

Министерство образования и науки Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Институт прикладной математики и механики
Кафедра механики и процессов управления

Работа допущена к защите
Заведующий кафедрой
_____ Д.А. Индейцев
«__» _____ 2018 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

СОЗДАНИЕ МОДЕЛИ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ТОРСА ДЛЯ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ ТРАВМИРОВАНИЯ ПРИ ПУЛЕВЫХ РАНЕНИЯХ

по направлению 15.03.03 Прикладная механика

Выполнил

студент гр.43602/1

К.А. Затылкин

Руководитель

к.т.н., проф.

А.И. Боровков

Соруководитель

Н.А. Харалдин

Санкт-Петербург

2018

СОДЕРЖАНИЕ

Введение.....	5
1. Обзор литературы.....	7
1.1. Обзор существующих КЭ моделей торса.....	7
1.1.1. Моделирование непроникающего баллистического удара в торс человека.....	7
1.1.2. Моделирование эффектов взрыва на торс человека	10
1.2. Сравнение моделей торса с разрабатываемой моделью	11
2. Создание КЭ модели торса.....	13
2.1. Установка Хопкинса (SHPB)	13
2.1.1. Динамический тест на сжатие	14
2.1.2. Динамический отклик на сдвиг	16
2.2. КЭ модель легких, сердца, печени и желудка.....	17
2.2.1. Выбор модели материала	17
2.2.2 Валидация КЭ модели печени	19
2.2.3. Валидация КЭ модели легких.....	20
2.2.4. Создание сетки для расчетной модели	22
2.3. КЭ модель селезенки	23
2.3.1. Выбор модели материала	23
2.3.2. Тесты на растяжения образцов селезенки	24
2.3.3. Создание сетки для расчетной модели	27
2.4. КЭ модель кишечника	27
2.5. КЭ модель скелета	28
2.6. КЭ модель мышц, заполнения полостей и кожи	30
2.7. КЭ модель торса.....	32

2.7.1. Сборка КЭ модели торса	32
2.7.2. Настройка взаимодействия органов.....	34
2.7.3. Валидация КЭ модели торса.....	36
3. Результаты.....	39
3.1. Постановка эксперимента	39
3.2. Обработка результатов	40
3.3. Результаты КЭ моделирования.....	44
Заключение	49
Список литературы	50

Введение

Заброневая травма является следствием не пробивающего попадания баллистического снаряда в бронежилет. Несмотря на то, что бронежилет предотвращает проникновение снаряда, энергия снаряда, поглощенная бронежилетом, будет передаваться от бронежилета к туловищу человека. Такое воздействие может привести к серьезным травмам грудной клетки и брюшной полости. При достаточно высоких энергиях воздействий баллистического снаряда, травмы грудной клетки и брюшной полости может привести к смертельному исходу.

В статье [1] отмечается два фактора, влияющих на увеличение количества заброневых травм:

- увеличение скоростей воздействия баллистического снаряда при взаимодействии со средством индивидуальной защиты
- тенденция к созданию более легких и тонких средств индивидуальной защиты с большей устойчивостью к баллистическому проникновению, может привести к увеличению энергии снаряда, передаваемой на тело человека, что приведет к более серьезным заброневым травмам

Целью работы является изучения заброневой травмы и ее влияния на туловище человека и создание критериев травмируемости. Возможность исследования характера заброневой травмы позволяет применять модель туловища для разработки и тестирования элементов индивидуальной защиты человека. В свою очередь, применение компьютерного моделирования обеспечивает сокращение времени на разработку новых образцов индивидуальной защиты и затрат на их производство. В связи с поставленной задачей в работе решаются следующие задачи:

- создание геометрической модели туловища человека, по оцифрованным данным, полученным с помощью компьютерной томографии
- подбор математических моделей материалов для описания механического поведения органов при высокоскоростных баллистических воздействиях
- проведение валидации созданных математических моделей органов и полной конечно-элементной модели торса
- проведение моделирования баллистического воздействия и разработка критериев травмируемости человека при получении заброневой травмы

1. Обзор литературы

В данной главе будут рассмотрены уже существующие конечно-элементные (далее КЭ) модели для баллистического воздействия. Также будут рассмотрены манекены, использующиеся для проведения краш-тестов. Для каждой модели будет описано создание геометрической и КЭ модели, какие модели материалов были использованы, как проводилась валидация манекена. Для всех рассмотренных манекенов будет произведено сравнение с разрабатываемой моделью торса.

1.1. Обзор существующих КЭ моделей торса

1.1.1. Моделирование непроникающего баллистического удара в торс человека

В работе [2] приведён сравнительный анализ поведения манекена человека и его КЭ модели, при обстреле бронежилета боевыми пулями. Геометрическая модель тела человека была получена с помощью обработки данных с компьютерного томографа, но использовалась только часть модели, а именно торс, поскольку воздействие на него является областью исследования. В состав КЭ модели, сделанной на основе полученной геометрии, входят: позвоночник, ребра, грудина, хрящи, легкие, сердце, печень, желудок, кожа и мышцы. На Рисунке 1.1 представлены все части КЭ модели торса человека.

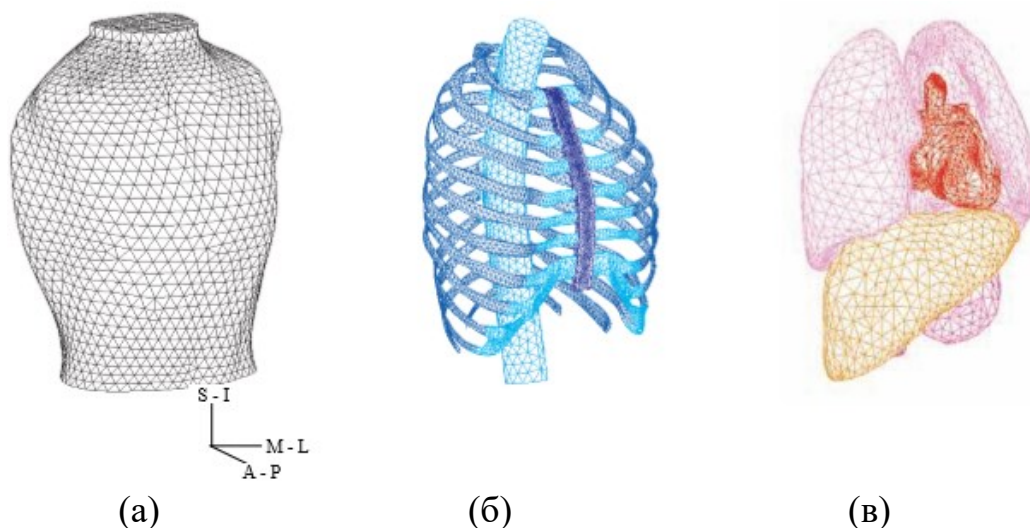


Рисунок 1.1. КЭ модели (а) – кожи и мышц, (б) - скелета, (в) - органов.

На Рисунке 1.2 представлена полная КЭ модель торса.

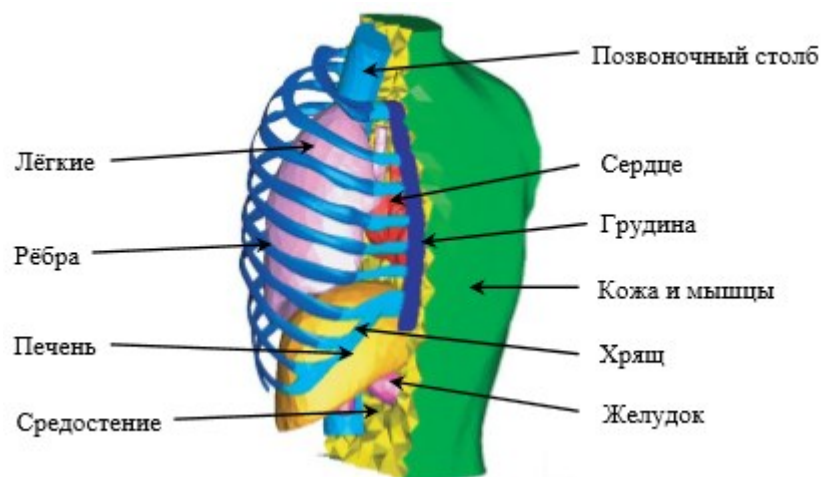


Рисунок 1.2. КЭ модель в разрезе.

Для моделирования внутренних органов использовался вязкоупругий материал. Параметры были получены из тестов, проведенных с помощью модифицированной установки Хопкинса (описание данной установки будет приведено в главе 2) на образцах силиконового геля, при скоростях деформации до 15000 с^{-1} (также, в других работах тех же авторов приводятся модели, механические свойства которых получены из испытаний над трупами).

Для моделирования кожи, мышц и хрящей использовался вязкоупругий материал, параметры которого были взяты из литературы. Для позвоночника, ребер, грудины и хрящей использовалась упругая модель материала, свойства которой были взяты из литературных источников.

Для проведения виртуальных испытаний баллистического воздействия и валидации торса были использованы модели кевларового бронежилета I, II, IIa, и IIIa уровней защиты Национального Института Юстиции с толщинами 4.87 мм, 7.88 мм, 9.50 мм и 10.82 мм соответственно.

Кроме КЭ модели, физическая модель торса человека HSTM (Human Surrogate Torso Model) была сделана на основе геометрии, полученной для создания КЭ модели. Для получения информации о давлениях и ускорениях при проведении тестов над данной моделью, в разработанные органы были встроены пьезоэлектрические датчики давления, а акселерометры прикреплены к задней поверхности грудины.

Для валидации КЭ модели торса человека на HSTM было проведено 26 баллистических испытаний с 9-мм (масса 8 г) боеприпасом при различных скоростях. На Рисунке 1.3 представлены области обстрела.

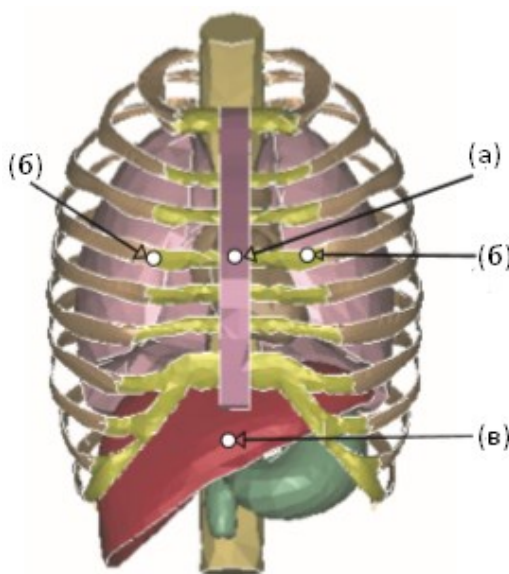


Рисунок 1.3. Области обстрела. (а) – центр грудины, напротив 6-ого грудного позвонка.
(б) – правое и левое легкое, в 6-ти см от средней линии. (в) – печень, напротив 12-ого грудного позвонка.

1.1.2. Моделирование эффектов взрыва на торс человека

В статье [3] рассматривается КЭ модель, разработанная для исследования повреждений внутренних органов при взрыве. Авторы использовали уже созданную модель торса [2], но для моделирования поведения органов использовались другие данные.

Для моделирования позвоночника, ребер, грудины и хрящей была выбрана упругая модель материала, свойства которой взяты из литературы.

Для моделирования поведения внутренних органов была выбрана гиперупругая модель, поскольку в литературных источниках [4] отмечается, что мягкие ткани человека проявляют гипер-вязкоупругие свойства. Для определения параметров материала были проведены тесты на образцах тканей органов с помощью модифицированной установки Хопкинса, при скоростях деформации 200 – 3000 1/с.

Для каждого органа были проведены динамические эксперименты на сдвиг и сжатие. Из тестов были получены объемный модуль упругости и кривая зависимости напряжений от деформаций, что и является задаваемыми параметрами материала при создании модели материала. На Рисунке 1.4 представлен пример данных для сердца, полученных при проведении экспериментов над тканями органов.

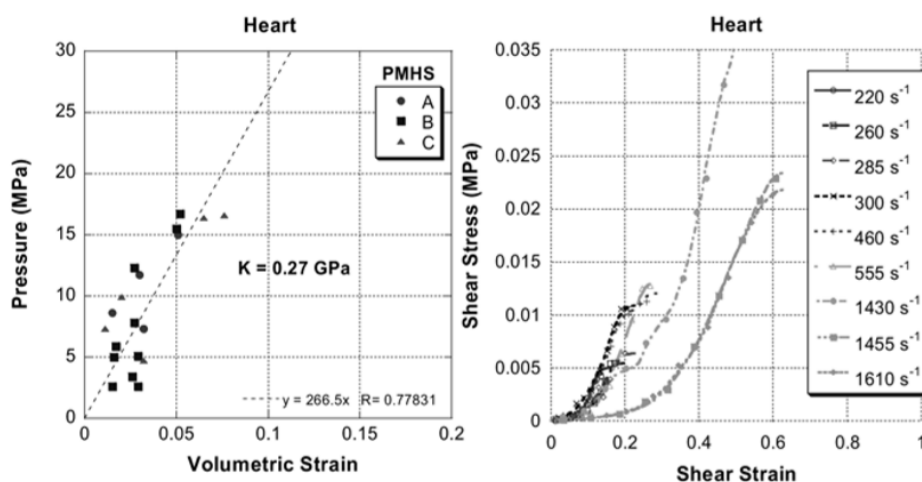


Рисунок 1.4. Параметры материала, задаваемые в КЭ модели сердца.

Для валидации КЭ модели использовалось два способа: кривые Боуэна и программа Blast Effects Computer (BEC). Первый метод основан на данных, полученных при проведении экспериментов с животными. В то время как BEC является компьютерной программой и вычисляет вероятность повреждений у человека при заданных условиях взрыва.

С целью валидации КЭ модели, моделировался взрыв, эквивалентный подрыву 10 кг тротила на расстоянии 7.5 м от человека. Отмечается, что такие данные были взяты, поскольку кривые Боуэна и BEC прогнозируют вероятность выживания человека равной 99 %.

Давление падающей ударной волны, вычисленное при КЭ моделировании, составило 82.7 кПа, что показывает хорошее соответствие с результатами, прогнозируемыми BEC (85.1 кПа).

1.2. Сравнение моделей торса с разрабатываемой моделью

Основным отличием от разработанной КЭ модели торса является геометрическая модель. Несмотря на то, что отмечается создание моделей по снимкам, полученным с помощью компьютерной томографии, органы находятся на больших расстояниях друг от друга. Также геометрическая модель грудины достаточно сильно отличается от анатомических снимков. Все вышеперечисленные пункты оказывают качественное влияние на результаты экспериментов (при больших расстояниях органы не будут контактировать друг с другом; части грудины являются зонами обстрела), поэтому важна анатомическая точность модели.

Разработанная модель торса отличается моделями материала внутренних органов. В модели, рассмотренной в пункте 1.1.1, использовались данные, взятые из экспериментов, проведенных на баллистическом геле.

Также стоит отметить, что для рассмотренных моделей не проводилось валидация с результатами экспериментов, проведенных на трупах людей. Для

модели, рассмотренной в 1.1.1, результаты сравнивались с результатами обстрела манекена, сделанного баллистического геля. Вторая рассмотренная модель предназначена для моделирования воздействия взрыва, и сравнивалась с результатами, полученными при проведении опытов на животных.

2. Создание КЭ модели торса

Геометрическая модель торса была разработана с помощью обработки результатов обследования МРТ человека [5]. Процедура магнитно-резонансной томографии проводилась с интервалом в 2 мм в продольном направлении [6].

Для создания сетки КЭ модели торса использовалось ПО ANSA. Для точного повторения геометрии человека, сетка была построена с помощью трехузловых оболочечных элементов и четырехузловых твердотельных элементов. После создания КЭ моделей отдельных органов и костей, они были собраны в модель торса.

Для валидации органов, торса и КЭ моделирования баллистического воздействия использовалось ПО LS-DYNA.

2.1. Установка Хопкинса (SHPB)

В статье [7] приводятся описания экспериментов с органами человека, проведенными на установке Хопкинса. Данная установка предназначена для проведения высокоскоростных динамических тестов (скорости деформации от 10^2 до 10^4 с⁻¹). Поскольку в проведенных тестах образцами являлись мягкие ткани человека, авторам пришлось модифицировать имеющуюся установку. На Рисунке 2.1 представлены модификации установки для двух испытаний: тест на динамическое сжатие и динамический отклик на сдвиг.

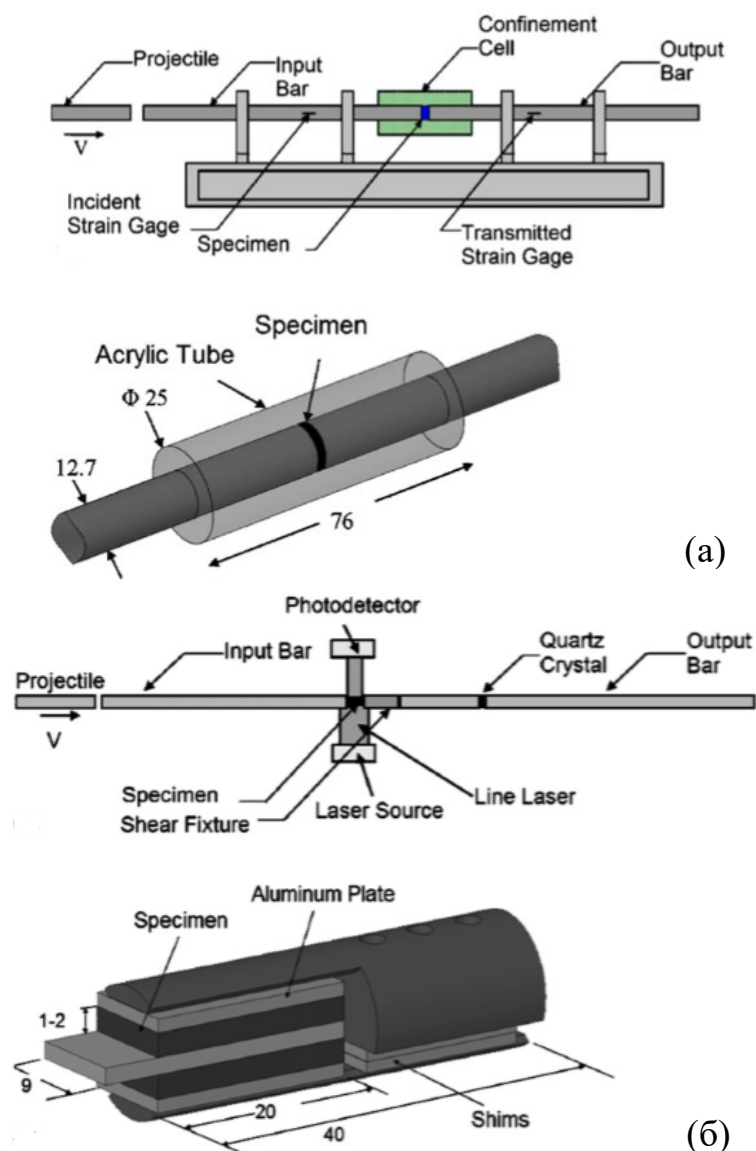


Рисунок 2.1. Модифицированная установка Хопкинса для (а) – динамического сжатия, (б) – динамического отклика на сдвиг.

2.1.1. Динамический тест на сжатие

Снаряд на некоторой скорости (1-50 м/с) попадает в первый стержень (input bar), после чего создается входящий импульс, который проходит через первый стержень и переходит на образец органа. Часть данного импульса отражается и проходит обратно через первый стержень, оставшаяся часть проходит через образец и переходит на второй стержень (output bar). Измеренные импульсы с помощью тензодатчиков используются для вычисления напряжений и деформаций.

Стоит отметить, что для данного теста модификация заключалась в наличии “рукава”, который не позволяет образцу деформироваться радиально, что позволяет достичь одноосного сжатия, благодаря чему можно узнать величину изменения объема образца. Перемещения двух стержней можно записать в следующем виде:

$$U_1 = c_0 \int_0^{\tau} (\varepsilon_I - \varepsilon_R) dt$$

$$U_2 = c_0 \int_0^{\tau} \varepsilon_T dt,$$

где c_0 – скорость импульса в стержне;

ε_I – деформация, вычисленная при прохождении импульса по первому стержню;

ε_R – деформация отраженного импульса;

ε_T – деформация, вычисленная при прохождении импульса по второму стержню.

Спустя некоторое время в образце достигается состояние равномерного распределения давления, и при достижении данного состояния будет верно равенство:

$$\varepsilon_I + \varepsilon_R = \varepsilon_T.$$

Относительное перемещение концов образца можно записать как:

$$\Delta U = -2c_0 \int_0^{\tau} \varepsilon_R dt,$$

Напряжение, измеряемое на втором стержне, может быть представлено в виде:

$$\sigma_A = E_{\text{ст}} \varepsilon_T,$$

где $E_{\text{ст}}$ – модуль Юнга стержня.

Поскольку в данной модификации установки авторы добивались состояния одноосного сжатия, то изменение в объеме образца может быть представлено с помощью изменение его толщины:

$$\frac{\Delta V}{V_0} = \frac{V - V_0}{V_0} = \frac{\pi r^2 (h - h_0)}{\pi r^2 h_0} = \frac{h - h_0}{h_0} = \frac{\Delta U}{h_0},$$

Давление в образце может быть записано как:

$$p = -\frac{1}{3}(\sigma_A + 2\sigma_R),$$

где σ_A – осевые напряжения;

σ_R – радиальные напряжения.

При достижении состояния гидростатического давления в образце радиальные напряжения будут равны осевым. Поскольку величина σ_A измеряется с помощью тензодатчиков, то можно будет вычислить давление p в образце. Зная данную величину можно вычислить объемный модуль упругости из следующего равенства:

$$p = K \frac{\Delta V}{V_0}.$$

2.1.2. Динамический отклик на сдвиг

Для проведения эксперимента необходимо два образца для симметрии. Образцы приклеивались к центральной алюминиевой пластине, и оставшиеся поверхности образцов приклеивались к двум другим пластинам, которые в свою очередь приклеены к установке (Рисунок 2.1 (б)). Благодаря такому размещению удастся избежать появления изгибающих сил.

Так же, как и при тесте на сжатие, снаряд попадает в первый стержень (input bar). Данный стержень передает импульс пластине, к которой приклеены образцы. Пластина под действием сообщенного импульса двигается, что создает симметричный сдвиг в образцах. Сила, переданная второму стержню (output bar), является сдвиговой силой. Сдвиговое напряжение можно получить как:

$$\tau_s(t) = \frac{F_s(t)}{2A_s},$$

где F_s – сила, измеренная пьезодатчиком;

A_s – площадь поверхности образца, которая контактирует с нижней или верхней пластиной.

Величина сдвиговой деформации измеряется по следующей формуле:

$$\gamma = tg^{-1}\left(\frac{\delta(t)}{a}\right),$$

где δ – перемещение центральной пластины;

a – толщина образца .

В рассмотренном эксперименте были получены кривые зависимости сдвигового напряжения от сдвиговой деформации. Поскольку состояние чистого сдвига для несжимаемых материалов реализуется в случае осевого растяжения [8], то полученные данные в случае плоского сдвига могут быть использованы для моделирования поведения органов.

2.2. КЭ модель легких, сердца, печени и желудка

2.2.1. Выбор модели материала

Параметры для моделей материалов были взяты из литературных источников [7] и [3]. Для получения параметров авторы статей проводили эксперименты с образцами органов на установке Хопкинса. Подробное описание тестов приведено в 2.1.

Для сердца, печени и желудка используется гиперупругая модель материала (MAT_181 ПО LS-DYNA). Легкие моделировались с помощью вязкоупругого материала (MAT_003 ПО LS-DYNA), поскольку гиперупругий материал, который использовался для вышеперечисленных органов, показал нестабильность при моделировании баллистического воздействия.

Также из работы [9], в которой проводились эксперименты на сжатия со свинными органами, были взяты кривые напряжение-деформация, поскольку без данных на сжатия, гиперупругий материал показывал нестабильность в работе.

На Рисунках 2.2 и 2.3 приведены данные, которые были получены из динамического теста на сжатия и экспериментов с органами животных.

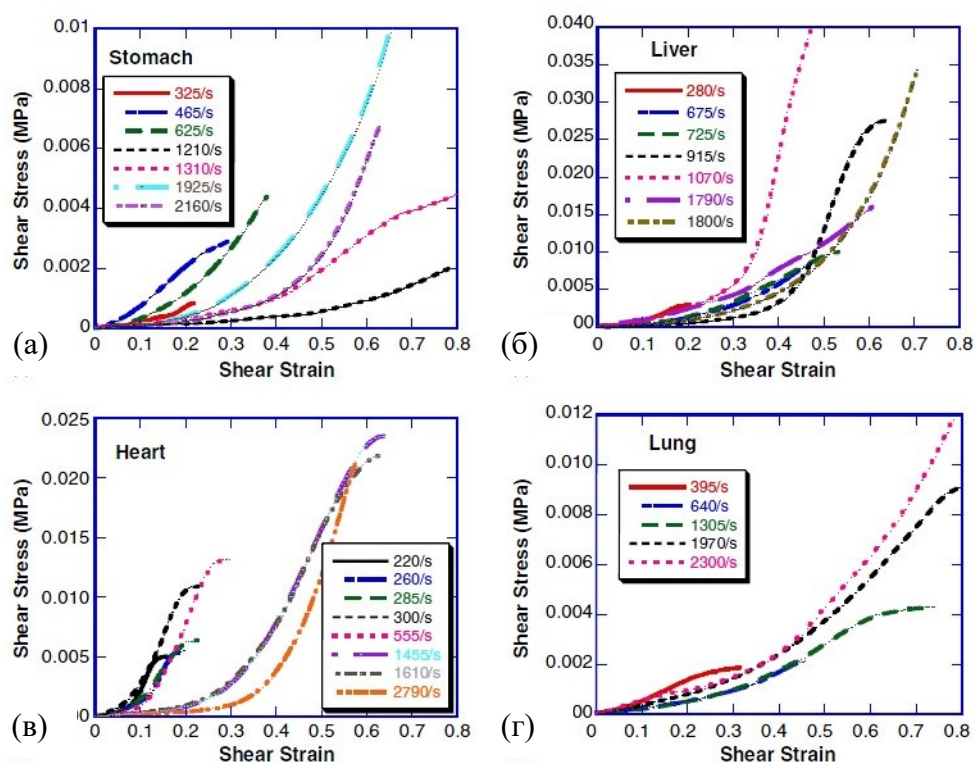


Рисунок 2.2. Кривые, полученные при отклике на сдвиг для (а) – желудка, (б) – печени, (в) – сердца, (г) – легких.

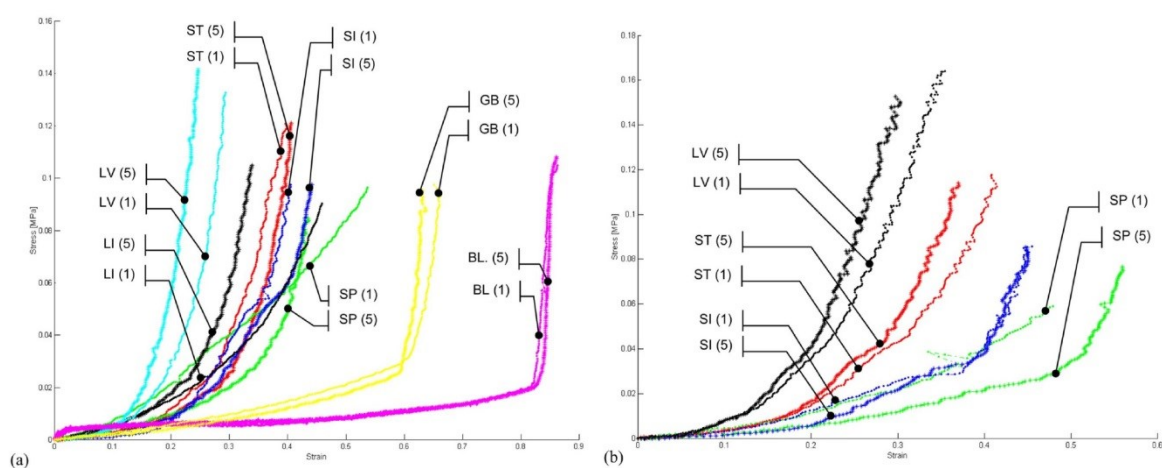
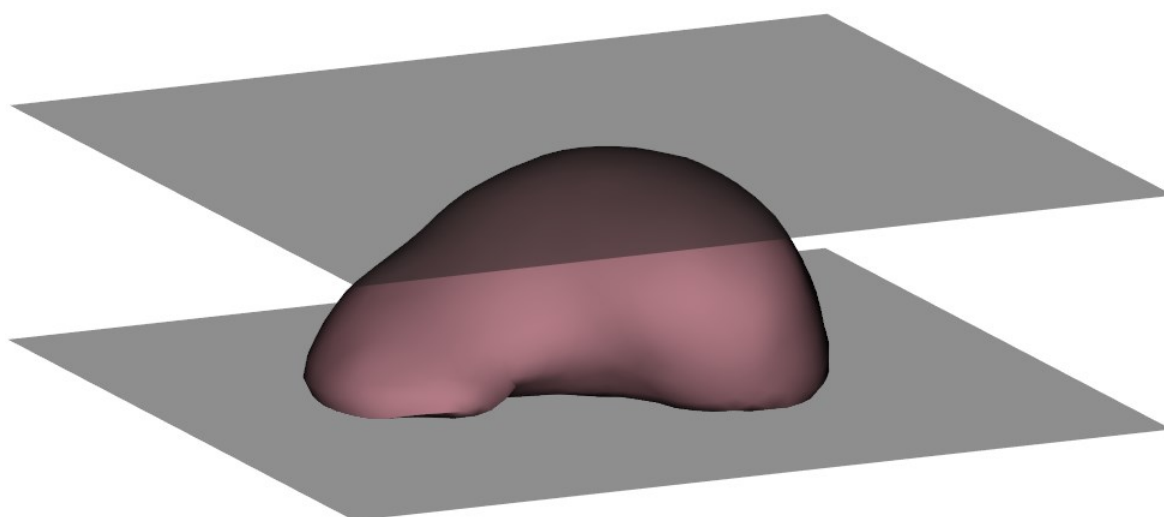


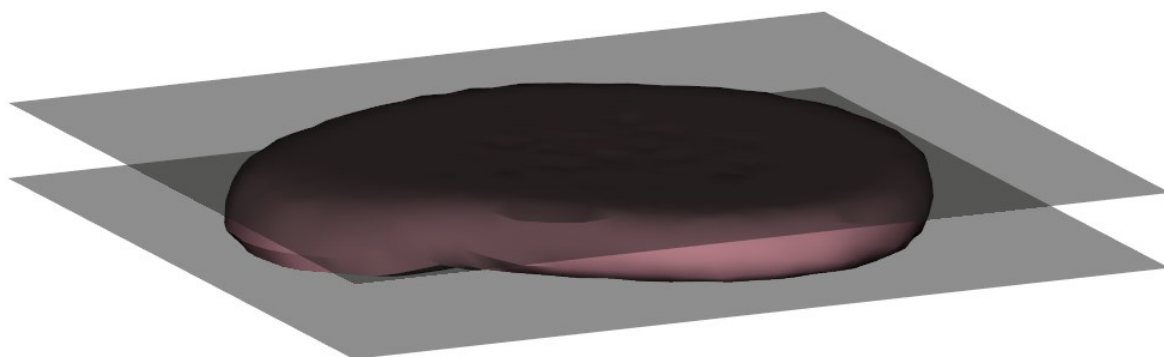
Рисунок 2.3. Кривые, полученные при проведении тестов на сжатия.

2.2.2 Валидация КЭ модели печени

Для валидации модели печени был выбран эксперимент, представленный в [10]. Печень была помещена на плоскую поверхность, и на нее скидывается плита массой 23.4 кг, шириной 280 мм и длиной 360 мм. Начальная скорость плиты при соприкосновении с образцом представлена в Таблице 2.1. В эксперименте измерялась контактная сила между импактором и печенью. Максимальное значение данной величины использовалось для валидации КЭ модели. На Рисунке 2.4 представлены результаты КЭ моделирования в начальный момент времени и в момент наибольшего сжатия образца.



(a)



(б)

Рисунок 2.4. Положение печени в (a) начальный момент времени (б) в момент наибольшего сжатия (0.04 с).

В Таблице 2.1 представлены величины сил для эксперимента и КЭ моделирования. У результатов наблюдается большая разница (до 25 %), но при этом стоит отметить, что у экспериментальных данных имеется большой разброс при одинаковых условиях эксперимента.

Таблица 2.1

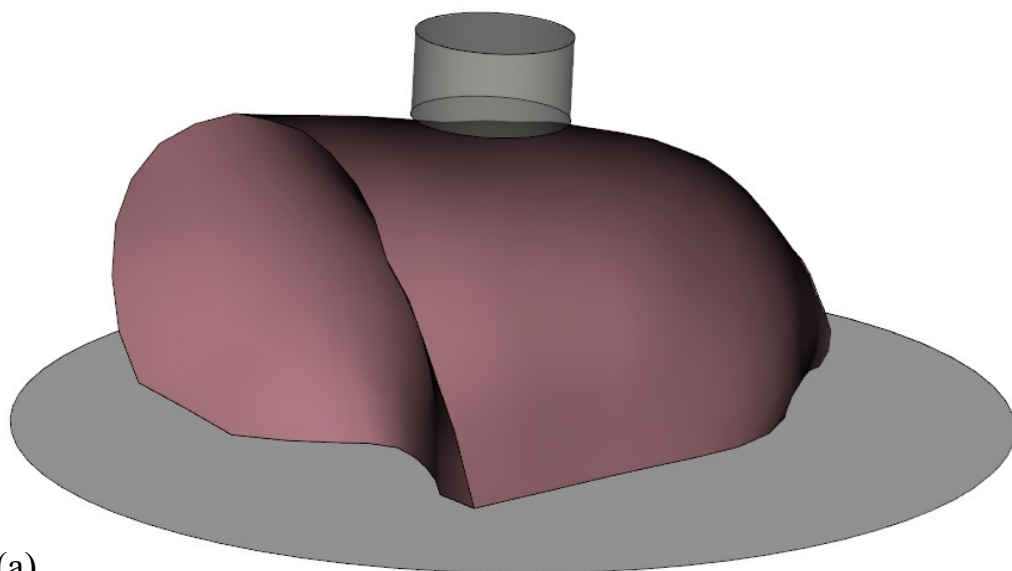
Сравнение результатов КЭ моделирования с экспериментом

Номер эксперимента	Скорость плиты, м/с	Максимальная сила для эксперимента, кН	Максимальная сила для КЭ моделирования, кН	Погрешность, %
1	2.7	4283	3277	23.5
2	4.6	14300	10501	26.6
3	5.7	9223	9700	5.2

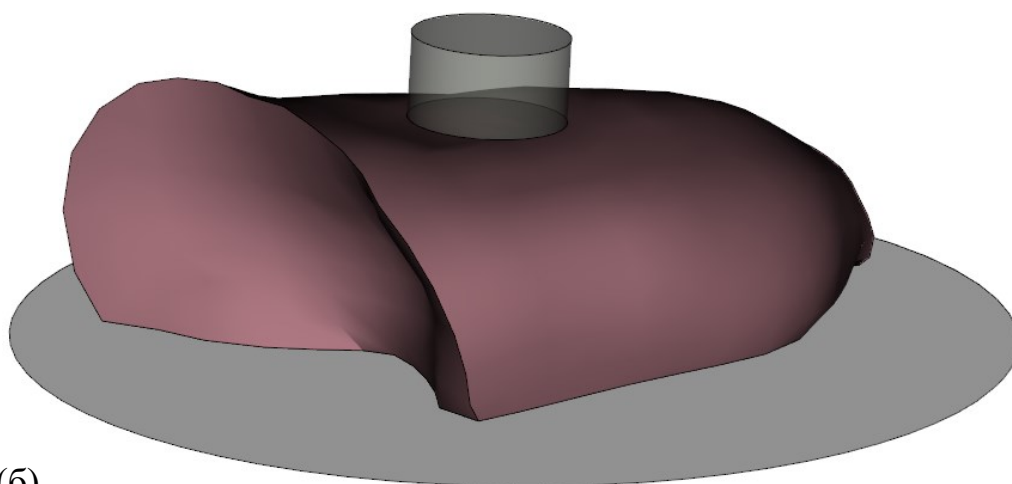
2.2.3. Валидация КЭ модели легких

При валидации легких использовались экспериментальные данные, взятые из [11]. В тестах свинное легкое помещено на поверхность и на него скидывался цилиндрический импактор диаметром 80 мм и весом 1.7 кг со скоростью 5.4 м/с в момент контакта. Из эксперимента была получена кривая зависимости контактной силы от перемещения легкого.

Стоит отметить, что модель торса, описанная в данной работе, создавалась для изучения баллистического воздействия, имитирующего броневой удар. Данная постановка задачи отличается большими скоростями взаимодействия модели торса и импактора, что влечет за собой появление баротропного удара легкого. При таком предположении стоит ожидать, что легкое должно быть заведомо жестче, чем в валидационных экспериментах для автомобильной промышленности. На Рисунке 2.5 представлены результаты для КЭ моделирования в начальный момент времени и в момент наибольшего сжатия образца.



(a)



(б)

Рисунок 2.5. Положение легкого в (а) начальный момент времени (б) в момент наибольшего сжатия (0.025 с).

На Рисунке 2.6 представлено сравнение графиков зависимости перемещения легкого от времени. Как и ожидалось, график перемещения для выбранной модели материала лёгкого находится выше экспериментальных значений, что является следствием баротропного удара легкого.

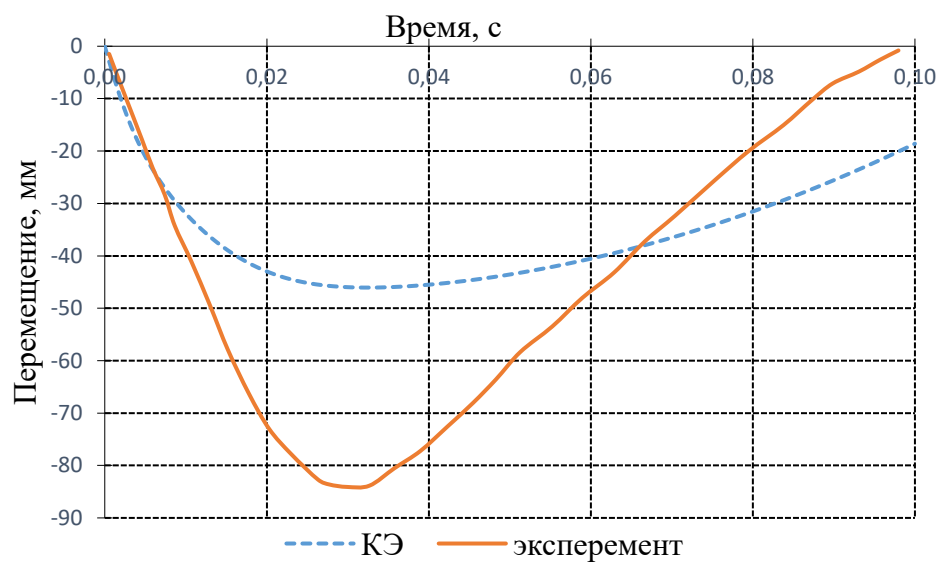


Рисунок 2.6. Сравнение экспериментальных данных и КЭ моделирования.

2.2.4. Создание сетки для расчетной модели

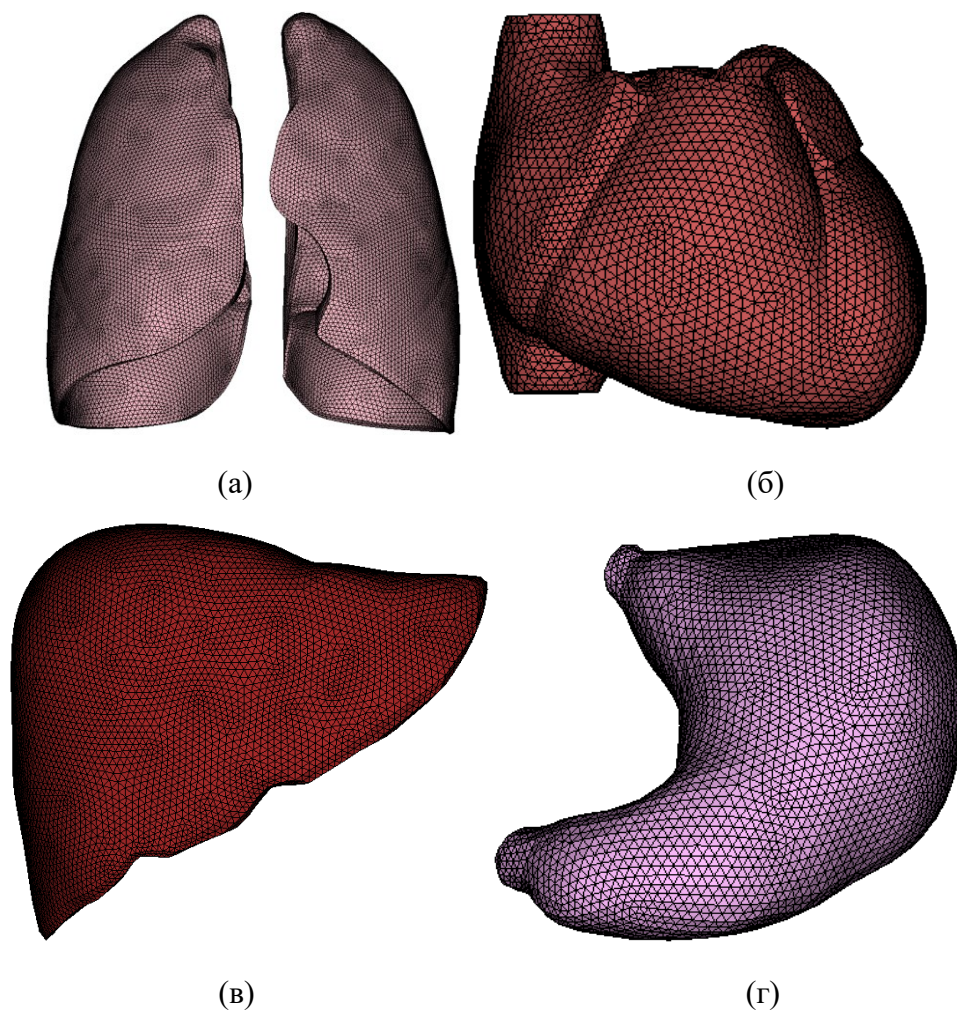


Рисунок 2.7. КЭ модели (а) – легких, (б) – сердца, (в) – печени, (г) – желудка.

Параметры сетки КЭ моделей органов

Орган	Количество узлов	Количество элементов	Минимальный размер элемента, мм	Максимальный размер элемента, мм	Тип элемента
Легкие	117060	602352	1.5	6.9	Твердотельный
Сердце	18414	93700	1.5	6.5	Твердотельный
Печень	44314	230495	1.5	7.2	Твердотельный
Желудок	12477	48405	1.5	5.3	Твердотельный

2.3. КЭ модель селезенки

2.3.1. Выбор модели материала

Для моделирования поведения селезенки использовался гиперупругая модель материала, предложенная в работе [12], которая характеризуется функцией плотности энергии деформации:

$$W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \sum_{i=1}^{N_d} \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3),$$

где λ_i – растяжения в главных направлениях;

N_d, μ_i, α_i – параметры материала.

Данная модель материала была выбрана, из-за отсутствия экспериментальных данных высокоскоростных тестов, проведенных с селезенкой.

Были взяты следующие параметры материала: $\mu_1 = 5$ кПа; $\alpha_1 = 10$; $\rho = 1100$ кг/м³; $\nu = 0.4996$ [12]. При этом стоит отметить, что данные параметры были предложены авторами как параметры, которые будут приблизительно описывать поведение органа. Также стоит сказать о том, что параметры предложены для печени, но их было решено использовать из-за схожести кривых напряжение-деформация для селезенки и печени.

2.3.2. Тесты на растяжения образцов селезенки

В статье [13] приводится описание экспериментов на растяжение образцов селезенки. Для проведения тестов из органов были вырезаны образцы, форма и размеры которых представлены на Рисунке 2.8. Также на Рисунке 2.8 приведена экспериментальная установка.

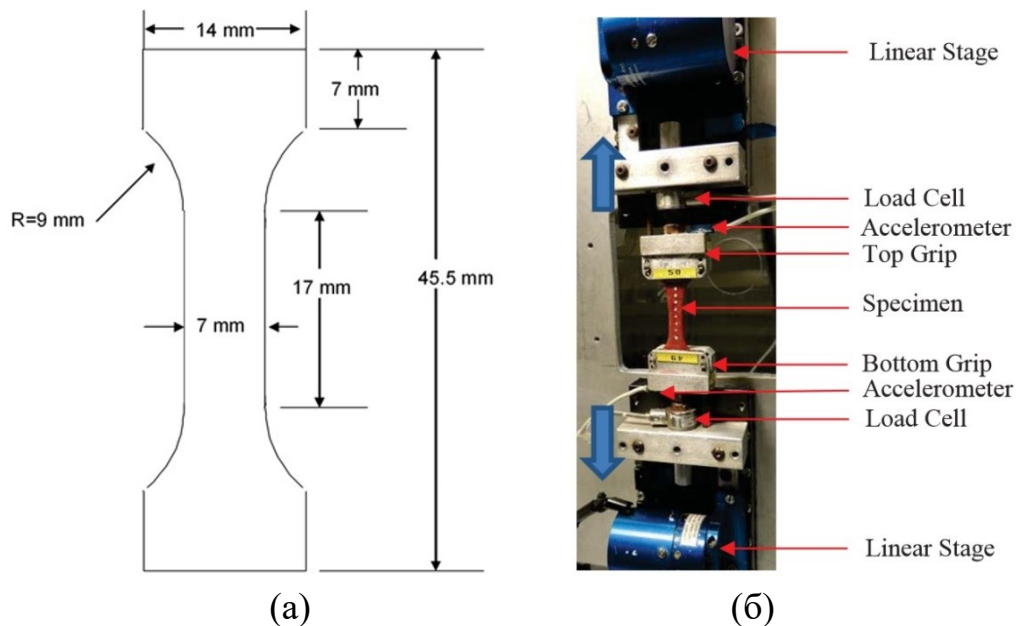


Рисунок 2.8. (а) – геометрия образца. (б) – экспериментальная установка

Эксперимент заключался в растяжении образца в противоположные стороны с постоянной скоростью. Результатом является кривая напряжение-деформация для образца, где значения напряжений и деформаций рассчитывались по следующим формулам:

$$\lambda = \frac{l_0}{l}$$
$$\varepsilon = 0.5(\lambda^2 - 1)$$
$$\sigma = \frac{F}{\lambda * A_0},$$

где λ – коэффициент растяжения;

l_0 - начальная длина между 2-мя маркерами;

l – длина между 2-мя маркерами в текущий момент;

ε – деформация образца;

σ – напряжения в образце;

F – сила, возникающая на концах образца;

A_0 - начальная поперечная площадь образца в центре.

На Рисунке 2.9 представлено сравнение экспериментальных результатов и результатов КЭ моделирования для начальных параметров.

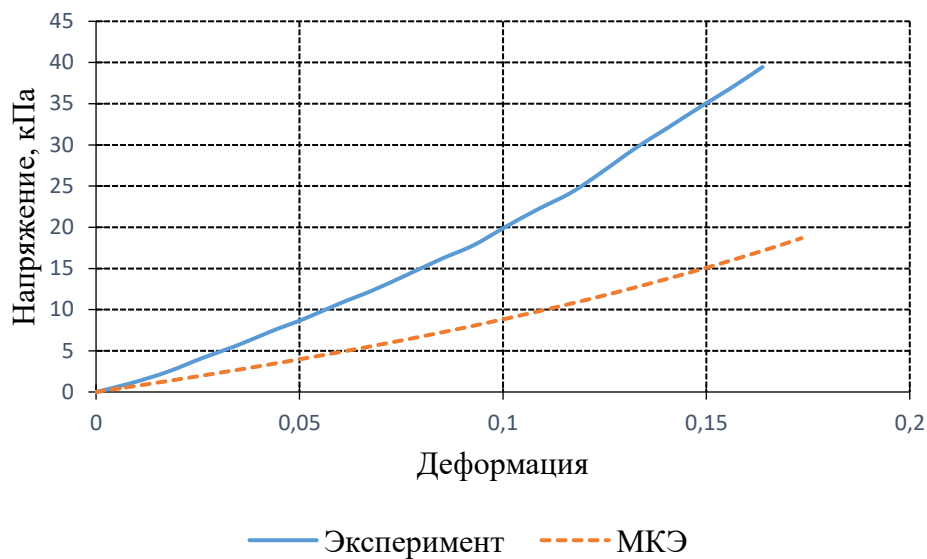


Рисунок 2.9. Экспериментальная кривая и кривая КЭ моделирования с начальными параметрами.

Видно, что графики значительно расходятся, что говорит о некорректном использовании параметров модели материала печени, предназначенных для приблизительно моделирования поведения органа. Поэтому было решено произвести идентификация параметров.

Для этой задачи использовалось ПО LS-OPT. Процесс определения параметров был проведен аналогично тому, что описан в [12] (в данной статье описывалось определение параметров модели материала для печени).

В рассматриваемой задаче параметры μ_1 и α_1 были определены как изменяющиеся величины. Для их оптимизации использовался метод наименьших квадратов. Сумма квадратов разностей между значениями напряжений экспериментальных данных и данных, вычисленных при КЭ

моделировании, была определена как величина для минимизации. В результате оптимизации получились следующие значения искомых параметров: $\mu_1 = 10.395$ кПа, $\alpha_1 = 10.549$.

На Рисунке 2.10 представлен график сравнения экспериментальной кривой с кривой, полученной после процесса оптимизации параметров. Видно, что при новых параметрах, кривые практически совпадают.

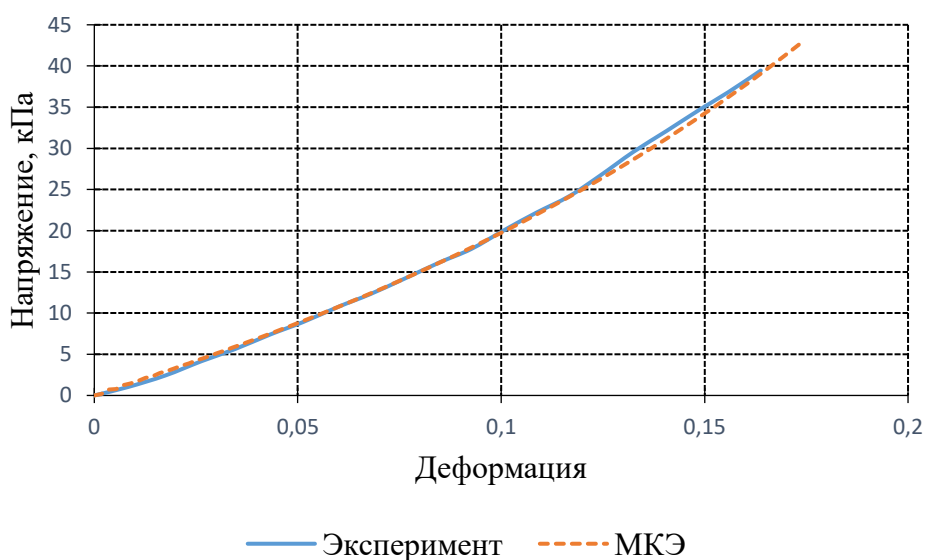


Рисунок 2.10. Экспериментальная кривая и кривая оптимизационной задачи.

2.3.3. Создание сетки для расчетной модели

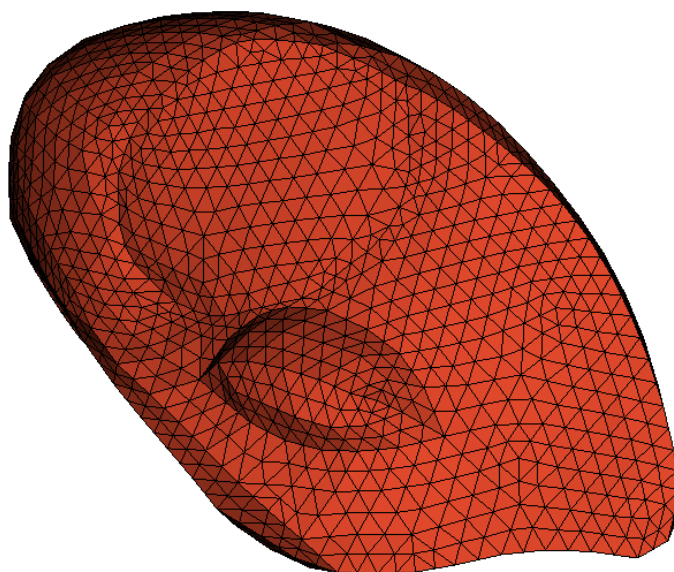


Рисунок 2.11. КЭ модель селезенки.

Таблица 2.3

Параметры сетки КЭ модели селезенки

Количество элементов	Количество узлов	Минимальный размер элемента, мм	Максимальный размер элемента, мм	Тип элемента
27286	5701	1.5	6.8	Твердотельный

2.4. КЭ модель кишечника

Для моделирования поведения кишечника были выбраны параметры, взятые из литературных источников [14]. В данной статье был выбран упрощенный материал для кишечника, а именно упругий. Сравнение результатов симуляций манекена, разработанного в статье, проводилась с тестами, проведенными на трупах. Полученные результаты хорошо согласуются с экспериментальными данными, поэтому было решено использовать данную модель материала для кишечника.

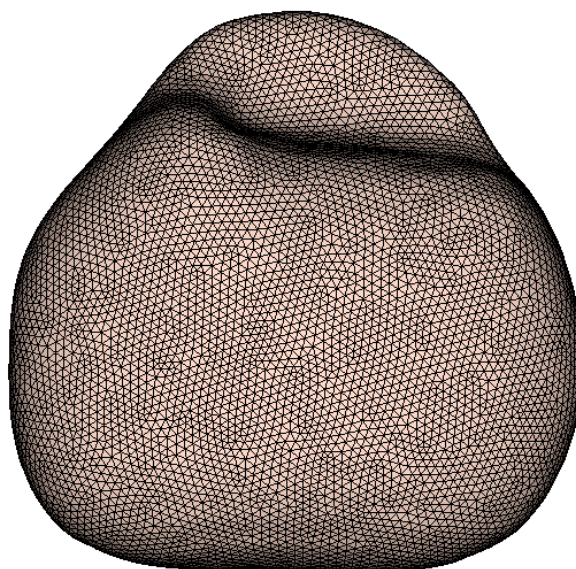


Рисунок 2.12. КЭ модель кишечника.

Таблица 2.4

Параметры сетки КЭ модели кишечника

Количество элементов	Количество узлов	Минимальный размер элемента, мм	Максимальный размер элемента, мм	Тип элемента
311027	57042	1.6	5.9	Твердотельный

2.5. КЭ модель скелета

При создании модели скелета использовались уже имеющиеся параметры материалов, взятые из [15]. Для моделирования ребер, грудины и позвоночника использовалась упруго-пластическая модель материала с возможностью удаления элементов при достижении критического значения деформации, а для костного хряща использовался линейно упругий материал.

В литературе [4] отмечается, что реакция кости при воздействии на нее зависит от скорости деформации, что учитывается в модели материала с помощью модели Купера-Саймондса (Cowper-Symonds). Эта модель предоставляет возможность задавать зависимость величины предела текучести от скорости деформации, и записывается в следующем виде:

$$\sigma_d = \sigma_0 \left(1 + \left(\frac{\dot{\epsilon}}{C}\right)^{\frac{1}{P}}\right),$$

где σ_0 – предел текучести;

$\dot{\epsilon}$ – скорость деформации;

C и P – константы модели Купера-Саймондса.

Все кости сделаны из двух слоев: кортикальный и губчатый. Кортикальный слой моделировался с помощью трехузловых оболочечных элементов, губчатый с помощью четырехузловых твердотельных элементов. На Рисунке 2.13 представлено модель ребра в сечении.

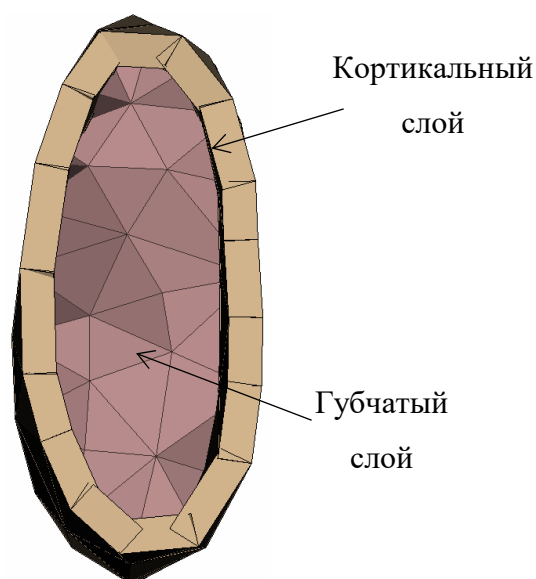


Рисунок 2.13. Разрез ребра.

На Рисунке 2.14 представлен скелет, использующийся в КЭ модели торса. Модель позвоночника не повторяет анатомию человеческого позвоночника, а представлена в упрощенном виде, поскольку было выяснено, что его геометрия практически не вносит вклад в результаты моделирования баллистического воздействия.

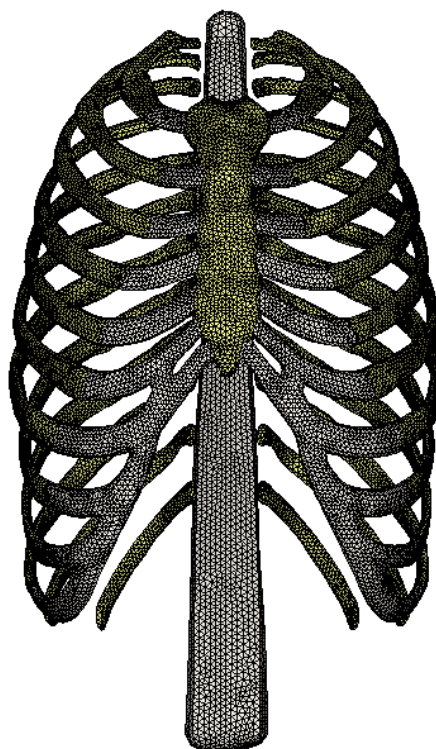


Рисунок 2.14. КЭ модель скелета.

Таблица 2.5

Параметры сетки КЭ модели скелета

Количество оболочечных элементов	Количество твердотельных элементов	Количество узлов	Минимальный размер элемента, мм	Максимальный размер элемента, мм	Тип элемента
64376	255907	65198	1.5	6.9	Твердотельный/ оболочечный

2.6. КЭ модель мышц, заполнения полостей и кожи

Для создания КЭ модели мышц использовались данные из статьи [16]. В этом источнике представлен метод для определения механических параметров мышц. Эксперимент состоял в следующем: на ягодицу человека воздействовали импактором (диаметр 25 см) с постоянной скоростью 2 мм/с. Во время всего процесса измерялись перемещение импактора и величина контактной силы.

Авторами была предложена гиперупругая модель материала. Для оптимизации параметров материала авторами использовался такой же

подход, как и для селезенки. В результате удалось достичь хорошего совпадения с экспериментальными данными. В Таблице 2.6 представлены параметры для модели материала мышц [16].

Таблица 2.6

Параметры материала мышц

	Плотность, кг/м ³	Коэф. Пуассона	μ_1 , МПа	α_1	μ_2 , МПа	α_2
Мышцы	1100	0.495	0.00102571	1.316402	1.45209E-7	18.35933

В модели торса присутствуют полости, на месте которых должны находиться органы. Поскольку для корректного моделирования баллистического воздействия данных полостей не должно быть (или они должны быть очень маленькими), они были заполнены однородным материалом. Все не моделируемые части торса человека имеют различные параметры, поэтому для материала заполнения были выбраны те же параметры, что и у мышц, что будет представлять усреднение.

Для моделирования кожи использовались модель материала, взятые из статьи [15]. В ней представлены данные, взятые из литературных источников, и кожа моделируется в упрощенном виде с упругими свойствами, которые представлены в Таблице 2.7.

Таблица 2.7

Параметры материала кожи

	Плотность, кг/м ³	Модуль Юнга, МПа	Коэф. Пуассона
Кожа	1000	35	0.42

2.7. КЭ модель торса

2.7.1. Сборка КЭ модели торса

Последним шагом в создании КЭ модели торса, является сборка всех отдельных частей в одну модель. Положение каждой части в пространстве, соответствующее положению органов и костей в теле человека, было задано в изначальной геометрической модели, поэтому оно не изменялось. Стоит отметить, что у некоторых органов были небольшие пересечения, что было исправлено благодаря перемещению поверхностей органов. Оставшиеся полости были заполнены материалом, моделируемым с помощью восьмиузловых твердотельных элементов с параметрами мышц, как было описано в 2.6.

Каждая модель ребра была присоединена к позвоночнику жесткой заделкой, поскольку поведение позвоночника не представляло интереса в рассматриваемой задаче, и он нужен был только для крепления ребер.

Узлы кортикального слоя кости были вставлены в узлы, принадлежащие губчатому слою кости, поскольку анатомия кости подразумевает их соединения друг с другом. То же самое было сделано с узлами моделей кожи и мышц.

На Рисунке 2.15 представлены модели кожи, мышц, органов и скелета в сборке.

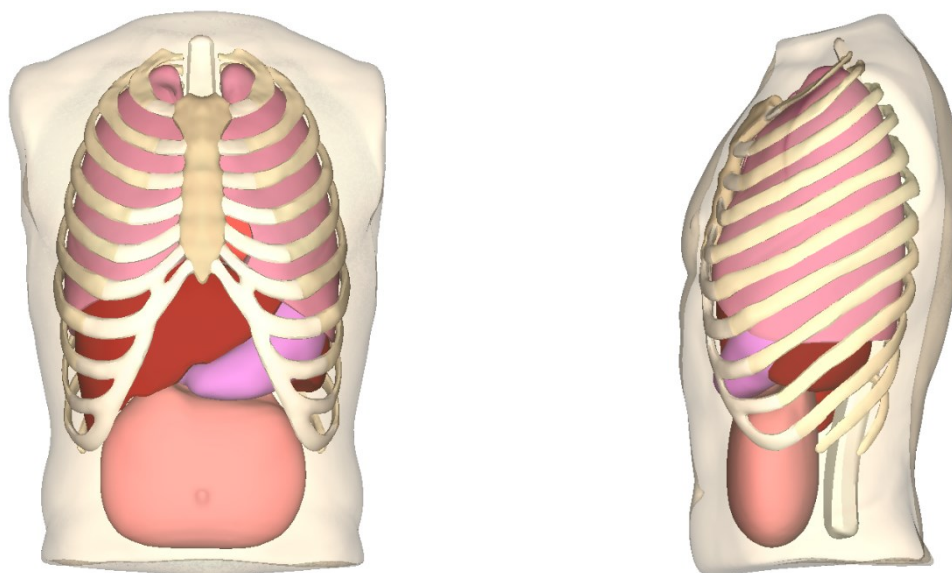


Рисунок 2.15. КЭ модель торса

В Таблицах 2.8 – 11 представлены параметры материалов, использующиеся в разработанной модели торса.

Таблица 2.8

Упругие и упруго-пластические параметры материалов (MAT_001 и MAT_003)

Орган		Плотность, кг/м³	Модуль Юнга, МПа	Козф. Пуассона	Предел текучестн, МПа	Cowper-Symonds parameters		Etan*, МПа	Beta*	FS*, %
						C	P			
Костный хрящ		1600	1200	0.2	-	-		-	-	-
Кожа		1000	35	0.42	-	-		-	-	-
Толстая кишка		1200	0.8	0.4	-	-		-	-	-
	Кортикальный слой	2000	12000	0.3	100	-				
	Губчатый слой	1000	1000	0.3	8.3	-				
	Кортикальный слой	2000	11500	0.3	120	2.5	7	1150	0.1	2
	Губчатый слой	1000	40	0.45	2.2	2.5	7	10	0.1	3
	Кортикальный слой	2000	12000	0.3	120	2.5	7	1150	0.1	2
	Губчатый слой	1000	40	0.3	2.2	2.5	7	10	0.1	3

FS* – критическое значение деформации, Etan* – касательный модуль, Beta* – параметр упрочнения.

Таблица 2.9

Вязкоупругие параметры материалов (MAT_006)

Орган	Плотность, кг/м ³	Объемный модуль упругости, МПа	G0, МПа	G1, МПа	Beta
Легкие	600	130	0.081	0.08	0.1
Легкие/2	600	390	0.243	0.24	0.1

Таблица 2.10

Гиперупругие параметры материалов (MAT_770)

Орган	Плотность, кг/м ³	Коэф. Пуассона	μ_1 , МПа	α_1	μ_2 , МПа	α_2
Селезенка	1054	0.4996	0.010395	10.549	-	-
Мышцы	1100	0.495	0.00102571	1.316402	1.45209E-7	18.35933

Таблица 2.11

Гиперупругие параметры материалов (MAT_181)

Орган	Плотность, кг/м ³	Объемный модуль упругости, МПа	Кривые
Печень	1060	280	
Желудок	1050	480	
Сердце	1100	250	

2.7.2. Настройка взаимодействия органов

Для моделирования взаимодействия органов, скелета и мышц были заданы 3 типа контакта:

- AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE
- AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE
- ERODING_SURFACE_TO_SURFACE

Поскольку при баллистическом воздействии может возникать контакт мышц или органа с самим собой, то для данного взаимодействия задавался контакт AUTOMATIC_SINGLE_SURFACE.

Для моделирования контакта внутренних органов с мышцами и стального шарика с кожей использовался тип `AUTOMATIC_SURFACE_TO_SURFACE`. Данный тип контакта используется при взаимодействии поверхностей указанных частей модели.

При создании контакта между органами и скелетом, и мышцами и скелетом использовался тип `ERODING_SURFACE_TO_SURFACE`. Он предназначен для моделирования контактов, если у одного из двух взаимодействующих тел присутствует удаление элементов (в случае торса – перелом кости). При удалении элементов поверхность контактов обновляется.

Также стоит отметить, что для всех контактов задавался параметр `IGNORE` и `SOFT`. Первый задавался для избегания пересечений между частями КЭ модели, которые могли остаться после сборки всей модели торса. Второй рассматривался для улучшения контакта, благодаря увеличению контактной жесткости, и для него были рассмотрены три значения.

SOFT=0

Данное значение параметра выставляется автоматически при использовании. Контактная жесткость для твердотельных элементов вычисляется как:

$$k = \frac{\alpha K A^2}{V},$$

где α – параметр контакта;

K – объемный модуль упругости;

A – площадь поверхности контакта;

V – объем элемента.

Для оболочечных элементов контактная жесткость вычисляется по формуле:

$$k = \frac{\alpha K A}{L},$$

где α – параметр контакта;

K – объемный модуль упругости;

A – площадь поверхности контакта;

L – длина наибольшей диагонали.

Данная формулировка показала нестабильность в работе, поэтому ее применение было исключено.

SOFT=2

При использовании данного значения параметра, контакт между поверхностями визуально выглядел лучше, чем для SOFT=1, но энергия контакта получалась отрицательной, что является некорректным. Поэтому данное значения параметра тоже было решено не использовать.

SOFT=1

Отмечается, что использования данного значения параметра рекомендуется при контактах с мягкими тканями. Контактная жесткость выбирается как максимальное значение двух величин: контактной жесткости SOFT=1 или контактной жесткости, вычисленной по формуле:

$$k = SOFSCL \frac{m}{\Delta t^2},$$

где $SOFSCL$ – параметр контакта;

m – узловая масса;

Δt – шаг по времени для КЭ расчета.

Выбор SOFT=1 помог решить проблему с отрицательной энергией контакта и показал стабильность в расчете. Также стоит отметить, что для увеличения контактной жесткости в проблемных местах изменялся параметр $SOFSCL$.

2.7.3. Валидация КЭ модели торса

Для валидации всей модели торса использовались экспериментальные данные, взятые из [17]. В данной статье описывается фронтальный удар

импактором в грудную клетку. Цилиндр радиусом 152 мм и массой 23.4 кг ударяется в грудную клетку со скоростью 4.3 м/с. Во время эксперимента измерялась сила воздействия импактора на грудную клетку и перемещение грудины, снимающиеся с задней поверхности на уровне шестого ребра. На Рисунке 2.16 и 2.17 представлены результаты КЭ моделирования.

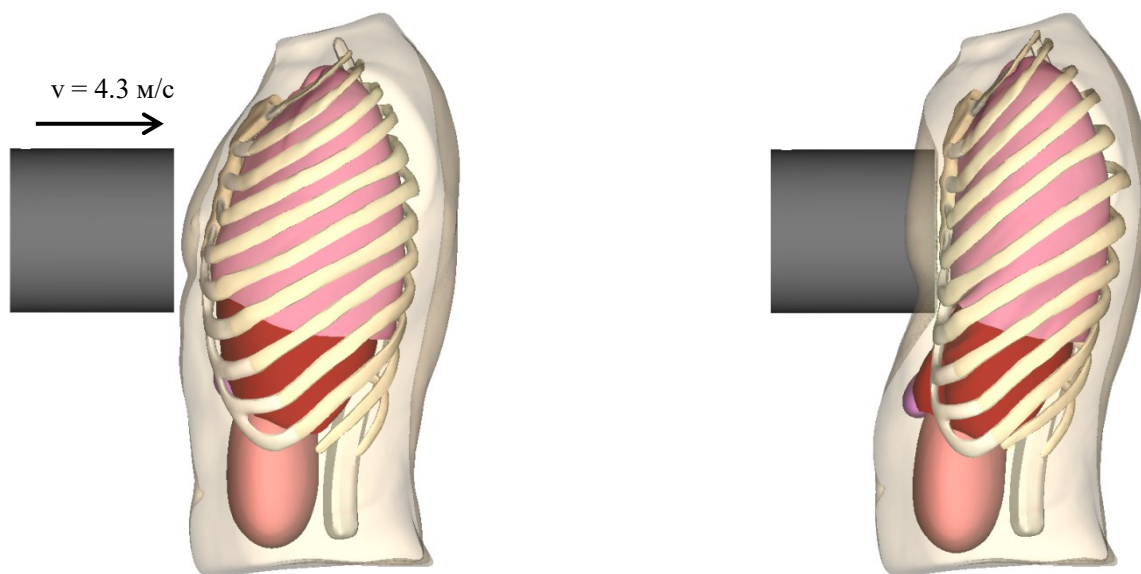


Рисунок 2.16. Положение грудной клетки в начальный момент и в момент времени 0.02 с.

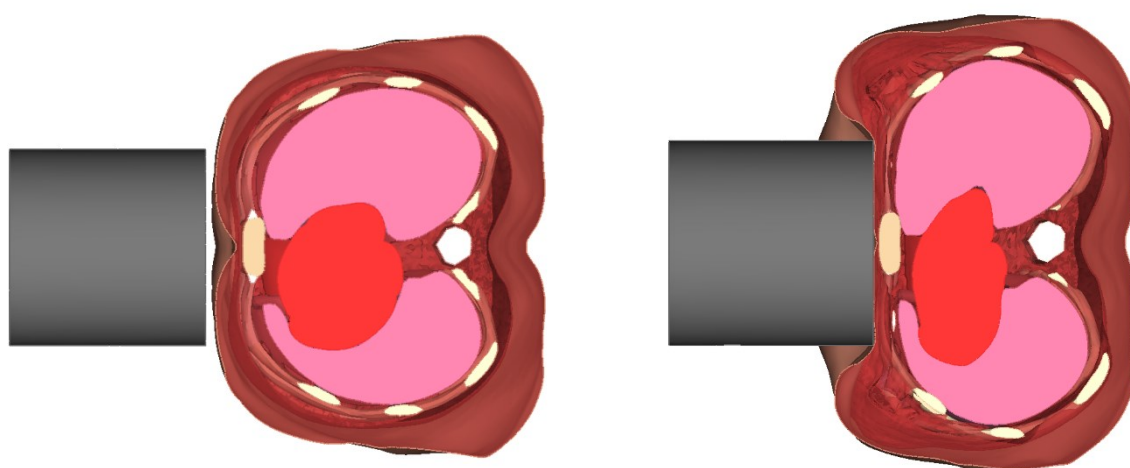


Рисунок 2.17. Положение грудной клетки в сечении (на уровне середины импактора) в начальный момент и в момент времени 0.02 с.

На Рисунке 2.18 представлено сравнение графиков зависимости силы воздействия импактора от перемещения грудины между экспериментальными данными и КЭ моделирования.

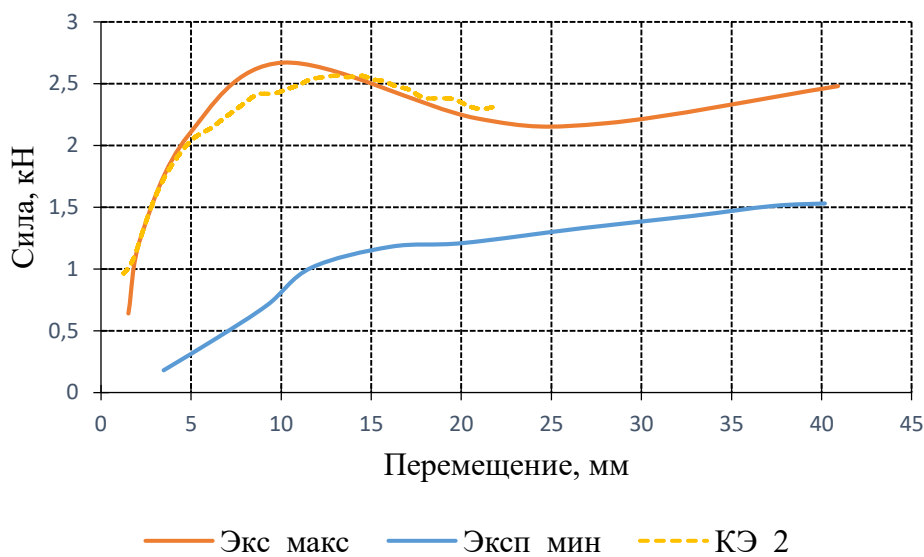


Рисунок 2.18. Сравнение экспериментальных данных с КЭ моделированием.

Видно сходство с экспериментальными результатами до значения перемещения 15 мм. Сравнение результатов было решено проводить только до данного значения, потому что после 15 мм начинается движения позвоночника. Учитывая, что КЭ модель позвоночника представлена в упрощенном виде, то его дальнейшее передвижение и перемещение всей КЭ модели будет некорректно.

3. Результаты

3.1. Постановка эксперимента

В рамках проведенного численного эксперимента моделировался удар стального шарика в торс человека. Зоны обстрела были выбраны таким образом, что они равномерно охватывали интересующую область. В область обстрела вошли все смоделированные органы (кроме селезенки) и часть скелета. Всего было проведено 42 испытания: 21 зона обстрела для двух энергий шарика, 40 Дж и 80 Дж. На Рисунке 3.1 представлены зоны обстрела и их расположение на модели торса.

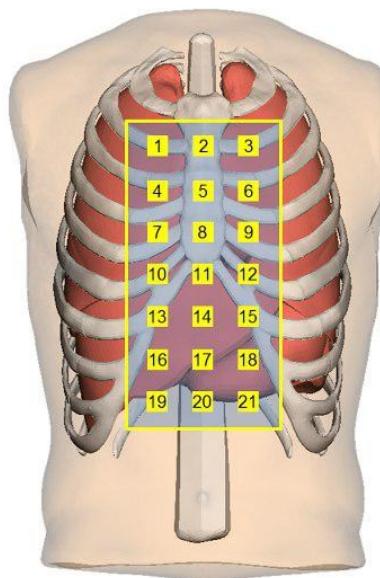


Рисунок 3.1. Зоны обстрела торса.

Стоит отметить, что в рассматриваемой задаче воздействие пули на бронежилет заменяется шариком, поскольку при столкновении пули с жилетом образуется вмятина округлой формы, что соответствует попаданию шарика в тело человека.

Полученными результатами из эксперимента являются кривые толерантности Уэйн Стейт для давления и ускорения, которые позволяют определить степень травмируемости человека. Обработка результатов обстрела и способ получения кривых будет представлен ниже.

3.2. Обработка результатов

Пример обработки результатов будет приведен только для одной зоны и одного органа, поскольку для всех остальных случаев обработка результатов имеет такой же алгоритм.

Первый шаг заключается в нахождении узла с максимальным напряжением для органа. Для каждого элемента, находящегося на поверхности и содержащего выбранный узел, вычисляется значение давления по формуле:

$$p = -\frac{1}{3}(\sigma_{xx} + \sigma_{yy} + \sigma_{zz}),$$

где σ_{ii} – напряжение в главных направлениях глобальной системы координат (X, Y, Z).

Для каждого выбранного элемента строиться график зависимости давления от времени, пример которого приведен на Рисунке 3.2.

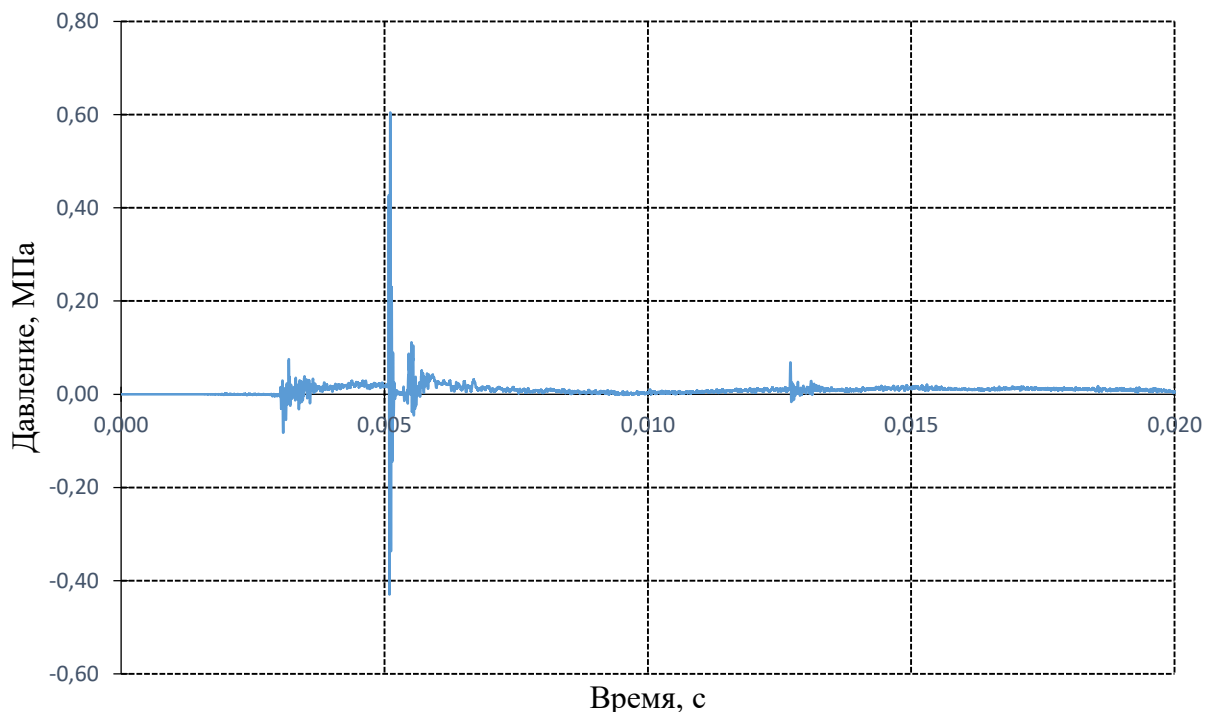


Рисунок 3.2. Пример графика напряжение-время для одного элемента.

Второй шаг — это фильтрация графиков с их последующим усреднением. Усреднение было выполнено с помощью встроенной функции ПО Animator4. Для фильтрации кривых рассматривались варианты фильтров, представленных в Таблице 3.1.

Таблица 3.1

Фильтры, рассмотренные для обработки результатов.

Тип фильтра	Параметры фильтра	
	Частота среза, Гц	Дискретизация, Гц
CFC 60	100	600
CFC 180	300	1800
CFC 600	1000	6000
CFC 1000	1650	10000
CFC 1600	2640	16000
CFC 5000	8250	50000

Для выбора подходящего фильтра вычислялся интеграл кривой зависимости давления (или ускорения) от времени на наиболее важном отрезке графика [3.6; 3.9]. Для сравнения фильтров вычислялся интеграл, поскольку не известно, что влияет на получения травмы больше: длительность воздействия или амплитуда воздействия. Сравнение величин представлено в Таблице 3.2.

Таблица 3.2

Сравнение результатов работы фильтров.

Тип фильтра	Интеграл на отрезке [3.6; 3.9]	Разница с оригинальной кривой, %
Без фильтра	0.02866	-
CFC 1000	0.0255	11.03
CFC 1600	0.02583	9.87
CFC 5000	0.02943	2.69
CFC 10000	0.02909	1.5

Погрешность в 3 % является допустимой, поэтому был выбран фильтр CFC 5000.

На Рисунках 3.3 и 3.4 представлены примеры графиков после фильтрации и усреднения соответственно.

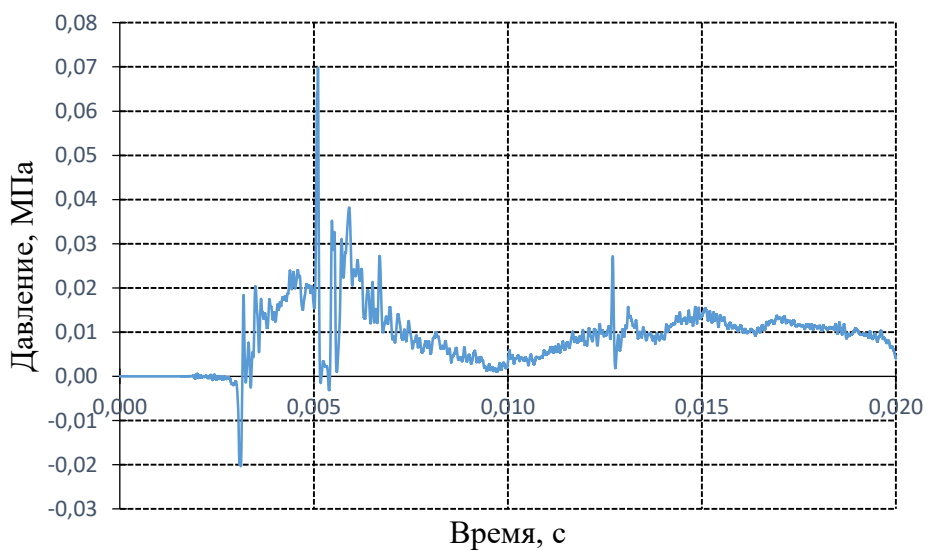


Рисунок 3.3. Пример отфильтрованной кривой.

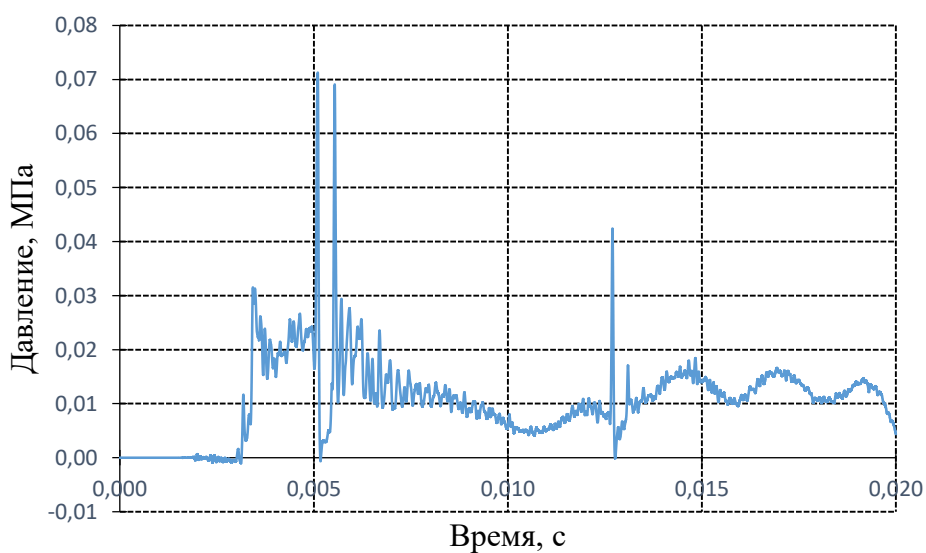


Рисунок 3.4. Пример усреднения отфильтрованных кривых.

Третьим шагом является построение кривых толерантностей. Они строятся с помощью усредненных отфильтрованных кривых по следующему алгоритму:

- выбирается промежуток кривой, на котором усредняется значение (величины промежутков представлены в Таблице 3.3)

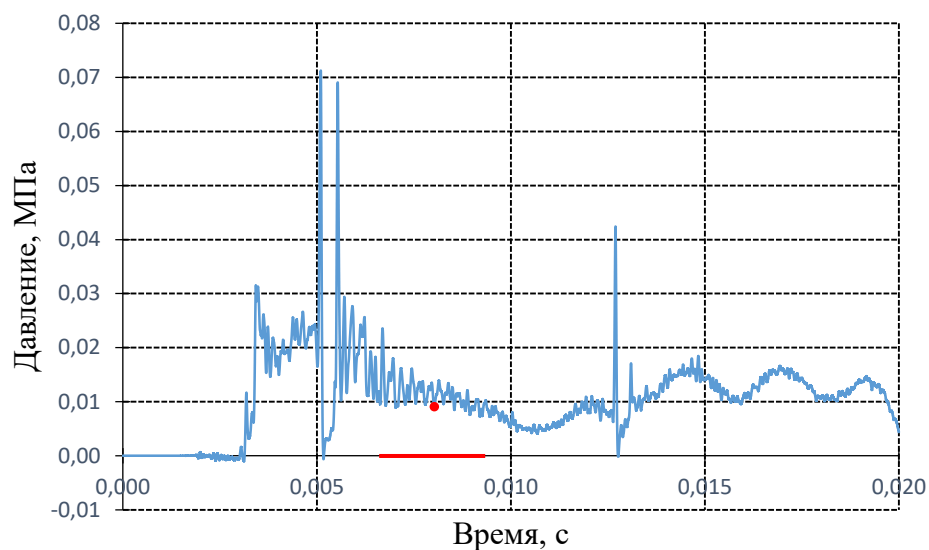


Рисунок 3.5. Промежуток усреднения (красной точкой показана усредненное значение).

Таблица 3.3

Величины промежутков, использующихся для осреднения кривой.

Номер промежутка	Величина промежутка, мс
1	0.15625
2	0.3125
3	0.625
4	1.25
5	2.5
6	5

- выбранный промежуток сдвигается на расстояние $\Delta = 0.0000186$ мс для давлений (или $\Delta = 0.00000713$ мс для ускорений) и на новом промежутке усредняется значение давления (ускорения)

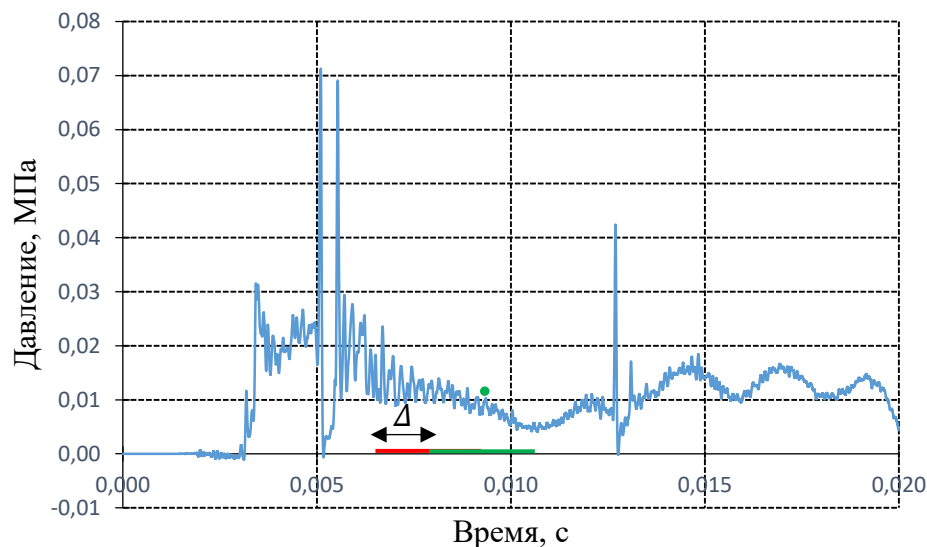


Рисунок 3.6. Выбор нового промежутка усреднения (старый показан красными цветом, новый – зеленым).

- из полученного усредненного графика выбирается максимальное значение давления (ускорения)
- полученная точка (значение давления от величины промежутка) откладывается на новом графике
- повторяются все вышеперечисленные шаги для другого значения промежутка
- после выбора всех точек, они соединяются, и получается кривая толерантности

3.3. Результаты КЭ моделирования

Результатом, полученными при КЭ моделировании, являются кривые толерантности, по которым можно определить степень тяжести травмы человека. На Рисунках 3.7 – 13 представлены кривые для четвертой зоны (см. Рисунок 3.1) для правого и левого легкого, сердца, печени, желудка и селезенки, а также кривая толерантности для ускорения для грудины.

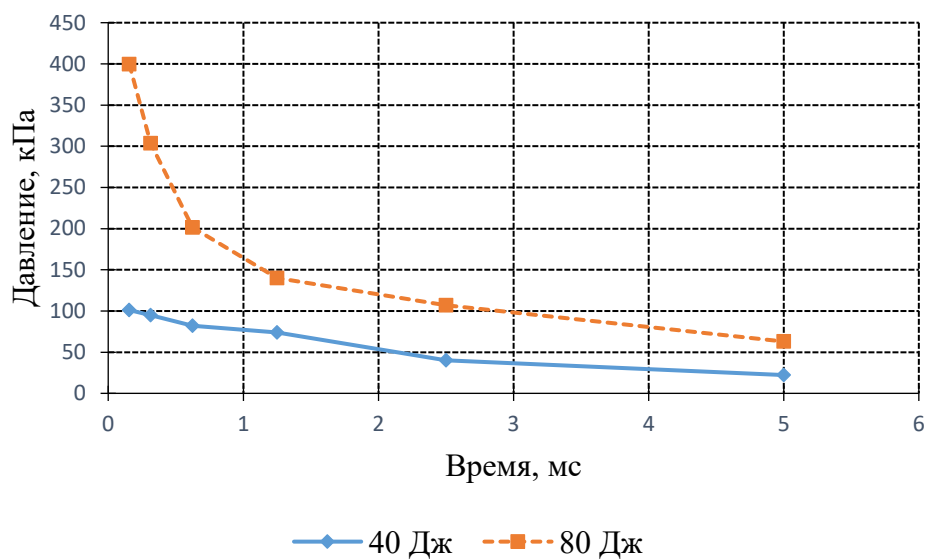


Рисунок 3.7. Кривая толерантности давления для правого легкого.

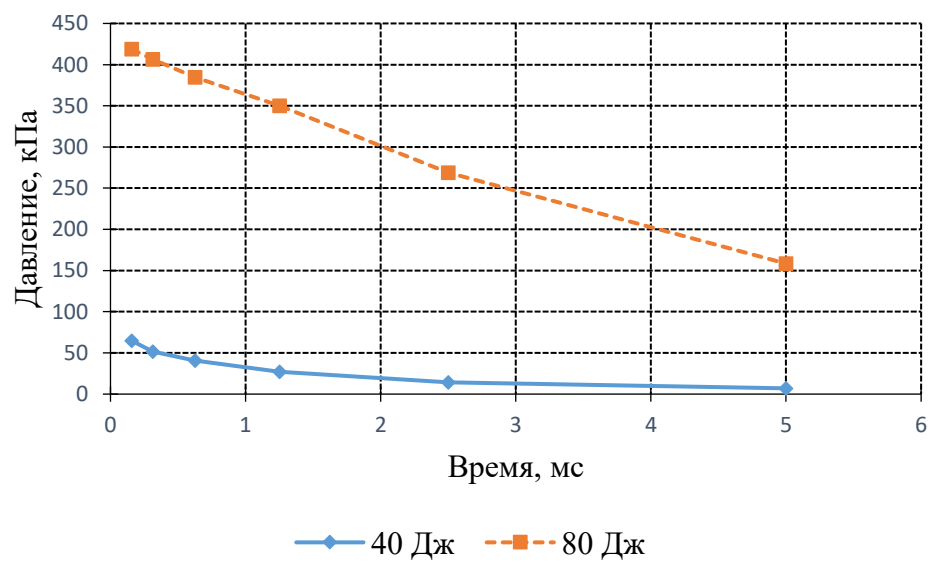


Рисунок 3.8. Кривая толерантности давления для левого легкого.

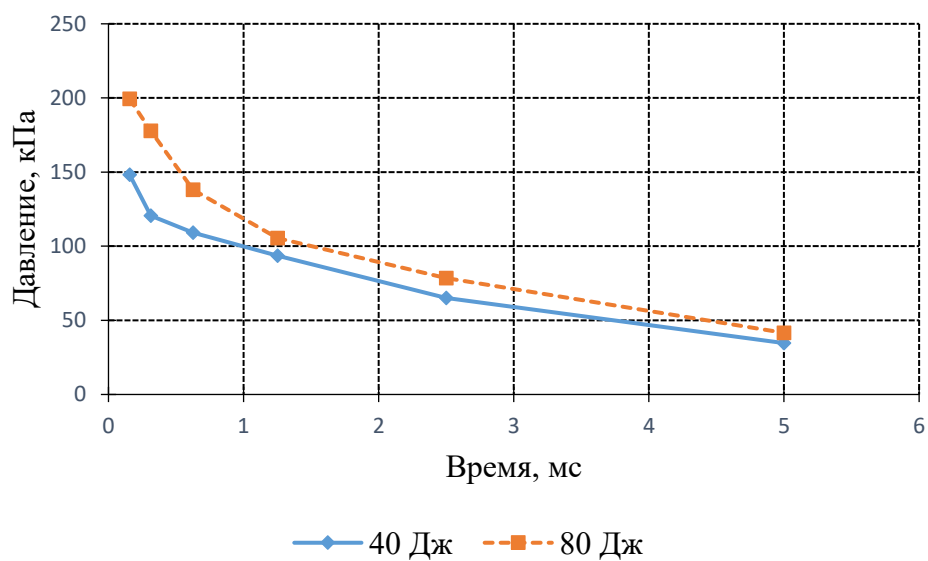


Рисунок 3.9. Кривая толерантности давления для сердца.

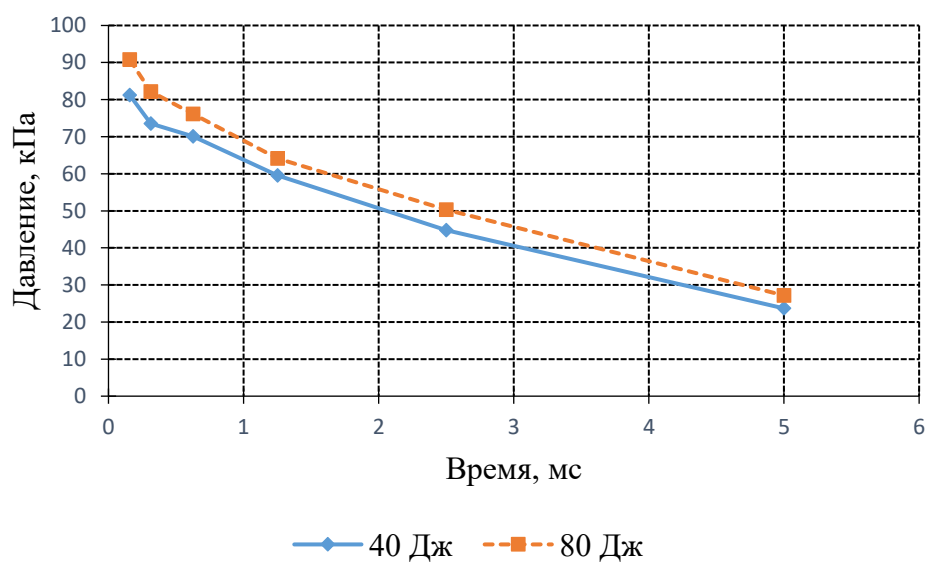


Рисунок 3.10. Кривая толерантности давления для печени.

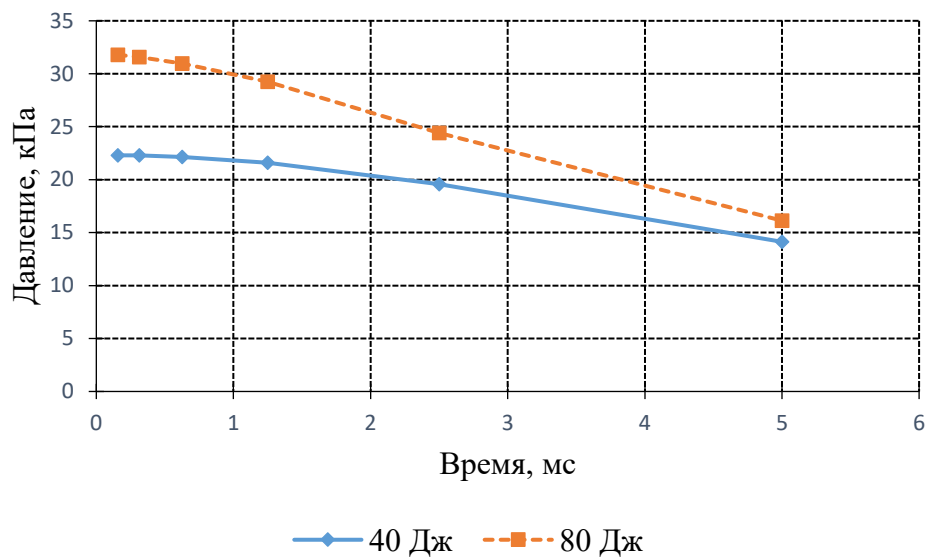


Рисунок 3.11. Кривая толерантности давления для желудка.

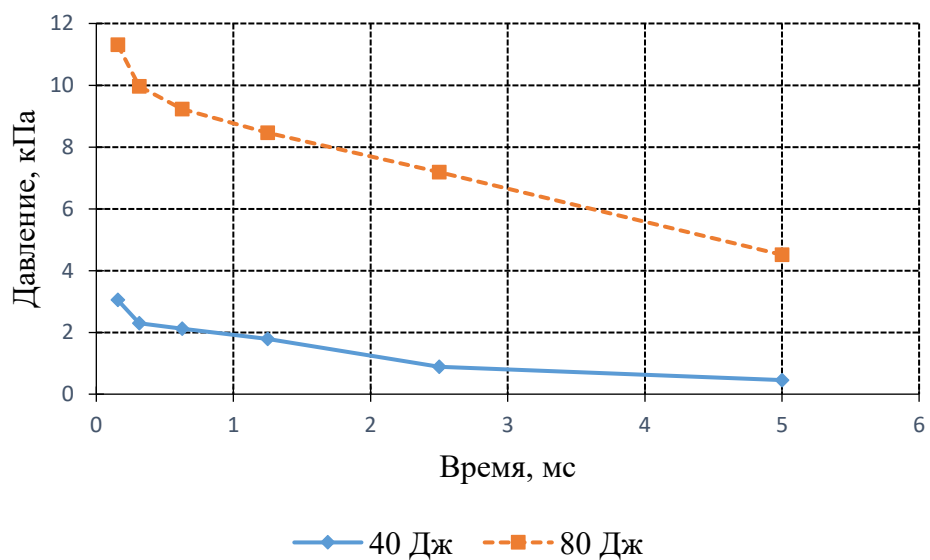


Рисунок 3.12. Кривая толерантности давления для селезенки.

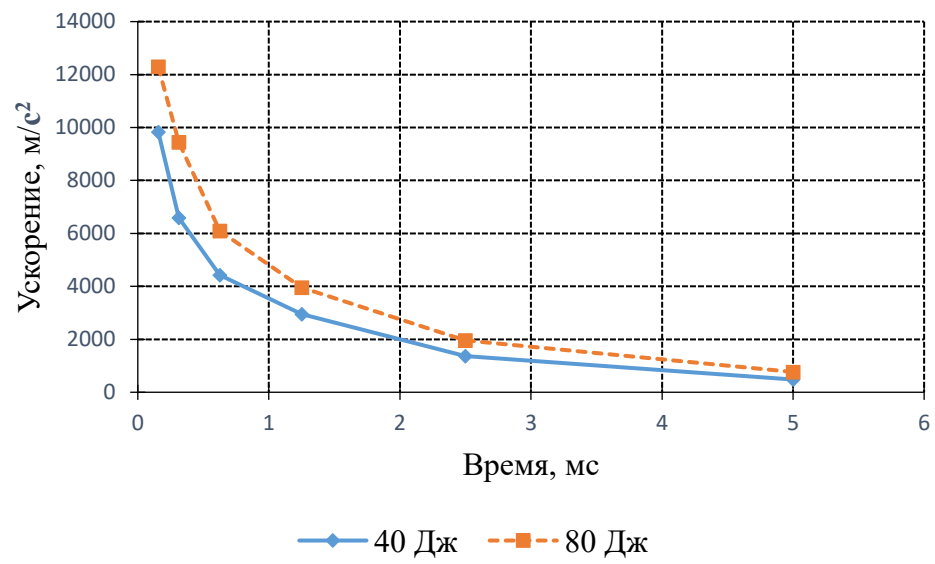


Рисунок 3.13. Кривая толерантности ускорения для грудины.

Заключение

Результатом бакалаврской работы является созданная КЭ модель человеческого торса, предназначенная для определения степени тяжести травмы человека при баллистическом воздействии. В ходе работы были разработаны модели материалов, которые описывают механическое поведение органов. Для органов и всего торса были проведены валидационные тесты, которые показали корректность выбранных моделей материалов.

Также, на примере селезенки, был предложен способ идентификация параметров модели материалов с помощью ПО LS-OPT, благодаря чему была получена модель материала, в точности повторяющая экспериментальные данные.

Для рассмотренного воздействия был приведён способ обработки результатов КЭ моделирования и создания критерия, с помощью которого можно оценить степень тяжести травмы человека.

Дальнейшая работа может заключаться в двух направлениях:

1. Улучшения созданной модели торса человека.

Для разработанной модели торса стоит рассмотреть использование гиперупругой модели материала для кишечника. Также для органов, использующих данные тестов с малыми скоростями деформаций, необходимо уточнение модели материала с помощью данных высокоскоростных экспериментов.

2. Создания модели животных, а именно свиньи.

Создание КЭ модели свиного торса позволит глубже подойти к изучению броневой травмы. Стоит отметить, что поведение органов животных изучено лучше, чем поведение человеческих органов, и для них опубликовано больше данных, в том числе высокоскоростные тесты, что упростит создание точной КЭ модели.

Список литературы

1. Cannon L. Behind armour blunt trauma-an emerging problem //Journal of the Royal Army Medical Corps. – 2001. – Т. 147. – №. 1. – С. 87-96.
2. Roberts J. C. et al. Modeling nonpenetrating ballistic impact on a human torso //Johns Hopkins APL Technical Digest. – 2005. – Т. 26. – №. 1. – С. 84-92.
3. Ward E. E. et al. Modeling the effects of blast on the human thorax using high strain rate viscoelastic properties of human tissue //IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications. – Springer, Dordrecht, 2005. – С. 17-24.
4. Yamada H. et al. Strength of biological materials. – 1970.
5. <https://dbarchive.biosciencedbc.jp/en/bodyparts3d/desc.html>
6. Mitsuhashi N. et al. BodyParts3D: 3D structure database for anatomical concepts //Nucleic acids research. – 2008. – Т. 37. – №. suppl_1. – С. D782-D785.
7. Saraf H. et al. Mechanical properties of soft human tissues under dynamic loading //Journal of biomechanics. – 2007. – Т. 40. – №. 9. – С. 1960-1967.
8. Moreira D. C., Nunes L. C. S. Comparison of simple and pure shear for an incompressible isotropic hyperelastic material under large deformation //Polymer Testing. – 2013. – Т. 32. – №. 2. – С. 240-248.
9. Rosen J. et al. Biomechanical properties of abdominal organs in vivo and postmortem under compression loads //Journal of biomechanical engineering. – 2008. – Т. 130. – №. 2. – С. 021020.
10. Umale S. et al. Modeling and validation of the human liver and kidney models //The International Research Council on Biomechanics of Injury Conferance. – 2013.
11. Hayamizu N. et al. Measurement of impact response of pig lung //Proc. of JSME Tokai Branch Conf. – 2003. – С. 94-95.
12. Lu Y. C. et al. Statistical modeling of human liver incorporating the variations in shape, size, and material properties //Stapp car crash journal. – 2013. – Т. 57. – С. 285.

13. Kemper A. et al. Multi-scale biomechanical characterization of human liver and spleen //Proceedings of the 22nd Enhanced Safety of Vehicles Conference. – 2011. – T. 11. – C. 0195.
14. Zhao J., Narwani G. Development of a human body finite element model for restraint system R&D applications //The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Paper. – 2005. – №. 05-0399.
15. Cai Z. et al. A three-dimensional finite element modelling of human chest injury following front or side impact loading. – 2016.
16. Then C. et al. A method for a mechanical characterisation of human gluteal tissue //Technology and Health Care. – 2007. – T. 15. – №. 6. – C. 385-398.
17. Poulard D., Subit D. Unveiling the structural response of the ribcage: contribution of the intercostal muscles to the thoracic mechanical response //24th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV) National Highway Traffic Safety Administration. – 2015. – №. 15-0387.