, части плечевых костей, тазовые кости – они также не использовались в рассмотрении.

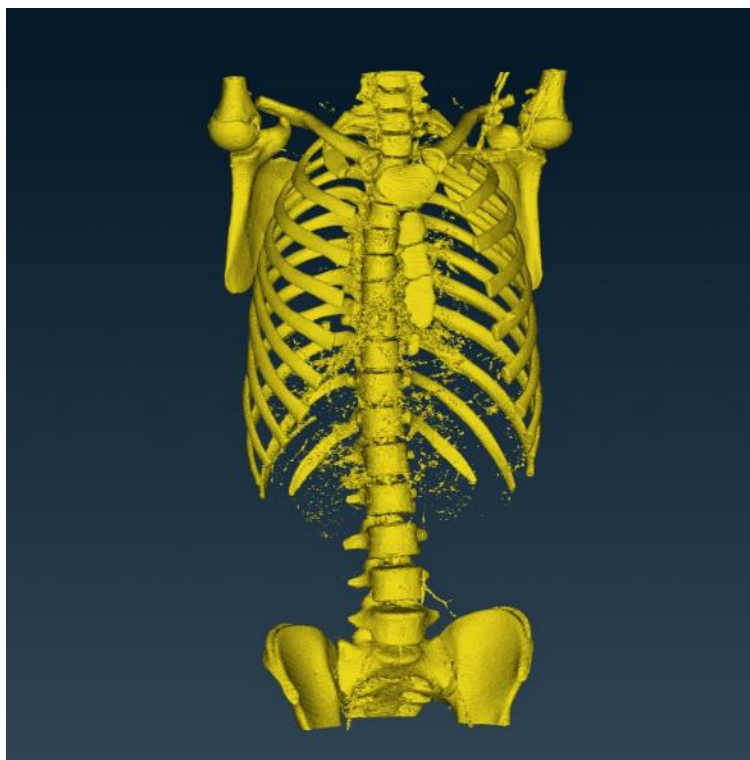


Рис. 5. Модель, полученная после обработки КТ снимков.

Как видно из рисунка 5, грудина состоит из нескольких частей, которые должны соединяться прослойками хрящей, как и было описано выше. Но из-за задания такой плотности по шкале Хаунсфилда, хрящевые структуры не были отражены на этих снимках, и грудина имеет такой вид. Восстановление грудины к ее надлежащему виду происходило в программе ANSA BETA CAE путем соединения новыми полигонами (элементами) существующих частей.

В связи с тем, что рентгеновская плотность реберных хрящей и межпозвоночных дисков совпадает с рентгеновской плотностью других тканей, их рассмотрение опускалось в задаче. В работе было сделано допущение, что при проведении расчетов хрящевые структуры можно заменить пружинами. Процесс задания пружин будет описан в следующих главах.

В следующем пункте главы будет рассмотрено построение и улучшение качества сетки полученной модели.

2.2. Препроцессинг в ANSA

Препроцессингом называют предварительную обработку модели с целью ее подготовки к дальнейшим расчетам. Была выбрана программа ANSA BETA CAE, так как это продвинутый препроцессор, выполняющий все необходимые задачи для подготовки конечно-элементной модели к решению. Встроенные инструменты для создания сетки обеспечивают контролируемые и не требующих особых усилий со стороны пользователя оптимальные результаты, как для оболочечной (shell), так и для объемной (volume) сеток. Как было отмечено выше, модель имеет «шумы». Обработка ненужных деталей происходит методом их удаления.

Рассматриваются ошибки, полученные при обработке КТ снимков. Например, между ребрами и позвонками нет пустой полости – они скреплены как единое тело. Так могло произойти из-за того, у человека ребра крепятся к позвонкам благодаря связкам и хрящам. Связки могли также отобразиться на КТ снимках при заданной плотности по шкале Хаунсфилда. Необходимо вручную изменить такое строение. На рисунке 6 представлены части, которые нужно разделить. Это также производится удалением полигонов и дальнейшим созданием новых граней на месте открытых граней.

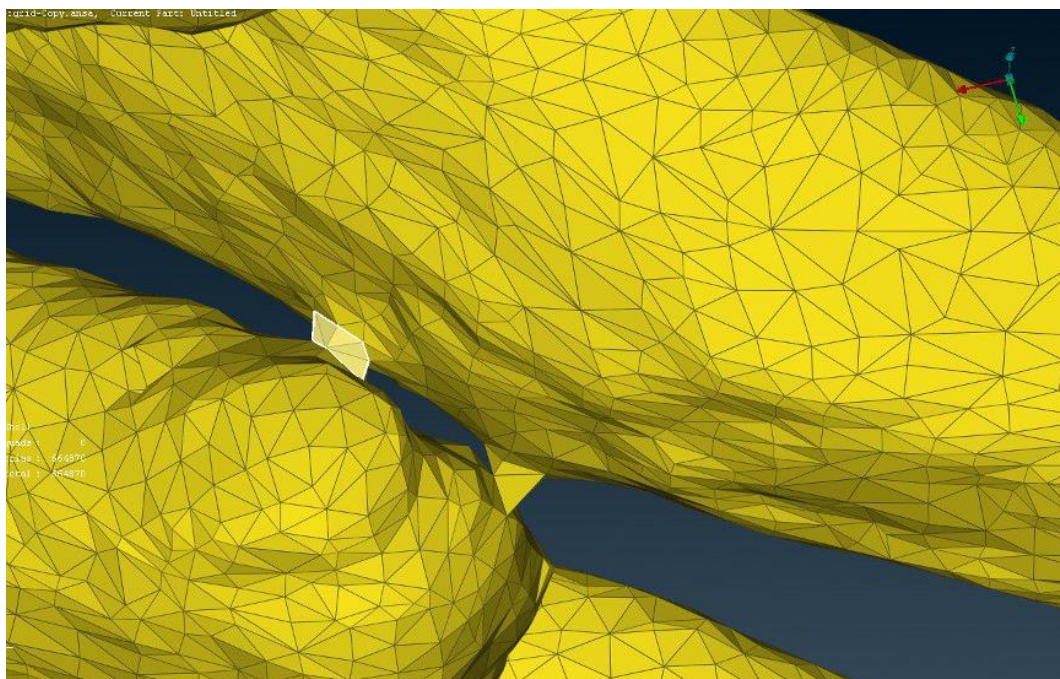


Рис. 6. Ошибки при построении геометрии.

Как было отмечено в пункте 1.1. ребра заполнены губчатым веществом и красным костным мозгом, благодаря которому выполняется функция кровотока. На КТ снимках это тоже отразилось при рентгеновской плотности, которая была задана в задаче. Соответственно, на трехмерной модели, внутри ребер, можно было увидеть эти образования. Эти части были удалены, так как в работе кости рассматриваются полными для упрощения задачи. В литературе чаще всего кости рассматривают как совокупность двух материалов: cortical bone и cancellous bone [5, 7, 9, 12, 15]. В настоящей работе сделано допущение, что ребра полные, то есть используются только cortical bone.

После устранения всех неточностей необходимо построить качественную сетку. В задаче рассматривается оболочечная структура, то есть shell-элементы, по которым в дальнейшем можно будет построить solid. Критериями сетки для этой модели служат: Aspect Ratio, Skewness, Min/Max Length, Min/Max Tria Angle. Соотношение сторон (aspect ratio) – это отношение грани максимальной длины к грани минимальной длины элемента. Для лучших результатов должен быть равен 1. Асимметрия (skewness) – один из основных показателей качества сетки. Он определяет, насколько близок к правильной форме (правильному треугольнику, квадрату и тд) элемент модели. Минимальная, максимальная длина элемента – с помощью этого критерия, можно задавать, насколько «грубой будет» сетка. Чем меньше по значению эти критерии, тем «плавнее» выглядит деталь. На рисунке 7 представлены две детали: правое ребро и левое ребро. К правому уже применены критерии сетки, а к левому нет. Видно, что программа сама указывает на элементы, которые не соответствуют критериям.

В задаче задавались такие критерии: aspect ratio = 0.6, min length = 1 мм, max length = 4 мм, min tria angle = 30°, max tria angle = 120°. Эти критерии были выбраны в связи с тем, что при таких критериях сетка наиболее точно описывает поведение модели и не искажает ее геометрию.

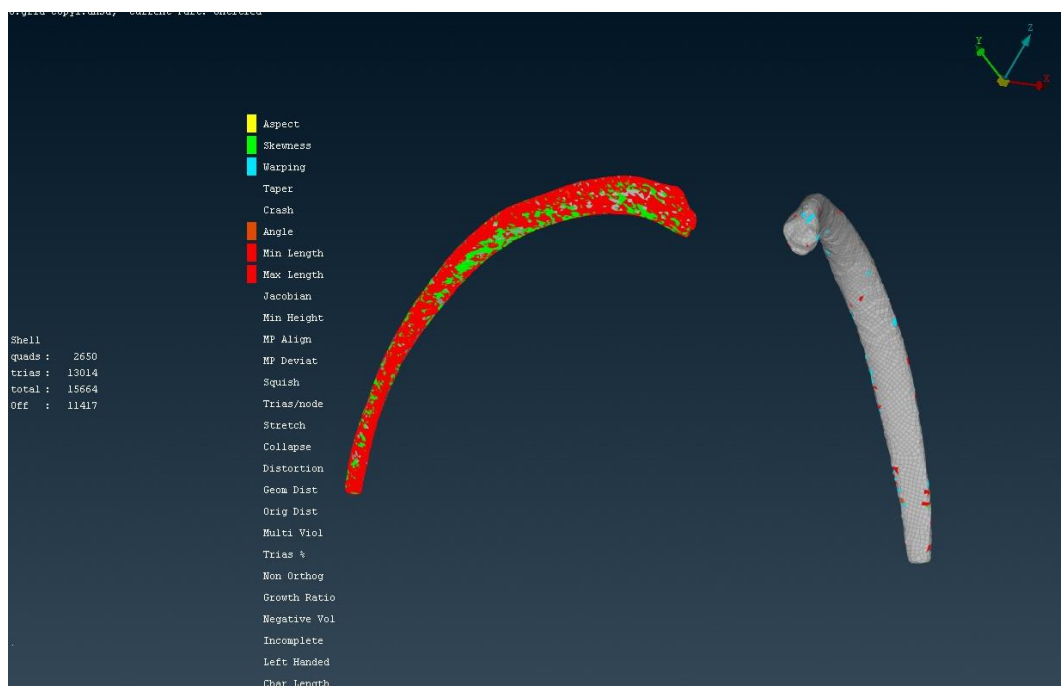


Рис. 7. Применение критериев сетки.

На данном этапе геометрия все еще носит оболочечный характер, то есть каждая деталь модели представляет собой оболочку и состоит из 2D элементов. После применения критериев сетки ко всей модели можно переходить к созданию объемов. Для того, чтобы каждая деталь модели стала объемной, нужно, чтобы программа ее определила как один цельный объем. Для этого в детали не должно быть пересечений (penetrations) элементов или открытых граней (open volume).

Одним из ключевых понятий при построении сетки любой геометрии является сеточная сходимость [18]. Решение будет сходиться точнее при правильно построенной сетке. Существует несколько типов 3D элементов. – тетра-, гекса-элементы, треугольные призмы и пирамиды. Они аппроксимируются с помощью математических функций, которые описывают их поведение. Эти типы элементов могут быть использованы в различных комбинациях для построения сетки 3D модели. Например, пирамиды используются, когда нужно создать переходную область между тетра- и гекса-элементами. Самыми простыми для использования являются тетраэдральные элементы. Любой объем, не зависимо от формы тела или его топологии, может быть построен из тетра-элементов. Собственно, поэтому в задаче используется именно этот тип сетки.

На рисунке 8 изображена модель, подготовленная к проведению расчетов и обладающая качественной сеткой. На данном этапе модель состоит из 144647 объемных тетра-элементов. Каждое ребро определено в отдельный PID (Property ID), то есть информация о каждом ребре хранится отдельно. Это необходимо для проведения дальнейших расчетов.

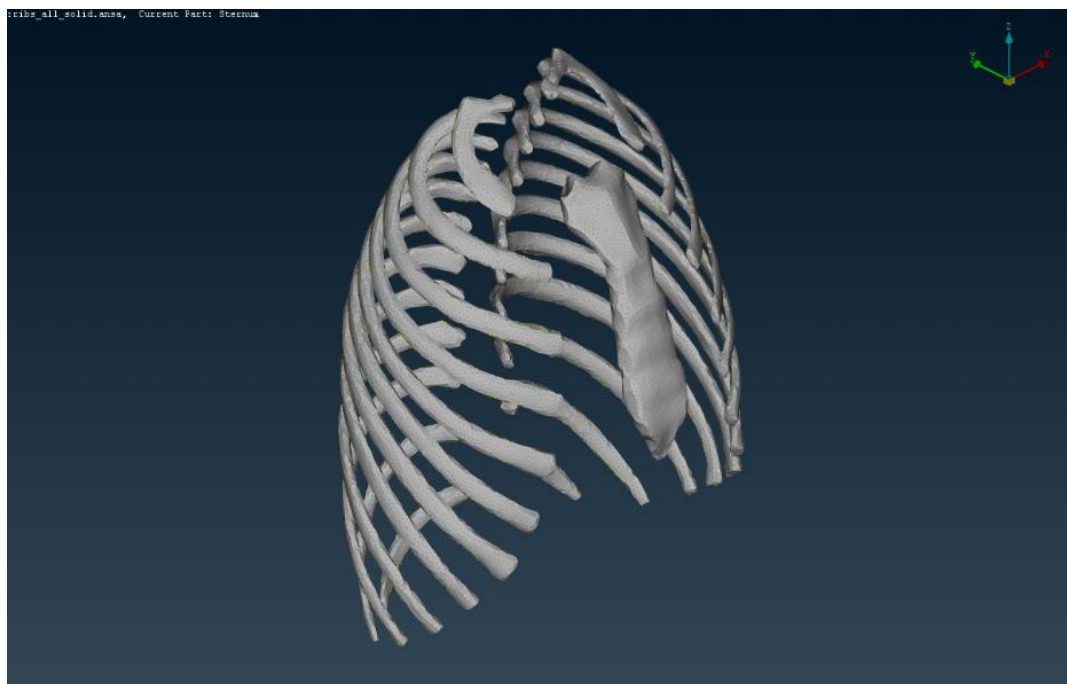


Рис. 8. Модель, подготовленная к проведению расчетов.

2.3. Механические свойства материалов модели

Стоит отметить, что механические свойства костных структур человека анизотропные. Как было сказано ранее, грудина и костная часть ребер имеют сложную структуру. Существует твердый внешний слой – кортикальная часть, который окружает более мягкий внутренний объем, содержащий губчатую кость и костный мозг [5, 9]. По данным нескольких работ карта анизотропии костей может быть систематически оценена по данным компьютерной томографии высокой точности изображения [8, 16]. Но изображения высокой точности получаются только при снятии КТ снимков высокого уровня радиации, что возможно только после смерти человека. Например, разрешение изображения не более 80 мкм было получено при посмертном микро-КТ сканировании детей.

Тем не менее, в связи с отсутствием четкого понимания поведения материалов костей в анизотропном случае, в этой работе было сделано допущение, что модель однородна, изотропна и подчиняется упругопластическому поведению von Mises. Материалы биологических тканей имеют одинаковые механические свойства во всех направлениях. При таком допущении модель все еще может достаточно хорошо охарактеризовать механическую реакцию грудной клетки на внешнее воздействие. Для того, чтобы получить точные значения при расчетах, необходимо учитывать механические свойства материалов. Проведенный анализ научной литературы показывает, что многие исследователи прилагали усилия, чтобы изучить эти свойства. Значения свойств материалов (модуля Юнга и коэффициента Пуассона) приведены в таблице 1. Эти сведения были взяты из литературы [6-15].

Таблица 1. Механические свойства биологических материалов.

| | E, MPa | ν (Poisson ratio) | $\rho, \frac{\text{Г}}{\text{см}^3}$ |
|--------------------------|-----------------|-----------------------|--------------------------------------|
| Cortical bones (ribs) | 12 000 | 0,3 | 2,0 |
| Cartilages | 40 | 0,4 | 1,0 |

В настоящей работе рассматривается напряженно-деформированное состояние (НДС) грудной клетки при непрямом массаже сердца. Для того, чтобы понимать, что тот или иной материал близок к разрыву необходимо ввести понятие предела текучести при растяжении. В общем случае предел текучести вводится для любых материалов при рассмотрении диаграммы растяжения. Эта диаграмма описывает связь между деформацией тела и возникающим в нем напряжением. Предел текучести при растяжении – это напряжение, при котором возрастает относительная деформация без изменения значения силы. При рассмотрении упругопластических деформаций этот предел показывает уровень напряжения, при превышении которого материал не просто смягчается, но и разрушается.

Материал необратимо деформируется и, следовательно, указывает на риск, разрушения. Следующей важной точкой на этой диаграмме является предел прочности. Он показывает максимальное значение напряжения, возникающего в теле до разрушения.

В этой работе предел текучести костной части ребер принимается равным $\sigma_y = 88$ МПа [12]. Для хрящевых структур предел текучести в этой работе не вводится из-за сделанного ранее допущения о замене хрящей на пружины. Жесткость пружин определяется по всем известному закону Гука для растяжения.

$$F = kx, \quad (1)$$

где F – это внешняя сила растяжения, k – коэффициент жесткости, x – удлинение пружины. Закон Гука описывает линейную связь между силой, действующей на пружину, и ее деформацией при растяжении. Коэффициент жесткости зависит от физических свойств и геометрических особенностей материала. Для того, чтобы более точно аппроксимировать поведение хрящей были проведены эксперименты на растяжение. В открытом доступе была найдена модель грудной клетки с готовыми хрящевыми структурами, для каждого отдельного хряща был проведен этот эксперимент, по результатам которого была получена жесткость пружин. На рисунке 9 представлена модель с пружинами.

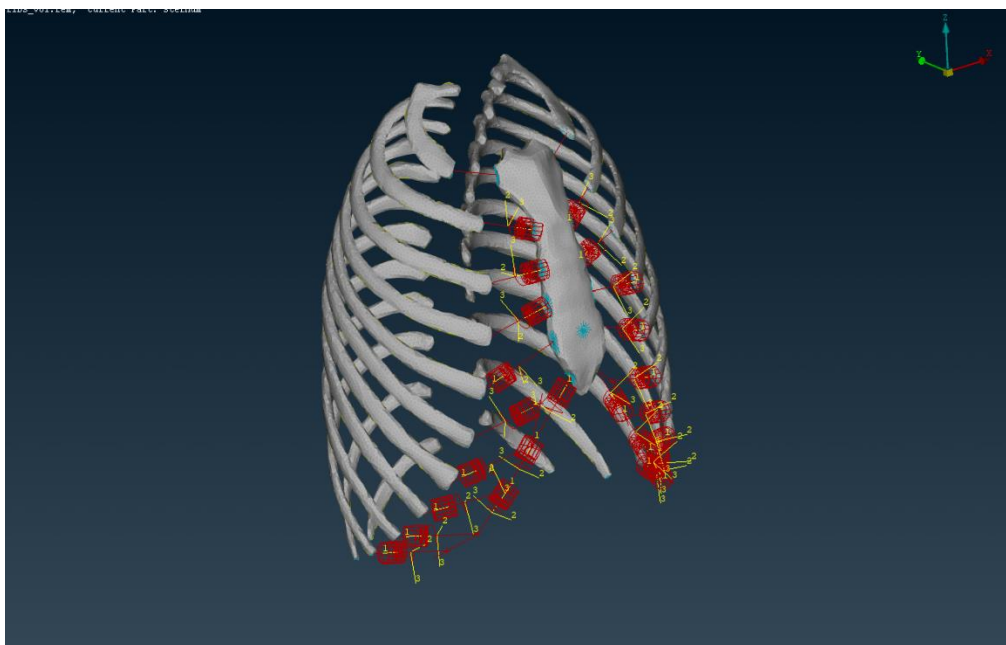


Рис. 9. Модель с пружинами

Сложности построения пружин возникали из-за самой структуры грудной клетки. Как было отмечено выше, первые семь ребер соединяются с грудиной непосредственно с помощью хрящей. Хрящи пар ребер VIII–X соединяются с вышележащими хрящами. Это требовалось отразить на самой модели. Добавление этих пружин-хрящей проходило также в программе ANSA BETA CAE в решателе OPTISTRUCT.

Рассмотрим этот процесс подробнее. Для задания пружин используют инструмент CBUSH. Он определяет обобщённый элемент пружины и демпфирования, может быть нелинейным или зависящим от частоты. Так как пружина (CBUSH) в этой программе задается по двум точкам, то необходимо, чтобы на ребре и на грудиной, в местах крепления хрящей, появились эти точки, которые бы охватывали конкретную область. Для этого можно использовать другие инструменты, такие как: RBE2 (Rigid Body Element, Type 2) и RBE3 (Rigid Body Element, Type 3) элементы. Элемент RBE2 использует уравнения связи, чтобы связывать поступательные степени свободы зависимых узлов со степенями свободы независимого узла. В этом элементе узел в центре – это узел с шестью независимыми степенями свободы, а узлы в основании – это узлы с зависимыми степенями свободы. Зависимые узлы движутся в пространстве как жесткое тело, относительное смещение между ними отсутствует, что добавляет дополнительную жесткость всему телу. Например, если независимый узел RBE2 перемещается на 1 мм по оси X, то каждый зависимый узел также перемещается на 1 мм по оси X. Поскольку относительное перемещение между узлами RBE2 равно нулю, этот тип MPC (Multipoint Constraint) придает жесткость любой части модели [19].

В свою очередь, RBE3 элементы – это эффективное средство для распределения нагрузки и массы в конечно-элементной модели. Этот тип является интерполяционным элементом. Здесь зависимые и независимые узлы распределяются противоположно RBE2 элементу. Есть один зависимый центральный узел, а все остальные – независимые. Нагрузки, приложенные в центре опорного узла,

распределены в независимых узлах. Поскольку не существует уравнения, определяющего относительное движение между независимыми узлами RBE3, этот тип соединения не придает модели никакой жесткости.

В этой работе были использованы RBE3 элементы, так как не было необходимости в добавлении дополнительной жесткости всей модели.

Глава 3. КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

Методы конечно-элементного моделирования позволяют проводить численные эксперименты. Преимущество состоит в том, что нет необходимости проводить эти эксперименты в реальной жизни. Математическое моделирование дает возможность осуществлять научно обоснованные выводы о поведении, например, грудной клетки человека под действием внешних нагрузок.

Эта глава посвящена валидации полученной модели с теоретическими данными и с расчетами, проведенными с полной грудной клеткой (без замены хрящевых структур). Существуют некоторые статьи, в которых исследуется влияние места приложения силы при непрямом массаже сердца на биомеханическую реакцию грудной клетки. В частности, в статье [14] рассматривается пять различных точек приложения силы. Проводится анализ показателей эффективности СЛР и риска перелома ребер. Для настоящей работы эта статья полезна данными о напряжениях и деформациях, испытываемых полной грудной клеткой, хрящевые структуры в этой статье сохраняются. Однако, можно говорить о возможной замене хрящевых структур грудной клетки на пружины той же жесткости при проведении конечно-элементного моделирования в случае соответствия максимальных напряжений установленному пределу текучести. Также в этой главе рассматривается напряженно-деформированное состояние одного ребра, рассчитанное в программном пакете ANSYS методом конечных элементов.

Подробнее о том, что такое метод конечных элементов (МКЭ). МКЭ подразумевает собой разделение геометрии фигуры на совокупность областей – конечных элементов, имеющих общие узлы. Каждый конечный элемент описывается переменной, вид которой задается аппроксимирующей функцией. Сама функция определяется с помощью значений в узлах каждой переменной. Соответственно, любой элемент имеет свой полином, коэффициенты которого определяются таким образом, чтобы получалось решение, неразрывное на каждой границе элемента.

3.1. Моделирование нагрузок при непрямом массаже сердца

Как было отмечено в первой главе, непрямой массаж сердца – часть комплекса СЛР, который применяется при остановке сердца человека с целью восстановления кровообращения. Также упоминалось, что основными травмами, возникающими при его проведении, являются переломы ребер. В этом и следующих пунктах будут описаны реакции одного ребра или модели полной грудной клетки на внешние воздействия. Во втором случае была точка приложения силы – между V парой ребер.

При непрямом массаже сердца требуется выполнение компрессий грудной клетки с определенной частотой, 100–120 раз в минуту. В работе рассматривается статическая задача – момент приложения силы длительностью 0,5 с.

3.1.1. Моделирование НДС одного ребра

В этом пункте рассматривается напряженно-деформированное состояние одного ребра. Выбрано левое ребро V пары ребер, так как именно на него при компрессии грудной клетки накладывается наибольшее воздействие [14]. Это происходит вследствие того, что по технике проведения непрямого массажа сердца следует прикладывать воздействие на грудину, в ее нижней части, то есть в области 4–6 пар ребер.

Основной сложностью при моделировании нагрузок на одно ребро является определение точки приложения силы воздействия. Это связано с тем, что в этой части работы одно ребро рассматривается обособленно от остальных. Было сделано допущение, что сила распределяется по касательной к ребрам, так как основная ее часть сосредоточена на груди. Это допущение подтверждено в исследованиях докторов медицинских наук. Были проведены эксперименты и описаны в книге «Морфология и механика разрушения ребер» [3]. На рисунке 10 представлена геометрия V ребра.

Материалы для расчетов задавались по значениям из таблицы 1, были выбраны cortical bones. Следующий важный пункт – вопрос задания граничных условий. В первой главе была описана биомеханика движения ребер грудной

клетки. В месте соединения ребра с грудным позвонком движение одноосное, то есть ребро может только опускаться или подниматься. В той система координат, в которой находится модель, это означает, что разрешены повороты вокруг оси OY (Рис. 10).

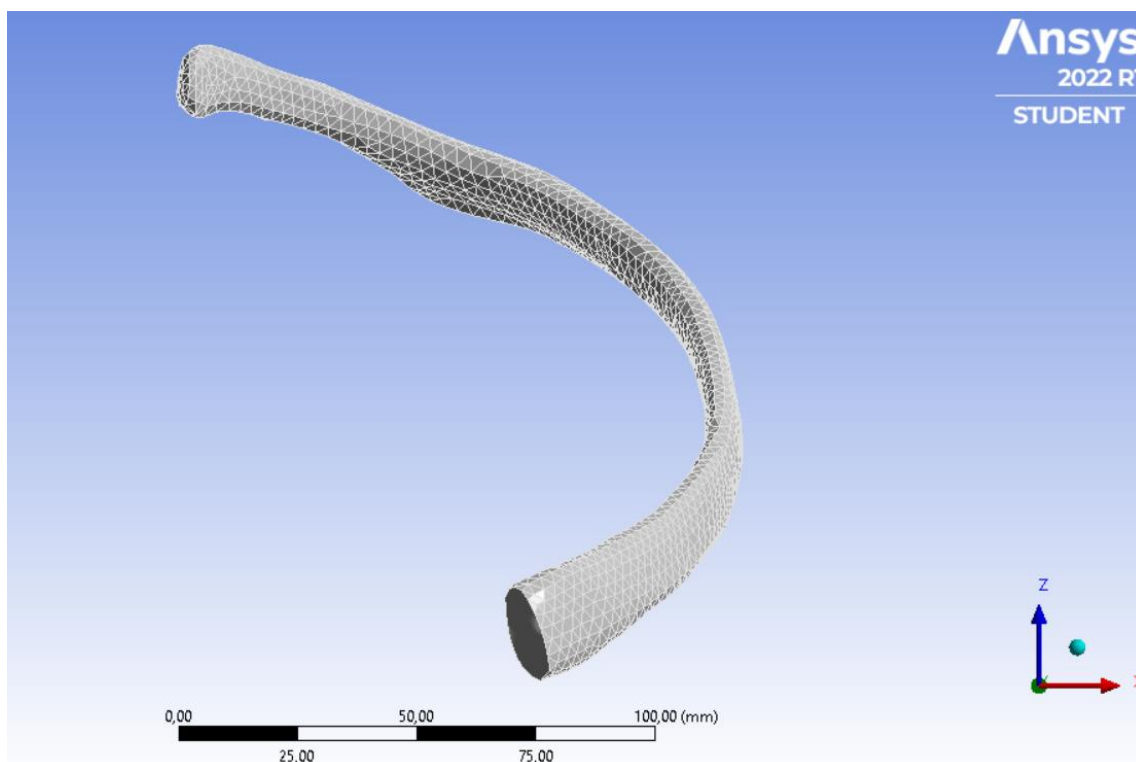


Рис. 10. Геометрия V ребра

Граничные условия (ГУ) задавались также исходя из механики воздействия на ребро. На рисунке 11 изображены приложенные к ребру ГУ. Далее будет приведено более подробное описание обозначений. Условие А – Remote Displacement. С помощью этого инструмента можно более детально описывать поведение того участка, на которое это условие применяется. Задавать ограничения на все шесть степеней свободы одновременно. В случае рассматриваемой задачи разрешается поворот вдоль оси OY , а также перемещение по осям OX и OY на 3 мм, так как примерно на такую величину удлиняются хрящи при воздействии силы. Условие В – жесткая заделка. Так как в задаче моделируется поведение ребра при непрямом массаже сердца, то положение человека в этот момент – лежа на спине, а при применении силы сверху, человек практически не двигается

и не смещается относительно того положения, в котором находится. Следующее условие С – применение силы. Сила направлена вдоль линии ребра, как была бы направлена сила при настоящем воздействии. Выбрано значение 600 Н, так как именно при такой силе достигается перемещение грудины 5 см [14].

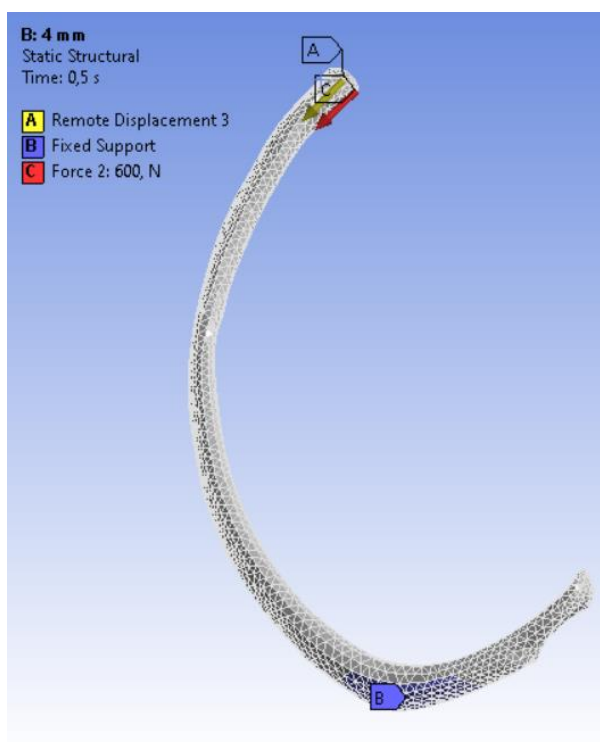


Рис. 11. Граничные условия, вид сверху

На рисунке 12 приведена схема разрушения грудной клетки человека при сдавлении ее в переднем направлении. Этот эксперимент был описан в книге «Морфология и механика разрушения ребер» [3]. Результаты распределения напряжений соответствуют конструкционно-локальному типу разрушения.

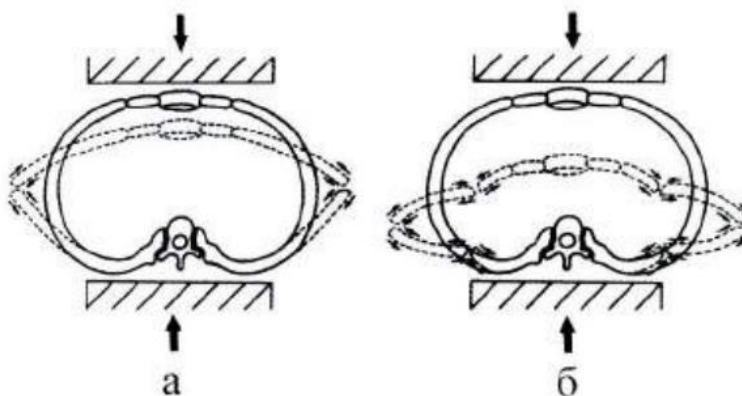


Рис. 12. Схема последовательного разрушения грудной клетки при сдавлении ее в переднем направлении:
а) конструкционный тип разрушения б) конструкционно-локальный

По приложенным граничным условиям были получены такие результаты. Распределение напряжений показано на рисунке 13. Под а) показано начальное положение ребра, а под б) показано финальное положение. Видно, что наибольшие нагрузки сосредоточены в двух областях: в области середины тела ребра (*corpus costae*) и в области угла ребра (*angulus costae*). Таким образом, это две наиболее уязвимые части в ребре. Такой вывод соответствует экспериментам [3]. Чаще всего переломы проходят по околопозвоночной, средней подмышечной или окологрудинной линии. Эти две зоны соответствуют средней подмышечной и околопозвоночной линиям. Разрыв в области окологрудинной линии не представлен, так как это переломы, соответствующие разрыву хрящей. Максимальное напряжение сосредоточено в угловой области ребра, так как там сделана заделка. Предел текучести для ребер был задан $\sigma_y = 88$ МПа, следовательно, можно сделать вывод, что ребро не выдержит нагрузки 600 Н и начнет разрушаться.

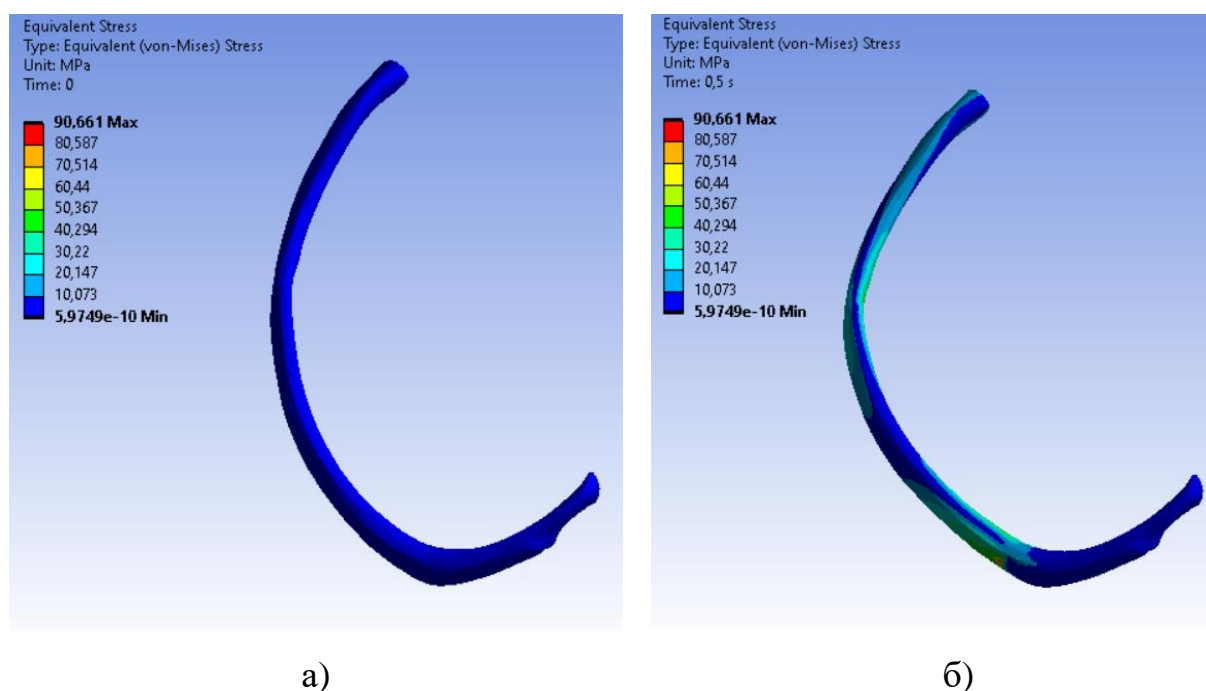


Рис. 13. Распределение напряжений:
а) в момент времени $t=0$ с, б) в момент времени $t = 0,5$ с.

Значения областей высоких напряжений менялись с изменением значения размера элемента сетки. Была проведена оценка сеточной сходимости. Рисунок 14 показывает, что максимальные напряжения, возникающие в ребре чуть больше 90 МПа. Из этого рисунка, видно, что при значении размера элемента от 2 до 1 происходит стабилизация поведения графика, что говорит о сходимости решения. При дальнейших расчетах была выбрана сетка размером 2 мм.



Рис. 14. Сеточная сходимость

Перемещения, преодолеваемые ребром при приложении силы 600 Н, оказались равными 5 мм, что также соответствует теоретическим данным [3].

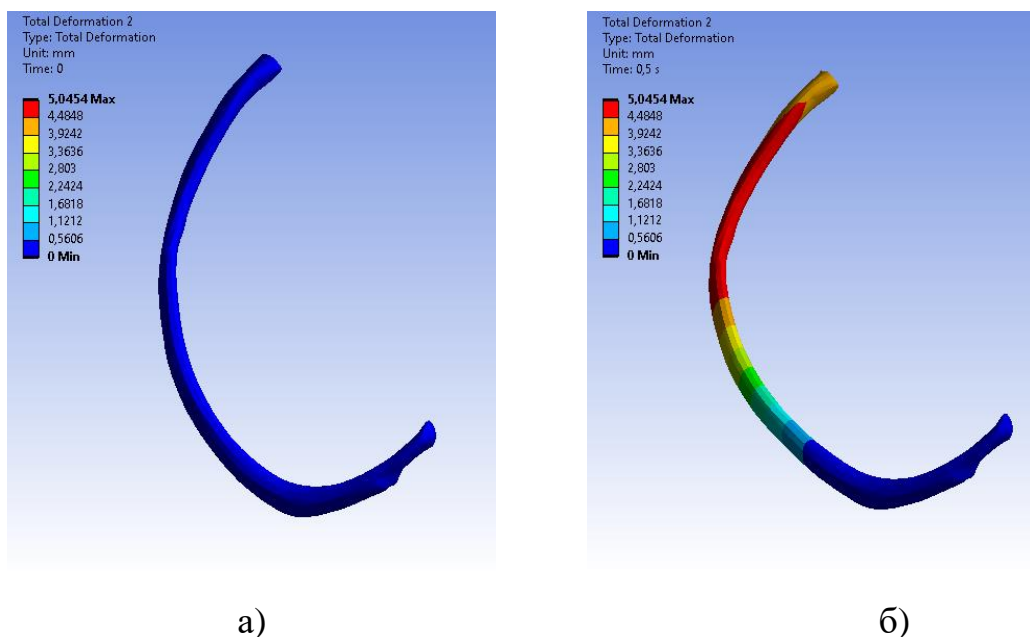


Рис. 15. Распределение перемещений:

а) в момент времени $t=0$ с, б) в момент времени $t = 0,5$ с.

3.1.2. Моделирование НДС полной грудной клетки

В этом пункте приводятся результаты вычислений напряженно-деформированного состояния грудной клетки человека и сравнение со статьей [14]. На рисунке 16 представлено распределение напряжений и перемещений, которые испытывает грудная клетка под действием силы 600 Н. Сила была приложена в середину грудины между V пары ребер аналогично случаю, рассматриваемому в пункте 3.1.1.

Было сделано предположение, что человек находится в положении лежа. Следовательно задняя часть грудной клетки контактирует с гипотетической плоской поверхностью пола. При анатомически верном строении, ближайшими к уровню пола будут VI–VII пары ребер. Следовательно, при моделировании НДС эта часть грудной клетки следует зафиксировать. Была выбрана сила 600 Н, так как при ней достигается перемещение грудины внутрь грудной клетки, равное 5 см. Максимальные напряжения, испытываемые грудной клеткой сосредоточены в нижней трети грудины, в области приложения силы, и равны 79 МПа. Эта величина не превосходит предела текучести, установленного ранее при исследовании литературы о механических свойствах биологических материалов человека.

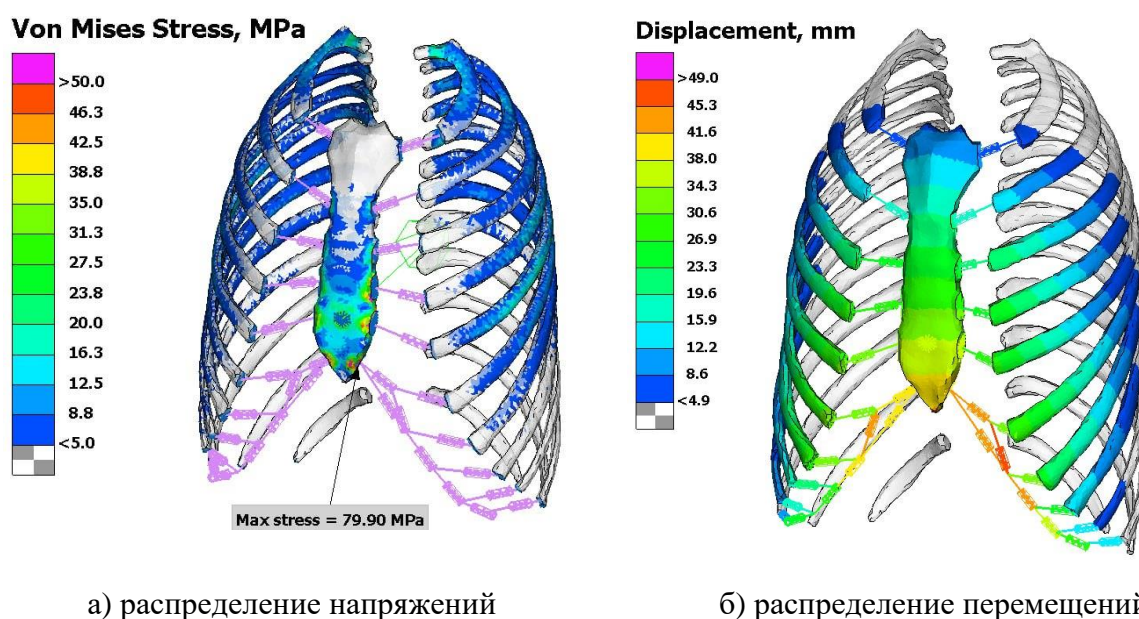
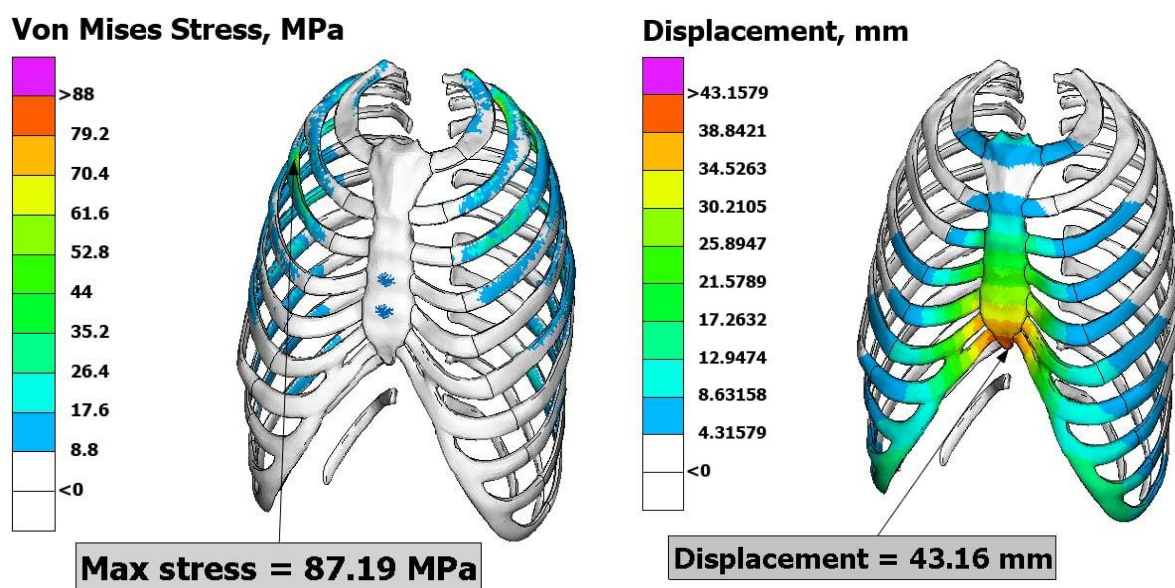


Рис. 16. Напряженно-деформированное состояние грудной клетки с замененными хрящами под действием силы 600 Н.

Для понимания полной картины распределения напряжений стоит ввести коэффициент запаса прочности (Factor of Safety или FoS). Он определяется как отношение предела текучести материала к максимальному напряжению, полученному при расчетах. Эта величина показывает способность тела выдерживать прилагаемые к нему нагрузки выше расчетных. Если коэффициент запаса меньше единицы, то это значит, что модель не сможет выдержать приложенные к ней нагрузки. В случае НДС полной грудной клетки FoS равен 1.1, что говорит о существующем запасе прочности.

Максимальные перемещения, испытываемые грудной клеткой, равны 4–5 см, что соответствует теоретическим данным о необходимой глубине продвижения грудины.

Следующим этапом работы было проведение сравнения полученных ранее результатов с распределением напряжений и перемещений в грудной клетке с хрящами. Эта модель была получена из открытых источников. На рис. 17 представлены графики напряжений и перемещений. Точка приложения силы была выбрана одна и та же (на грудице между V парой ребер), граничные условия также были идентично повторены.



а) распределение напряжений

б) распределение перемещений

Рис. 17. Напряженно-деформированное состояние полной грудной клетки под действием силы 600 Н

Распределение напряжений здесь получилось больше похожим на напряжения, испытываемые одним ребром (Рис. 13). Максимальные напряжения сосредоточены в зонах средней подмышечной околопозвоночной линий. В то время, как в случае замененных хрящевых структур большие напряжения были сосредоточены на груди.

Относительная погрешность полученных результатов для напряжений двух моделей, с замененными хрящами и без, составляет 9,12%. Относительная погрешность результатов для перемещений составляет 13,5%. Это говорит о том, что существует значительная разница между моделями с заменёнными хрящевыми структурами и без. Возможно улучшение точности за счет увеличения жесткости пружин. Это предположение можно использовать для дальнейших исследований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках проведенной работы была построена конечно-элементная модель грудной клетки человека на основании снимков компьютерной томографии. Ниже описаны основные результаты работы.

- Изучена литература о строении грудной клетки человека с анатомической точки зрения с целью максимального приближения к действительности при моделировании.
- Обработаны снимки компьютерной томографии и получена трехмерная модель грудной клетки человека. Изучены свойства и принципы работы со снимками такого рода.
- Проведен поиск и сбор механических свойств материалов, характеризующих поведение костных и хрящевых структур в организме человека.
- По трехмерной модели была построена конечно-элементная модель. Проведен анализ качества сетки с целью ее улучшения.
- Рассмотрено НДС одного ребра и полной грудной клетки под действием силы, замещающей нагрузки, испытываемые грудной клеткой, во время проведения непрямого массажа сердца.

Результаты работы могут быть интересны при проведении исследований НДС грудной клетки при различных травмах или патологиях. Но вследствие некоторых ограничений полученная модель не может быть использована повсеместно, так как не охватывает полный спектр возможных проблем, возникающих в грудной клетке человека. Одним из ограничений является то, что модель грудной клетки, используемая в расчетах, не включает кожу, подкожный жир и органы. Учет этого можно произвести за счет относительного увеличения жесткости путем увеличения модуля Юнга материалов костей модели. Следующим ограничением служит то, что снимки компьютерной томографии, использованные в работе, были получены у здорового молодого человека с нормальным индексом массы тела. Однако, чаще всего сердечно-легочную реанимацию, инструменты которой были рассмотрены при проведении расчетов, необходимо

оказывать пожилым людям или людям с ожирением.

В качестве дальнейшего развития работы можно рассмотреть разработку программы по автоматическому выявлению костей и костных структур по снимкам компьютерной томографии.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Гаврюшин С. С., Кузьмичев В. А., Грибов. Д. А., Биомеханическое моделирование хирургического лечения воронкообразной деформации грудной клетки. // Российский журнал биомеханики. 2014. Т. 18, № 1: 36–47.
2. Гайворонский И. В. – Нормальная анатомия человека. Т. 1: Учебник для мед. вузов. 2-е изд., испр и доп. – СПб.: СпецЛит, 2001. – 560 с.
3. Клевно В. А. Морфология и механика разрушения ребер: судебно-медицинская диагностика механизмов, последовательности, прижизненности и давности переломов – 2-е изд., перераб. и доп. / В. А. Клевно – Москва: Ассоциация СМЭ, 2015. – 298 с.
4. Первая помощь: учебное пособие для лиц, обязанных и (или) имеющих право оказывать первую помощь. М.: ФГБУ «ЦНИИОИЗ» Минздрава России, 2018 г., 97 с.
5. Chaufer M et al. A new biomechanical FE model for blunt thoracic impact // Front. Bioeng. Biotechnol., 2023. DOI 10.3389/fbioe.2023.1152508
6. Holcombe S. A. et al. The effect of age and demographics on rib shape // J. Anat. (2017) 231, pp 229-247. doi: 10.1111/joa.12632
7. Kang J. et al. Custom design and biomechanical analysis of 3D-printed PEEK rib prostheses // Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2018. Volume 17, pages 1083–1092.
8. Maggiano IS, Maggiano CM, Clement JG, Thomas CDL, Carter Y, Cooper DML. Three-dimensional reconstruction of Haversian systems in human cortical bone using synchrotron radiation-based micro-CT: morphology and quantification of branching and transverse connections across age // J Anat. 2016; 228:719-732. doi: 10.1111/joa.12430
9. Nan J, Rezaei M, Mazhar R et al. Finite Element Analysis of the Mechanism of Traumatic Aortic Rupture (TAR) // Computational and Mathematical Methods in Medicine. 2020. Article ID 6718495, 13 pages
10. Nishida N., Ohgi J., Jiang F et al. Finite Element Method Analysis of Compression Fractures on Whole-Spine Models Including the Rib Cage //

Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2019, Article ID 8348631, 10p

11. Papadimitriou P, Chalkias A, Mastrokostopoulos A et al. Anatomical structures underneath the sternum in healthy adults and implications for chest compressions. // *Am J Emerg Med*. 2013;31(3):549-555.

12. Shao Y, Zou D, Li Z, et al. (2013) Blunt Liver Injury with Intact Ribs under Impacts on the Abdomen: A Biomechanical Investigation. // *PLoS ONE* 8(1): e52366. doi:10.1371/journal.pone.0052366

13. Shaowei Jia et al. The influence of the rib cage on the static and dynamic stability responses of the scoliotic spine // *Scientific Reports*. (2020) 10:16916. doi: 10.1038/s41598-020-73881-9

14. Suazo M, Herrero J, Fortuny G et al. Biomechanical response of human rib cage to cardiopulmonary resuscitation maneuvers: Effects of the compression location // *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2022 Apr; 38(4): e3585. DOI: 10.1002/cnm.3585

15. Wang L, Yang C, Sun C. Fused Deposition Modeling PEEK Implants for Personalized Surgical Application: From Clinical Need to Biofabrication // *Int J Bioprint*. 2022; 8(4): 615. doi: 10.18063/ijb.v8i4.615

16. Yi W, Heo M, Lee S, Choi S, Huh K, Lee S. Direct measurement of trabecular bone anisotropy using directional fractal dimension and principal axes of inertia. // *Oral Maxillofac Radiol*. 2007;104(1):110-116. doi: 10.1016/j.tripleo.2006.11.005

17. Anatomy, Thorax, Sternum [Электронный ресурс] Anatomy, Thorax, Sternum - StatPearls - NCBI Bookshelf (nih.gov) (Дата обращения: 10.04.2023)

18. Meshing Your Geometry: When to Use the Various Element Types [Электронный ресурс] <https://www.comsol.com/blogs/meshing-your-geometry-various-element-types/> (Дата обращения: 15.05.2023)

19. What Is the difference between a Kinematic (RBE2) and a Distributing (RBE3) coupling in FEA? [Электронный ресурс] <https://www.fidelisfea.com/post/what-is-the-difference-between-a-kinematic-rbe2-and-a-distributing-rbe3-coupling-in-fea> (Дата обращения: 17.05.2023)