

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
«__» _____ 2022 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

магистерская диссертация

РАЗРАБОТКА АНИЗОТРОПНОЙ МОДЕЛИ МАТЕРИАЛА БЕРЦОВЫХ КОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

по направлению подготовки

01.04.03 Механика и математическое моделирование

Направленность

01.04.03_02 Механика и математическое моделирование (международная
образовательная программа)

Выполнил

студент гр. 5040103/00201

А.Н. Преображенская

Руководитель

доцент ВШТМиМФ, к. ф-м. н.

О. С. Лобода

Санкт-Петербург

2022

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ПЕТРА ВЕЛИКОГО**

Физико-механический институт

Высшая школа теоретической механики и математической физики

УТВЕРЖДАЮ

Директор ВШТМиМФ

А.М.Кривцов

«___» _____ 2022 г.

ЗАДАНИЕ

по выполнению выпускной квалификационной работы

студенту Преображенской Анастасии Николаевне, группа 5040103/00201
фамилия, имя, отчество (при наличии), номер группы

1. Тема работы: Разработка анизотропной модели материала берцовых костей человека
2. Срок сдачи студентом законченной работы: 01.06.2022
3. Исходные данные по работе: Статьи о моделировании и изучении материала костей человека
4. Содержание работы (перечень подлежащих разработке вопросов): изучение анатомии и параметров материала берцовых костей человека, сбор и анализ экспериментальных данных, создание модели берцовых костей, учитывающую параметры кости человека, задание приближенной к реальным данным нагрузки, расчет динамического нагружения, осевого сжатия, изгиба для различных видов автомобилей и скоростей, сравнение полученных расчетов с экспериментальными данными
5. Перечень графического материала (с указанием обязательных чертежей): визуализация математической модели берцовых костей человека, анатомия берцовых костей человека, результаты расчетов в программном обеспечении, графики соотношений для различных видов автомобилей, графики сравнения полученных данных с экспериментальными, визуальное представление деформации берцовой кости человека при различных нагрузках и скоростях, параметры и свойства материалов берцовых костей человека, таблица с рассчитанной нагрузкой при различных скоростях и массе автомобиля
6. Консультанты по работе: _____
7. Дата выдачи задания 13.05.2022

Руководитель ВКР _____ О. С. Лобода _____
(подпись) инициалы, фамилия

Задание принял к исполнению _____ 13.05.2022 _____
(дата)

Студент _____ А.Н. Преображенская _____
(подпись) инициалы, фамилия

РЕФЕРАТ

На 59 с., 30 рисунков, 2 таблицы, 1 приложение

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: МОДЕЛИРОВАНИЕ, БЕРЦОВЫЕ КОСТИ, МОДЕЛЬ, МАТЕРИАЛ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА, АВТОМОБИЛЬ, ДТП, СТОЛКНОВЕНИЕ, ДЕФОРМАЦИЯ, АНИЗОТРОПИЯ

Тема выпускной квалификационной работы: «РАЗРАБОТКА АНИЗОТРОПНОЙ МОДЕЛИ МАТЕРИАЛА БЕРЦОВЫХ КОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА».

Данная работа посвящена исследованию материала берцовых костей человека, моделированию столкновения при дорожно-транспортном происшествии и расчета деформации кости человека.

Задачи, которые решались в ходе исследования:

- Изучить анатомию и параметры материала берцовых костей человека;
- Собрать и проанализировать экспериментальные данные и готовые аналогичные модели;
- Создать конечно-элементную модель берцовых костей, учитывающих сложную геометрию и структуру материала;
- Задать приближенную к реальным данным нагрузку;
- Произвести расчеты статической и динамической нагрузки для различных видов автомобилей и скоростей;
- Произвести сравнение полученных результатов расчета с экспериментальными;

В работе были использованы результаты исследования берцовых костей человека: результаты исследований материала

берцовых костей человека, экспериментальные данные, примеры аналогичных моделей, анализ поведения модели при столкновении с автомобилем. Была создана точная модель берцовых костей человека, проведены расчеты, показывающие наглядно, каким образом скорость и вес автомобиля влияет на деформацию берцовых костей человека, создан анизотропный материал, произведен сравнительный анализ с экспериментальными данными. Анализ проводился методом математического моделирования с помощью программного обеспечения ANSYS, оснащенного необходимыми функциями для создания нужных граничных условий и расчетов.

В результате была создана математическая модель, заданы необходимые параметры, проведены расчеты по нагрузке и деформации модели и проанализированы полученные данные. Разработан анизотропный материал, который больше подходит к структуре берцовых костей человека, в отличие от имеющихся в базе программы готовых изотропных материалов.

ABSTRACT

59 pages, 30 figures, 2 tables, 1 appendix

KEYWORDS: MODELING, TIBIUS BONES, MODEL, HUMAN BONE MATERIAL, CAR, COLLISION, DEFORMATION

The subject of the graduate qualification work is "DEVELOPMENT OF ANISOTROPIC MODEL OF THE MATERIAL OF THE HUMAN TIBIUS BONES".

This work is devoted to the study of the material of the human tibia, the simulation of a collision in a traffic accident and the calculation of the deformation of a human bone. Tasks that were solved in the course of the study:

1. Study of the anatomy and parameters of the material of the human tibia
2. Collection and analysis of experimental data
3. Creation of a model of the tibia, taking into account the parameters of the human bone
4. Studying the theory of impact, setting a load close to real data
5. Calculation for different types of cars and speeds
6. Obtaining data for dynamic loading, axial compression, bending and comparing them with experimental data
7. Printing the model on a 3D printer in the laboratory

The results of the study of human tibia bones were used in the work: the results of studies of the material of human tibia, experimental data, examples of similar models, analysis of the behavior of the model in a collision with a car. An accurate model of the human tibia was created, calculations were made that clearly showed how the speed and weight of the car affect the deformation of the human tibia, an anisotropic material was created, and a comparative analysis was made with experimental data. The analysis was carried out by mathematical modeling using the ANSYS

software, equipped with the necessary functions to create the necessary boundary conditions and calculations.

As a result, a mathematical model was created, the necessary parameters were set, calculations were made for the load and deformation of the model, and the data obtained were analyzed. An anisotropic material has been developed that is more suitable for the structure of the human tibia, in contrast to the ready-made isotropic materials available in the program database.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ БЕРЦОВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА	9
1.1. Актуальность проблемы, область применения и постановка задачи	9
1.2. Анатомия берцовых костей человека.....	12
1.3. Системы безопасности в автомобиле.....	16
1.4. Анализ готовых моделей.....	18
1.5. Материал берцовых костей человека.....	23
ГЛАВА 2. МОДЕЛИРОВАНИЕ БЕРЦОВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА	33
2.1. Теоретические аспекты взаимодействий тел при столкновении	33
2.2. Расчет силы удара при аварии.....	38
2.3. Создание модели берцовых костей человека	40
2.4. Исследование модели берцовых костей с изотропным материалом	44
2.5. Исследование модели берцовых костей с анизотропным материалом	49
2.6. Сравнение с экспериментальными данными, анализ результатов и выводы.....	51
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	54
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	55
ПРИЛОЖЕНИЕ А. Параметры материала берцовых костей человека.....	59

ВВЕДЕНИЕ

Весной 2012 года Глобальная организация здравоохранения (ВОЗ) проинформировала, что каждый год на дорогах мира погибают около 300 тысяч пешеходов. Было отмечено, что при подсчете от общего количества смертельных случаев при авариях это составляет почти 25%, что эквивалентно $\frac{1}{4}$ и является серьезной проблемой.

При этом, несмотря на масштаб и актуальность задачи, основная часть решений на понижение смертности пешеходов были сконцентрированы на регулировке и контроле транспорта при дорожном передвижении. Например, установка светофоров знаков с ограничением скорости. Также были приняты социальные меры на ужесточение наказаний при опасном вождении, такие как, повышение стоимости на оплату штрафов или лишение прав за нарушения правил дорожного движения.

Ученые всего мира тоже стали принимать меры по борьбе с дорожно-транспортными происшествиями. Инженеры применяли основы проектирования, которые наглядно продемонстрировали свою эффективность на увеличение шансов сохранения жизни и здоровья пассажиров и пешеходов при столкновении с транспортом. Кроме того, была доказана возможность понижения вероятности получения серьезных травм у пешехода в случае удара об автомобиль. Можно использовать особую модификацию бампера, изменить строение капота, изменить конструкцию стойки и увеличить просвет на лобовом стекле, для того, чтобы эти части автомобиля стали способны поглощать энергию при ударе, чтобы смягчить его для человека. При этом задача не является простой по той причине, что необходимо провести изменения в конструкции автомобиля без вреда для структурной целостности машины.

При ударе о капот автомобиля с высокой вероятностью пешеходу передается достаточно сильный импульс. Во время этого соприкосновения стоящего (при скорости равной нулю) или же идущего прохожего толкают, его скорость становится на мгновение близкой к скорости автомобиля, а вслед за тем он продолжает перемещение вперед по инерции, в то время как автомобиль тормозит до полной остановки. Получается следующая ситуация: прохожий минимум два раза подвергается удару: в начале машиной, а вслед за тем с асфальтом или землей. Однако основная часть повреждений с последующим летальным результатом случается по причине взаимодействия именно с транспортным средством.

Инженеры-конструкторы автомобилей, как правило, концентрируются на исследовании взаимодействия машины и человека, которое можно описать таким порядком действий: в первую очередь бампер автомобиля соприкасается с нижней частью туловища пешехода, фронтальная часть капота соприкасается с верхней частью ног или бедер, а вслед за тем черепа (головы) или грудной клетки. При этом верхняя часть тела ударяется о верхнюю плоскость капота и /или же лобового стекла.

Обычно ушибы и травмы нижней части туловища, как правило колени (коленные суставы) и, так называемые, длинные кости, не ведут к смертельному результату, однако, они считаются более вероятной причиной к получению серьезных проблем со здоровьем, такой как, инвалидность. Инженерами было доказано, что строение и структура автомобиля достаточно сильно воздействуют на тяжесть и опасность полученных ушибов и травм человека при дорожно-транспортном происшествии.

Большая часть полученных травм нижней части туловища случается по причине столкновения бампера и фронтальной кромки капота напрямую с человеком. Это является причиной повреждению ног, а именно переломов в большеберцовой / малоберцовой кости и контактной деформации связок в области колена по причине места сгиба суставов. Именно поэтому основная часть исследований направлена на смягчение этих травм за счет сокращения контакта с максимальными значениями появляющихся сил. Достигнуть этого пытаются изменив строение бампера, делая его более энерго-поглощающим и мягким и наращивания площади непосредственного контакта, как в случае с вертикальным капотом. Кроме того, используют метод уменьшения самого сгиба коленей благодаря конфигурации геометрии капота машины.

Математическое моделирование и опыты с манекенами демонстрируют, что в транспортных средствах с низким бампером нога и бедро имеют совместное вращение. При таком случае сгиб в колене происходит меньше, что понижает возможность деформации связок. При другом строении профиля бамперов (более глубоком по структуре) и модификации под ним, такой как, например, воздушная заслонка, тоже имеют все шансы на содействие в ограничении вращения бедра и нижних конечностей.

В последнее время биомеханика широко используется для изучения механизмов повреждения конечностей человека и для получения информации о механических нагрузках и прочности различных костных тканей человека. Для таких исследований необходимо грамотно смоделировать саму кость, используя не только детальную геометрию, но и анизотропные параметры материала. В основном при решении таких задач в работах используется модель кости с упрощенной геометрией с применением изотропного, линейного материала, что на деле таким не является. Данная работа

посвящена моделированию большеберцовой кости человека с материалом, который имеет анизотропные свойства.

ГЛАВА 1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ БЕРЦОВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА

1.1. Актуальность проблемы, область применения и постановка задачи.

При столкновении человека с автомобилем наибольшее количество переломов приходится именно на нижнюю часть туловища. Опасным травмам подвержена большая берцовая кость. Повреждения нижних конечностей человека в основном связаны с столкновением автомобиля и пешехода, в результате которого переломы длинных костей, травмы колена и коленных суставов, а также лодыжки. В длинных костях ног скелета можно наблюдать различные механические деформации, такие как - изгибающий и крутящий моменты, которые считаются основными воздействующими факторами при ударе.

В течение последних трех десятилетий биомеханика удара при столкновении автомобиля с пешеходом широко изучается с целью выявления механизмов повреждения конечностей человека, исследования [1] реакции нижних конечностей на механические нагрузки и получения информации о прочности различных костных тканей человека.

Ученые провели множество экспериментов на определение механических свойств и прочности большеберцовой кости человека. Механическое программное обеспечение очень полезно для проведения биомеханических испытаний и ортопедических заключений [2]. Его применяют при конструировании биомедицинских инженерных устройств, а также особенно различных типов фиксаторов. Некоторые из них сообщают о тестах сходимости, но ни один из них не сообщает о всесторонней и количественной проверке модели, сверяющей результаты расчетов математической модели с результатами экспериментов.

Большеберцовая кость имеет сложную геометрию, которую почти невозможно смоделировать вручную, а также анизотропную сложную структуру и свойства материала. Таким образом, получение достоверных математических моделей кости стало серьезной проблемой в исследованиях, основанных на компьютерном моделировании. В большинстве расчетов, связанных с большеберцовыми костями, биомеханики при изучении костей – стараются упростить их, считая форму кости за простой цилиндр [3]. Кроме того, в своих моделях они задают всего лишь один изотропный материал, игнорируя сложную структуру кости.

Определение материала кости в программном обеспечении сыграли важную роль в биомеханических результатах и исследованиях поведения кости. Также для построения точной геометрии ученые стали использовать сканированные изображения (КТ снимки – рис.1.1.1) с реальных людей, что позволило создать 3D-модель большеберцовой кости человека с наиболее детальной и правильной формой, но без учета губчатой кости и костного мозга.



Рис. 1.1.1. КТ снимок большеберцовой кости

В другом исследовании тип перелома диафиза большеберцовой кости под поперечном и крутильном смещении был предсказан, используя модель корковой оболочки, при этом игнорируя эффекты губчатой кости. Механическую реакцию на кручение и изгиб большеберцовой кости манекена сравнили с исследованиями, и результаты показали значительные различия. Был сделан вывод, что это означало, что составные кости могут не быть надежным для некоторых механических опытов.

Целью данной работы является разработка анизотропной модели материала берцовых костей человека. В данной работе будет продемонстрирована процедура моделирования большеберцовой кости человека с использованием изображений компьютерной томографии, процесс подбора параметров материала для сложной структуры кости, получение результатов деформации при столкновении с разными видами автомобилей и сравнение с экспериментальными данными.

Необходимо разработать анизотропную модель материала берцовых костей человека. Для этого требуется выполнить следующие задачи:

- Изучить анатомию и параметры материала берцовых костей человека
- Собрать и проанализировать экспериментальные данные и готовые аналогичные модели
- Создать модель берцовых костей, учитывающих сложную геометрию и структуру материала
- Задать приближенную к реальным данным нагрузку
- Произвести расчеты статической и динамической нагрузки для различных видов автомобилей и скоростей
- Произвести сравнение с экспериментальными данными

1.2. Анатомия берцовых костей человека

Для создания и исследования модели берцовых костей человека необходимо изучить анатомию самих костей, виды переломов и последствия деформации.

Хирурги отмечают, что травма нижних конечностей туловища определяется присутствием промежуточного элемента, который является частью диафиза, который ограничен поверхностями излома.

Большеберцовая кость является частью скелета голени, осуществляет опорную функцию и представляет собой двухкостный сегмент, который состоит из двух различных по диаметру (толщине) и конструкции костей [4] – большеберцовой, локализованной медиально и малоберцовой, расположенной латерально.

У нижних конечностей вертикальная ось проходит через среднюю часть коленного сустава в середину голеностопного сустава. Эта ось проложена из центра головки бедра вниз и совмещается с продольной осью большеберцовой кости. Если происходит удар, то именно эта кость берет на себя большую часть нагрузки. Таким образом поясняется причина большего диаметра у большеберцовой кости по сравнению с малоберцовой.

Берцовые кости имеют сложную структуру и состоят из *tibia*, которая называется большеберцовая кость и *fibula* - малоберцовая кость. Эти кости обладают особой формой – трехгранной (1) и (17), которая содержит три грани и три плоскости и имеет расширения на концах. Также берцовые кости имеют длинную трубчатую структуру, само тело кости является проксимальной и дистальной эпифизой.

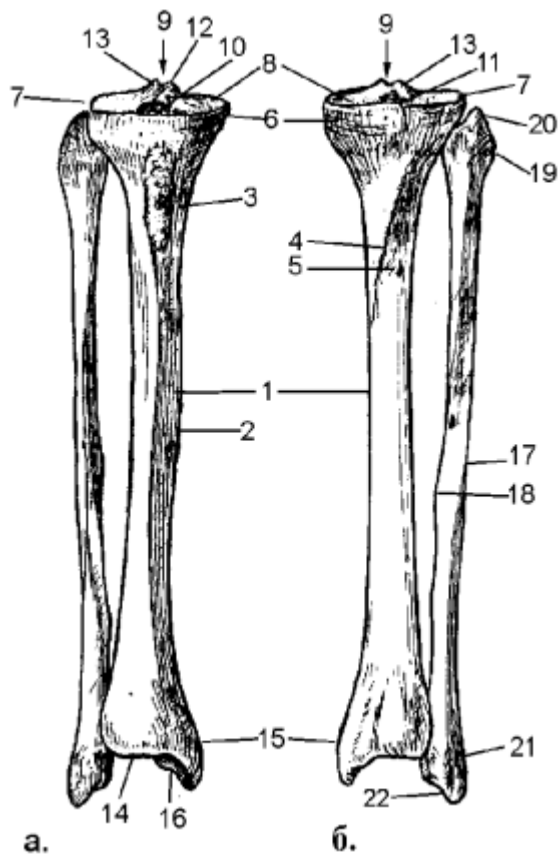


Рис. 1.2.1. Кости правой голени: а – вид спереди, б – вид сзади

У большеберцовой кости на проксимальном эпифизе отмечают медиальную (6) и латеральную (7) мыщелки. Также она имеет верхнюю суставную плоскость (8), которая в свою очередь делится на две части особым возвышением, которое называется межмыщелковым (9). От межмыщелкового возвышения с двух сторон (с фронтальной и задней стороны) расположились, так называемые, межмыщелковые поля (10, 11). Малоберцовая суставная плоскость находится с боку от латерального мыщелка.

На передней грани в ее верхней части расположилась бугристость большеберцовой кости (3). На дистальном эпифизе находится нижняя суставная поверхность (14), *malleolus medialis*, которая называется медиальной лодыжкой (15), а также малоберцовая вырезка.

У малоберцовой кости дистальный эпифиз обозначается *malleolus lateralis*, которая называется латеральной лодыжкой (21), на ее задней поверхности находится ямка (22).

Связь между большеберцовой и малоберцовой кости происходит благодаря суставу, который называется межберцовый. Кроме того, их также соединяют межкостная перепонка голени и межберцовый синдесмоз. У большеберцовой кости нижний эпифиз плавно переходит в медиальную лодыжку, у которой суставные поверхности, в свою очередь, соединяются вместе с костью, называемой таранной.

Можно отметить, что большеберцовая кость по своей форме похожа на два конуса, которые соединены вершинами, но такая форма встречается у менее 15% человек [5]. Расположение малоберцовой кости не позволяет ей достигнуть бедер.

Важно, что эти две кости по всей своей длине содержат различную толщину. Наименьший диаметр наблюдается на стыках между средней и нижней частях. Здесь самый тонкий кортикальный слой и наименее проявлена бугристость большеберцовой кости и смягчен гребень у малоберцовой кости.

Самый объемный слой компактного вещества находится в средней части большеберцовой кости, однако наблюдается снижение толщины (до 0,05 см) в сторону к эпифизам. Наполненность компактного уровня в каждом слое строения большеберцовой кости не является однородной и обуславливается прилегающих к ней мышц. А также напрямую зависит от статических и динамических нагрузок при исполнении своей основной задачи как опорно-двигательный аппарат. Наблюдается тенденция к уменьшению прочности в области межкостного пространства, где сходятся кости голени и мышечно-фиброзные слои.

Исследования показывают, что при травмах двойной перелом происходит чаще всего на стыке диафиза и эпифиза в верхнем секторе, в отличие от нижнего, где линия перелома находится на стыке между медиальной и нижней большеберцовой кости. Верхняя линия перелома в большинстве случаев происходит с косым направлением, тогда как нижняя линия перелома имеет поперечную направленность.

Изучив механику травмы во время столкновения, при котором происходит двойной перелом, а также учитывая сложную анатомию и конструкцию большеберцовой кости и проводя соотношения с количеством появившихся линий изломов был подведен итог о том, что они в большинстве случаев локализуются в тех местах, где слой компактного вещества имеет меньшую плотность, то есть места, где уровень противодействия кости к внешнему воздействию минимален. Эта теория согласуется с исследованиями и доказывает зависимость локализации линий излома двойных переломов, ограниченных диафизом со спецификой анатомии конструкции большеберцовой кости.

При этом основную нагрузку берет на себя именно большеберцовая кость, малоберцовая является тонкой и пластичной. Ее уровень компактного вещества также не постоянен по всей длине и находится в пределах от 0,14 до 0,41 см. Отмечается, что для деформации малоберцовой кости чаще всего необходимо приложить направленную нагрузку. При этом переходный элемент у малоберцовой кости локализован в нижней части диафиза и отмечаются преимущественно поперечные поверхности изломов, которые находятся на границе с промежуточным костным фрагментом. Однако при двойном переломе большеберцовой кости, малоберцовая кость имеет высокую вероятность быть поврежденной на каком-либо слое.

1.3. Системы безопасности в автомобиле

Важно понимать, какие системы безопасности срабатывают в автомобиле при столкновении. Существует две вариации пассивная и активная системы безопасности.

Активная безопасность представляет из себя комплекс параметров транспортного средства, к которым относятся конструктивные и эксплуатационные свойства. В данном случае они будут нацелены на снижение угрозы жизни и здоровью водителя, пассажиров и пешеходов при аварии, а также уменьшение условий для появления дорожно-транспортных происшествий, которые имеют отношение непосредственно к особенностям машины, связанным с ее строением и конструкцией.

Главная задачей и целью для систем активной безопасности ориентирована на ликвидацию опасной ситуации, чтобы избежать столкновения.

На данный момент самими популярными и активно используемыми системами активной безопасности считаются:

- Антиблокировочная система тормозов;
- Система, которая разделяет и направляет нагрузку на тормоза;
- Система против буксовки автомобиля, направленная на устойчивость по направлению движения;
- Система EDS, которая контролирует скорости вращения колес и балансирует их;
- Световые приборы (с наружи);

Существуют известные ассистенты (помощники) - это дополнительные системы активной безопасности, которые созданы для поддержки водителя в

сложных и спорных обстановках (при вождении или парковке). К ним относятся:

- Передние и задние парктроники (помощь при парковке);
- Электромеханический стояночный тормоз (ручник);
- Система, помогающая при неровностях на дорогах, спусках/подъемах, а также поддерживающая постоянную скорость (круиз-контроль);
- Система помощи, позволяющая сократить количество "слепых зон" у автомобиля;
- Система, которая предупреждает водителя об опасном сокращении дистанции с автомобилем, который находится спереди и экстренном торможении.

Пассивная безопасность представляет из себя комплекс параметров транспортного средства, к которым относятся конструктивные и эксплуатационные свойства. В данном случае они будут нацелены на снижение тяжести полученных травм и ушибов при аварии. Чаще всего системы пассивной безопасности начинают работать прямо во время столкновения, если активные системы безопасности не справились с устранением столкновения, то есть не дали необходимый сигнал водителю об опасности, или он не успел на него среагировать.

К этим системам безопасности относятся такие детали, как:

- Салон - высокопрочная клетка;
- Ремни безопасности, в том числе инерционные с преднатяжителями; Подушки безопасности;

- Энерго-поглощающие элементы фронтальных и задних поверхностей кузова транспортного средства, которые деформируются при столкновении;
- Складная рулевая колонка;
- Травмо-безопасный педальный узел — при ударе педали сепарируются от мест, где были закреплены, тем самым снимают вероятность травмы нижних конечностей водителя;
- Подголовники сидений, которые защищают от опасных ушибов шеи при столкновении;
- Безопасные стёкла — закалённые, рассыпающиеся на большое количество неострых осколков и триплекс при разрушении;
- Системы оповещения экстренных служб.

1.4. Анализ готовых моделей

Рассмотрим аналогичные модели, которые созданы на данный момент. Необходимо выявить преимущества и недостатки, чтобы учесть их при создании будущей модели.

Total Human Model for Safety (THUMS) - это модель конечных элементов человеческого тела, совместно разработанная с концерном Toyota. Программа может моделировать травмы человеческого тела, такие как переломы костей, повреждение мозга и внутренних органов человека при столкновении с автомобилем.

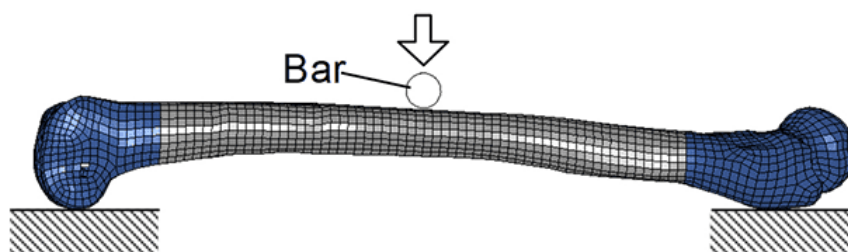
По сравнению с манекенами для физических столкновений, обычно используемыми при испытаниях на столкновение транспортных средств, THUMS может более детально анализировать травмы, связанные со столкновением, поскольку он точно отображает формы и прочность

человеческих тел. Так же в THUMS представлен ряд моделей разного пола, возраста и телосложения, которые включают скелетные структуры, мозг, внутренние органы и мышцы.

Ниже представлены готовые модели костей:

1. Квазистатический трехточечный изгиб для передней части бедра (рис. 1.4.1). Параметр и нагрузка стержня: диаметр – 20 мм, скорость удара - 10 мм/с.
2. Динамический трехточечный изгиб (рис. 1.4.2). Параметры ударного элемента: диаметр - 25 мм, масса - 9,5 кг, скорость удара - 5,6 м/с.
3. Квазистатический трехточечный изгиб для плечевой кости (рис. 1.4.3)

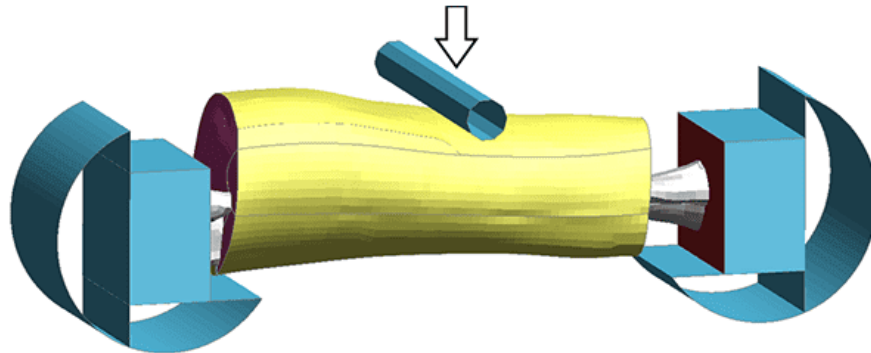
Quasi-Static 3-Point Bending for Femur (Anterior)



Yamada (1970)

Рис.1.4.1. Квазистатический 3-точечный изгиб для передней части бедра

Dynamic 3-point Bending for Tibia (Oblique)



Schreiber et al. (1998)

Рис.1.4.2. Динамический 3-точечный изгиб

Quasi-static 3-point Bending for Humerus (Lateral)

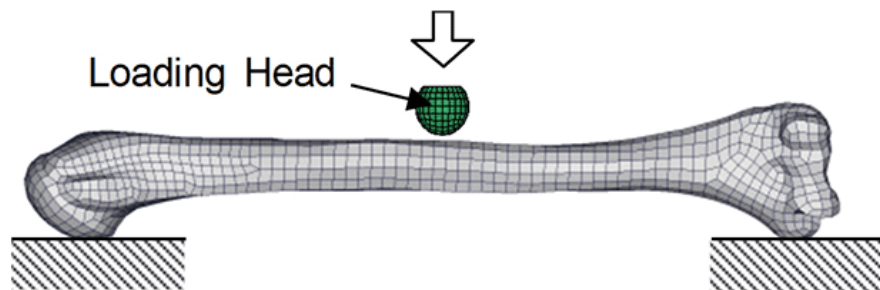


Рис.1.4.3. Квазистатический 3-точечный изгиб для плечевой кости
(боковой)

Рассмотрим прогнозы THUMS и тестирование некоторых моделей. На рис.1.4.4 представлена зависимость нагрузки от перемещений. На графике черной линией обозначены экспериментальные данные, красной – данные, которые были получены с помощью THUMS [18]. Можно заметить, что при небольших усилиях модель ведет себя достаточно близко к

экспериментальным результатам. Однако, при увеличении нагрузки перемещения отклоняются от этих данных.

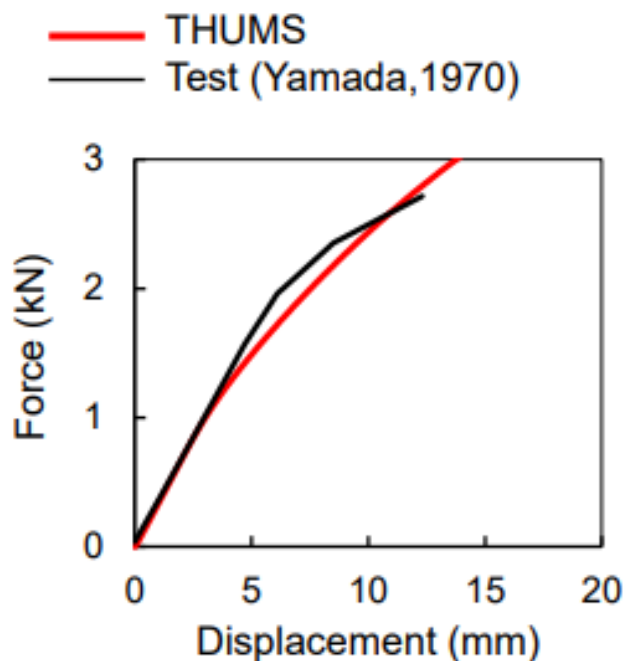


Рис.1.4.4. Сравнение THUMS и теста Yamada

На рис.1.4.5 представлена динамическая нагрузка после столкновения с транспортным средством. На графике серой линией обозначены экспериментальные данные, красной – данные, которые были получены с помощью THUMS. Можно отметить, что при небольших усилиях данные снова близки, однако при увеличении силы – значительно расходятся.

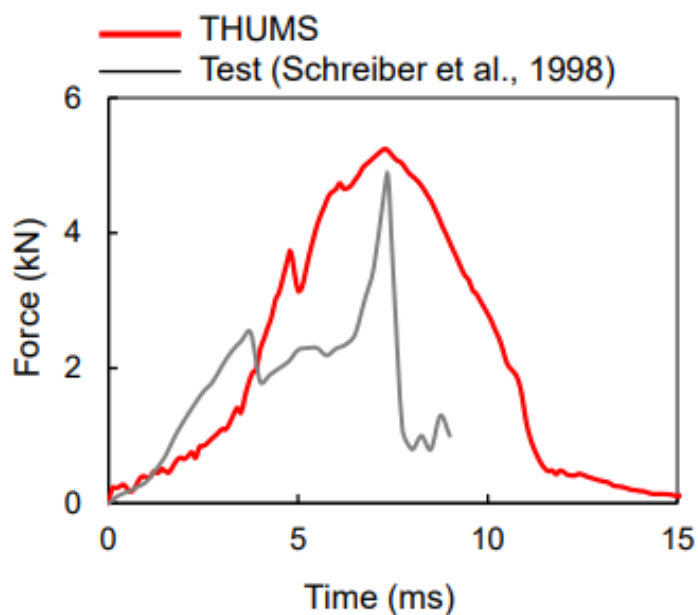


Рис.1.4.5. Сравнение THUMS и теста Schreiber et al

Исходя из этого можно сделать некоторые выводы по данным моделям:

Преимущества модели:

- Будет полезны в задачах пассивной безопасности;
- Малая размерность и простота модели
- Доступность в скорости расчетов

Недостатки модели:

- Модель не учитывает сложную структуру материала и анизотропию;
- Не имеет различий на растяжение и сжатие;
- Модель имеет слабую детализацию;
- Недостаточно точно описывают поведение большеберцовых костей при больших скоростях деформации.

Кроме того, хочется отметить, что имеющиеся в открытом доступе публикации и исследования в основном направлены на изучение травм головы (черепа) и грудной клетки человека, который находится в автомобиле при столкновении [6]. Однако, стоит уделить внимание поведению бедренной кости человека, находящегося вне автомобиля при аварии, так как на нижнюю часть тела наиболее часто оказывается воздействие, и бедренные кости чаще подвержены серьезным повреждениям. Не смотря на то, что травмы нижней конечности не приводят к смертельному исходу, они являются наиболее частой причиной инвалидности. Поэтому и было принято решение исследовать именно эту область скелета человека.

1.5. Материал берцовых костей человека

Механические свойства кости имеют основополагающее значение для способности нашего скелета поддерживать движение и обеспечивать защиту наших жизненно важных органов. Таким образом, ухудшение механического поведения с возрастом и/или такими заболеваниями, как остеопороз и диабет, может иметь серьезные последствия для качества жизни людей. В этом параграфе представлен обзор современных знаний об основных механических свойствах кости в масштабе от сотен нанометров до десятков сантиметров. Благодаря статьям, которые будут приведены ниже, были изучены основные принципы костной механики и их связь с некоторыми направлениями исследований, которые привели эту область к недавним достижениям и рассмотрены разные типы костей, а также множество аспектов поведения материала, включая эластичность, текучесть, разрушение, усталость, плотность и повреждение.

В масштабе 1–10 мм костную ткань можно разделить на два типа: кортикальная кость (также известная как компактная кость или плотная кость) и трабекулярная кость (также известная как губчатая кость или губчатая кость). Различие между этими двумя типами костной ткани может быть сделано в основном на основе пористости: кортикальная кость имеет пористость от 5% до 15%, тогда как пористость трабекулярной кости колеблется от 40% до 95%. Кортикальная кость находится в диафизах длинных костей и в виде тонкой оболочки, окружающей трабекулярный отдел в метафизах и эпифизах. Трабекулярная кость также встречается в позвонках.

Поведение материала кортикальной кости анизотропно. Прочность и модуль растяжения/сжатия кортикального слоя кости в продольном направлении (в направлении, совмещенном с диафизарной осью) выше, чем в радиальном и окружном направлениях. Сравнительно небольшие различия в этих свойствах наблюдались в радиальном направлении по сравнению с окружным, что позволяет предположить, что кортикальную кость можно рассматривать как поперечно-изотропный материал. При нагрузке растяжением в продольном направлении кортикальная кость проявляет билинейную реакцию напряжение-деформация, в которой четкая точка текучести разделяет линейно-упругую область и область линейного упрочнения, которая резко заканчивается при деформации разрушения менее 3%.

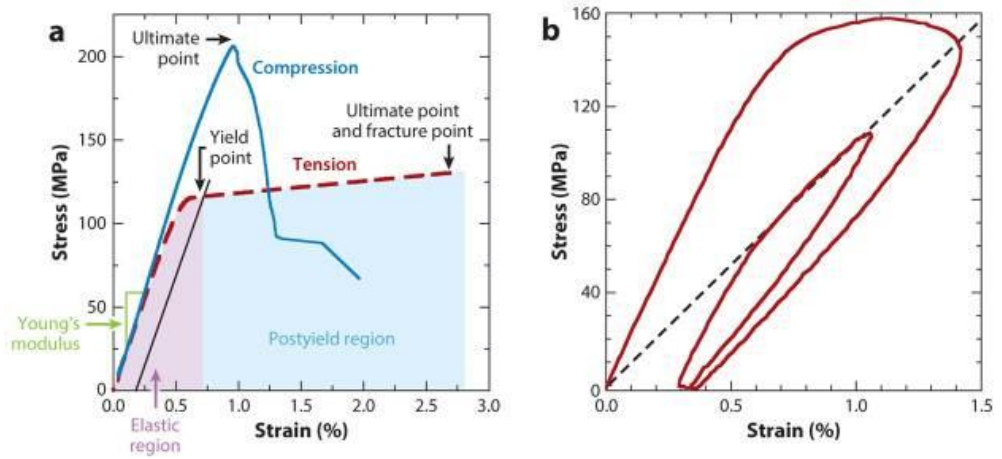


Рис. 1.5.1. Напряжения и деформации для кортикальной кости, испытанной в продольном направлении

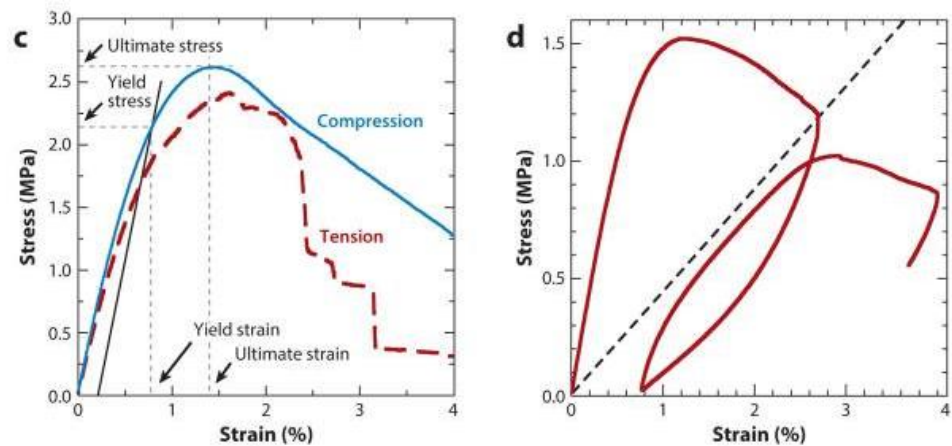


Рис. 1.5.2. Напряжения и деформации для трабекулярной кости, испытанной в основном направлении.

На рис. 1.5.1 показаны монотонные испытания на растяжение и сжатие, а на рис. 1.5.2. показаны испытания с нагрузкой-разгрузкой-перенагрузкой. Пунктирные линии на b и d демонстрируют идеальный модуль повреждения, который представляет собой секущую модуль в точке, в которой начальная рампа нагрузки меняется на противоположную, чтобы начать разгрузку. Оба типа костной ткани демонстрируют модуль повторной нагрузки, который

первоначально равен исходному модулю Юнга, но затем уменьшается до идеального модуля повреждения.

Прочность у кортикальной и трабекулярной костей выше при сжатии, чем при растяжении, и минимальна при сдвиге, хотя эти различия уменьшаются с уменьшением плотности (точнее отношения массы костной ткани к общему объему кости). Кривая напряжение-деформация трабекулярной кости не имеет четкой линейной области или четко определенного предела текучести (Рис.1.5.2 с). Тем не менее, эту ткань часто рассматривают как линейный эластичный материал, и как только модуль рассчитывается из линейной или полиномиальной кривой, подходящей к начальной части кривой, предел текучести определяется методом смещения 0,2%.

Скорость столкновения является основным фактором при контакте с физическим телом. Во время обычных физических нагрузок костная ткань подвергается деформации со скоростью 0,1–1,0% деформации/с, и можно предположить, что монотонная реакция кортикального слоя кости имеет лишь незначительную зависимость от скорости. Тем не менее, эффекты повышения жесткости и прочности, наблюдаемые при увеличении скорости деформации, по-прежнему имеют клиническое значение, поскольку скорость деформации при ударной нагрузке может более чем в 10 раз превышать нормальный физиологический диапазон. Кортикальная кость становится более хрупкой при высоких скоростях деформации, и скорость нагрузки также влияет на накопление повреждений в костной ткани. Когда кортикальная кость нагружается сверх предела текучести, происходит ухудшение и даже разрушение свойств материала.

Перелом кортикального слоя кости может происходить от повторяющихся докритических нагрузок (усталостное разрушение) или от

приложенных нагрузок, вызывающих локальные напряжения, превышающие прочность ткани. Прочность на излом кортикальной кости была количественно определена с точки зрения коэффициента интенсивности критического напряжения и скорости высвобождения критической энергии деформации. Значения вязкости разрушения для так называемого режима I нагружения (нагружения на растяжение), находятся в диапазоне от 2 до 6 МПа и имеют тенденцию быть ниже для продольного, чем для поперечного разрушения и ниже при высоких скорости деформации.

Анизотропный характер вязкости разрушения кортикальной кости тесно связан с механизмами упрочнения, действующими в этой ткани. Внутренние механизмы упрочнения, такие как скольжение коллагеновых фибрилл и зарождение микро- и наноразмерных повреждений, определяются как те, которые обеспечивают устойчивость к микроструктурным нарушениям перед вершиной трещины. Внешние механизмы упрочнения, такие как перекрытие трещины и отклонение трещины, уменьшают движущую силу, которая способствует распространению трещины. В продольном направлении перекрытие трещин неповрежденными связками (тонкими или плоскими участками ткани без трещин, расположенными вдоль траектории трещины), является доминирующим механизмом повышения прочности. Зависимость вклада этих механизмов упрочнения от направления может также объяснить анизотропию увеличения вязкости разрушения с ростом трещины (явление, известное как восходящая кривая).

Разрушение при многоосевой нагрузке. Кортикальная кость может подвергаться многоосевым нагрузкам в организме, особенно во время травматических событий, таких как падение. Многоосная нагрузка может привести к более сильному снижению жесткости и усталостной

долговечности по сравнению с одноосной нагрузкой. Однако смешанная нагрузка, включающая режим I (растяжение) и режим II (сдвиг), связана с большей вязкостью разрушения, чем только режим I. Учитывая, что кортикальная кость анизотропна и сильнее при сжатии, чем при растяжении, изотропные и симметричные критерии разрушения, такие как критерий фон Мизеса, не могут описать мультиаксиальную прочность этой ткани.

Параметры материала берцовых костей человека приведены в таблице А.1 приложения А. Добавим пояснения к верхним индексам над значениями параметров материала кости:

^a Перечисленные значения были получены в результате механических испытаний образцов с характерными размерами порядка 10 мм.

^b Перечисленные значения были получены из статьи [7] об упругих предельных свойствах компактной костной ткани.

^c Перечисленные значения были получены из статьи [8] о механических свойствах кортикального слоя кости.

^d Окружное направление (полученное из статьи [9] о зависимости от ориентации прогрессивного поведения кортикальной кости человека после сжатия).

^e Радиальное направление (полученное из статьи [9] о зависимости от ориентации прогрессивного поведения кортикальной кости человека после сжатия).

^f Рассчитано с использованием смещения 0,2%.

Необходимо отметить какое влияние оказывает пористость и тканевый состав на механические свойства кортикального слоя кости. Ранние исследования микроструктурных и композиционных факторов, которые контролируют механические свойства кортикальной кости, были

сосредоточены в основном на пористости и минерализации. Кортикальная пористость отрицательно коррелирует с модулем Юнга, предельным напряжением при сжатии и вязкостью разрушения.

Изменения пористости объясняют более 75% изменчивости прочности кортикального слоя кости, а вызванные усталостью микроповреждения, расположенные вблизи пор кортикального слоя, могут с большей вероятностью привести к перелому, чем микроповреждения, расположенные в областях с высоким содержанием минералов. Эти отношения между пористостью и механическими свойствами также примечательны из-за быстрого увеличения пористости коры, которое может произойти.

Хотя высокая жесткость и прочность кортикальной кости по сравнению с большинством других биологических материалов обусловлена содержанием минералов в кости, нормальный физиологический диапазон минерализации недостаточно велик, чтобы вызвать существенные изменения этих механических свойств. Однако повышенное содержание минералов, например, при длительной терапии бисфосфонатами для лечения остеопороза, связано со снижением вязкости перелома.

В недавних исследованиях изучались параметры состава, известные под общим названием «качество кости» (в отличие от пористости, которая измеряет количество кости). В ходе формирования кости и созревания ткани органический матрикс претерпевает биохимические изменения, включая поперечное связывание коллагена [10]. Поперечные связи связаны с повышенной ломкостью ткани. Такие методы, как спектроскопия комбинационного рассеяния и спектроскопия с преобразованием Фурье, могут обеспечить пространственное картирование с высоким разрешением параметров, указывающих на соотношение карбонатов и фосфатов и

относительное количество минералов, протеогликанов, липидов, воды и неферментативных поперечных связей.

Возрастные изменения механических свойств кортикального слоя кости объясняются повышенной пористостью, гиперминерализацией, накоплением микроповреждений, повышением концентрации КПП и снижением количества неколлагеновых белков [11]. Прочность кортикального слоя кости при растяжении и сжатии снижается примерно на 2% за десятилетие, начиная с третьего десятилетия жизни. Предельная деформация при растяжении снижается примерно на 10 % за десятилетие, от высокого уровня деформации в 5 % в возрасте 20–30 лет до низкого уровня деформации менее 1 % в возрасте старше 80 лет. Вязкость разрушения снижается примерно на 4% за десятилетие.

Трабекулярная кость, также называемая губчатой или губчатой костью, может рассматриваться на кажущемся уровне (т. е. в масштабе, на котором одновременно наблюдаются несколько трабекул и промежуточных пор, обычно 5–10 мм) как высокопористый материал с анизотропными механическими характеристиками. Из-за ее высокой пористости по сравнению с кортикальной костью механические свойства трабекулярной кости на кажущемся уровне определяются в первую очередь ее пористостью. Более незначительный, но все же важный вклад в поведение кажущегося уровня исходит от параметров качества кости, а именно архитектурного расположения трабекулярной сети и свойств отдельных трабекул на тканевом уровне. Трабекулярная кость может демонстрировать существенную пространственную неоднородность как по плотности, так и по архитектуре даже в пределах данного анатомического участка.

Анизотропия трабекулярной кости в микроструктуре также присутствует в модуле упругости и прочности [11]. В самом деле, главные

направления механической анизотропии трабекулярной кости очень точно совпадают с главными направлениями (собственными векторами) тензора ткани. Губчатая кость часто проявляет ортотропную симметрию, хотя в некоторых случаях, например, в позвонках, сообщалось о поперечной изотропии.

Модуль сжатия и прочность на сжатие пропорциональны скорости деформации, возведенной в степень 0,06. В экспериментах по стресс-релаксации наблюдались как стресс-, так и деформационно-зависимые эффекты, указывающие на то, что трабекулярная кость технически является нелинейно-вязкоупругой [12]. Губчатая кость имеет те же характеристики ползучести, что и кортикальная кость, и демонстрирует начальное быстрое увеличение деформации, за которым следует стационарный режим с постоянной скоростью ползучести и, наконец, еще одно быстрое увеличение деформации непосредственно перед разрушением ползучести.

Большое снижение кажущегося модуля, которое происходит при перегрузке (Рис.1.5.1 б) возникает в результате повреждения трабекул, а именно микроскопического растрескивания, в отличие от явного перелома отдельных трабекул. Возникновение микроповреждений, по-видимому, связано с величиной как кажущейся, так и тканевой деформации. Измерения деформации на уровне ткани с помощью цифровой корреляции изображений, примененной к тестам на изгиб одиночных трабекул, показывают, что инициация микроповреждений происходит при деформации на уровне ткани примерно 1,6% и различается при сжатии по сравнению с растяжением.

Прочность трабекулярной кости на излом широко не изучалась, потому что пористая и пространственно неоднородная микроструктура представляет собой серьезную проблему для выполнения требований теста на вязкость при изломе. Кажется, что вязкость разрушения зависит от плотности.

Преимущества аналитических моделей в обеспечении взаимосвязей в замкнутой форме для механических свойств трабекулярной кости должны быть сбалансированы с ошибками в прогнозах модели, которые возникают из-за чрезмерного упрощения трабекулярной архитектуры и свойств материала на уровне ткани [13]. Использовались численные модели, которые более точно аппроксимируют неравномерность трабекулярной архитектуры и неоднородность как в строении, так и в свойствах на уровне ткани. Параллельно с этим появились так называемые модели, построенные непосредственно на основе КТ-снимков костей. Такие модели обладают почти таким же уровнем анатомической детализации, что и реальные кости человека.

Принципы инженерной механики предусматривают, что осевая жесткость конструкции при сжатии или растяжении пропорциональна площади поперечного сечения, в то время как жесткость на изгиб и кручение балочных конструкций, таких как диафизы, зависят от того, как материал ткани распространяется вокруг оси изгиба или закручивания [14]. Два геометрических свойства, площадной момент инерции (также известный как момент инерции поперечного сечения) и полярный момент инерции, количественно определяют это распределение способами, относящимися к изгибу и кручению соответственно.

ГЛАВА 2. МОДЕЛИРОВАНИЕ БЕРЦОВОЙ КОСТИ ЧЕЛОВЕКА

2.1. Теоретические аспекты взаимодействий тел при столкновении

В этом параграфе будут представлены теоретические аспекты взаимодействий тел после столкновения.

Ударом (столкновением двух тел) принято называть явление, при котором за некоторый промежуток времени, значение которого стремится к нулю, скорость точек тела модифицируется на какую-то конечную величину [15]. При этом силы, которые возникают при данном явлении, называются ударными.

Тела, при взаимодействии друг с другом, делятся друг с другом импульсом и передают энергию. Направление и величина скорость до и после удара будут отличаться.

В случае прямого удара – центры масс обоих тел станут перемещаться вдоль одной оси [16]. Силы взаимодействия, которые появляются при столкновении, будут параллельны оси направления движения.

В случае упругого взаимодействия, которое произошло за малый отрезок времени, тела могут начать двигаться с одной общей скоростью, но после отделяться друг от друга и станут двигаться с разными скоростями.

Ударная сила (F) приобретает предельное значение. Возникает ударный импульс (p), который имеет конечную величину и может быть рассчитан по такой формуле (1):

$$p = \int_0^{\tau} F dt \quad (1)$$

где τ – протяженность столкновения во время непосредственного удара, которое является очень коротким отрезком времени, стремящимся к нулю.

В теории удара принимаются такие фундаментальные допущения:

- изменение скорости точек происходит почти мгновенно на какую-то конечную величину;
- производится расчет импульсов ударных сил, остальными же можно пренебречь;
- во время удара точки системы не смещаются.

Теперь применим основную теорему динамики - теорему об изменении количества движения материальной точки, записанную в дифференциальной форме (2), которая показывает, что производная по времени от количества движения материальной точки равна силе, действующей на эту точку.

$$F = \frac{d(m \times v)}{dt} \quad (2)$$

Тогда изменение количества движения материальной точки во время соударения приравнивается к ударному импульсу, действующему на данную точку (3).

$$p = mu - mv \quad (3)$$

где m – масса точки, v – начальная скорость точки (в момент до удара), u – конечная скорость точки (после удара).

Теперь можем расписать проекции на координатные оси. Таким образом получаем три скалярных уравнения (4):

$$\begin{aligned} p_x &= mu_x - mv_x \\ p_y &= mu_y - mv_y \\ p_z &= mu_z - mv_z \end{aligned} \quad (4)$$

В случае, когда система содержит n -точек, уравнение (3) может быть записано в такой форме:

$$\sum_{k=1}^n m_k u_k - \sum_{k=1}^n m_k v_k = \sum_{k=1}^n p_k^{(e)} \quad (5)$$

где m – масса k -той точки, v_k – является скоростью k -той точки до взаимодействия, u_k – после, $p_k^{(e)}$ – сумма всех внешних ударных импульсов, которые приложены к k -той точке.

Тогда можно применить теорему об изменении количества движения механической системы при ударе, которая формулируется так: изменение количества движения механической системы во время взаимодействия тел эквивалентно геометрической сумме всех внешних ударных импульсов, которые действуют на данную систему.

В таком случае уравнение (5) запишем так:

$$m_c u_c - m_c v_c = \sum_{k=1}^n p_k^{(e)} \quad (6)$$

где m – общая масса системы, v_c – начальная скорость центра масс системы (до удара), u_c – конечная скорость центра масс системы (после удара).

Можем расписать уравнение (6) в проекциях на координатные оси:

$$\begin{aligned} \sum p_{cx}^e &= m u_{cx} - m v_{cx} \\ \sum p_{cy}^e &= m u_{cy} - m v_{cy} \quad (7) \\ \sum p_{cz}^e &= m u_{cz} - m v_{cz} \end{aligned}$$

Также необходимо учитывать, как распределяется энергия удара при столкновении (на рис.2.1.1 продемонстрирован пример в случае прямого удара).



Рис.2.1.1. Распространение энергии удара

При соударении двух точек или тел, которые движутся поступательно, кинетическую энергию до удара (8) и после (9) можно представить в таком виде:

$$T_0 = \frac{m_1 v_1^2}{2} + \frac{m_2 v_2^2}{2} \quad (8)$$

$$T = \frac{m_1 u_1^2}{2} + \frac{m_2 u_2^2}{2} \quad (9)$$

где v_1 и v_2 – обозначены как скорости точек или тел до столкновения, u_1 и u_2 – после столкновения.

При столкновении двух тел, отмечают две основные стадии удара [17]:

– Первая стадия обозначается, как стадия деформации. Она происходит в тот момент, когда тела соприкасаются друг с другом и начинают взаимодействовать. Их центры масс сближаются благодаря упругих и пластических деформации тел. Эта стадия завершается в тот момент, когда деформации обоих тел становятся максимального значения, достигнув своего предела.

– Вторая стадия называется стадией восстановления. В зависимости от упругих свойств тел, их центры масс могут отдалиться друг от друга. При этом пластические деформации останутся. Однако упругие деформации могут абсолютно уйти. В таком случае тела станут двигаться отдельно друг от друга.

Очевидно, что на восстановление формы тел будет влиять упругие параметры материала, из которых создано тело, а также оно зависит от разности между скоростями тел до и после столкновения.

Существует коэффициент восстановления при взаимодействии тел. Его значение можно рассчитать по следующей формуле:

$$k = \frac{u}{v} \quad (10)$$

где v – относительная скорость тел до удара, u – относительная скорость тел после удара. При этом k находится в пределах от 0 до 1.

Если взаимодействие тел являлось абсолютно упругим, то есть тела обладают такими упругими свойствами, что после удара полностью возвращают свою первоначальную форму, то коэффициент восстановления будет равен максимальному значению – 1, что является теоретическим случаем.

В случае обратной ситуации, когда взаимодействие тел являлось абсолютно неупругим, то есть тела не способны вернуть свой изначальный вид, то коэффициент восстановления будет равен минимальному значению – 0.

Можно отметить, что в большинстве случаев встречаются ситуации с не абсолютно упругим/неупругим ударами. Таким образом, чаще всего коэффициент восстановления будет принимать значения между 0 и 1 и будет зависеть от свойств материала.

В данной работе будет рассмотрен только абсолютно упругий удар. В дальнейшем можно исследовать неупругий удар, при различных коэффициентах k .

2.2. Расчет силы удара при аварии

В этом параграфе будет представлен расчёт силы удара автомобиля при столкновении, то есть той силы, которая действует на физическое тело во время взаимодействия с другим физическим телом. Эта сила будет напрямую зависеть от габаритов транспортного средства, т.е., проще говоря, от его веса. Поэтому рассмотрим три варианта автомобилей – легковой (вес примерно 1 т), внедорожник (вес в 1,5 т), минивен (вес до 2 т)

Сила удара машины рассчитывалась по формуле закона сохранения импульса (11) и кинетической энергии (12):

$$m_1 v_1 + m_2 v_2 = m_1 u_1 + m_2 u_2 \quad (11)$$

$$\frac{m_1 v_1^2}{2} + \frac{m_2 v_2^2}{2} = \frac{m_1 u_1^2}{2} + \frac{m_2 u_2^2}{2} \quad (12)$$

m_1 – масса автомобиля в кг;

m_2 – масса человека в кг;

v_1 – скорость автомобиля до удара в м/с;

v_2 – скорость человека до удара в м/с;

u_1 – скорость автомобиля после удара в м/с;

u_2 – скорость человека после удара в м/с;

Теперь объединим формулы (11) и (12) и выразим получившиеся скорости автомобиля (13) и физического тела (14) после столкновения:

$$u_1 = \frac{m_1 v_1 - m_2 v_1 + 2m_2 u_2}{m_1 + m_2} \quad (13)$$

$$u_2 = \frac{m_2 v_2 - m_1 v_1 + 2m_1 u_1}{m_1 + m_2} \quad (14)$$

В данной работе планируется упростить задачу и рассмотреть абсолютно упругий удар. Для этого необходимо:

- задать скорость автомобиля (будут рассмотрены три вида скоростей – низкая, средняя и превышенная);
- задать скорость человека будем считать равной 0, то есть случай, когда он стоит на месте, повернутый боком к машине, чтобы удар приходился на боковую часть ноги);
- рассчитать импульс системы человек-автомобиль до столкновения и после;
- найти скорость, которую приобретает человек после удара в каждом из трех случаев;
- найти примерную силу полученного удара;

В конечном итоге необходимо найти ударную силу автомобиля относительно человека. Для этого используем формулу импульса системы (15) и выражаем из нее силу удара (16):

$$p = F \Delta t \quad (15)$$

$$F = \frac{p}{\Delta t} \quad (16)$$

где p – импульс системы; Δt – время взаимодействия, F – сила удара;

Считаем, что после столкновения автомобиль затормозил. Время контакта автомобиля с телом – 1 мс. Массу человека считаем за 60 кг.

Ниже представлена таблица с полученными результатами расчета импульса и силы удара для каждого случая:

Таблица 2. Расчет силы удара в зависимости от веса и скорости автомобиля.

Скорость авто →	3,6 км/ч (1 м/с)	7,2 км/ч (2 м/с)	10,8 км/ч (3 м/с)
Масса авто ↓	F, кН	F, кН	F, кН
1 т	1	2	3
1,5 т	1,44	2,89	4,33
2 т	1,89	3,77	5,66

2.3. Создание модели берцовых костей человека

Имеющиеся в открытом доступе публикации основное внимание уделяют поведению бедренной кости, так как она наиболее часто подвержена повреждению. Не смотря на то, что травмы нижней конечности не приводят к смертельному исходу, но они являются наиболее частой причиной инвалидности. Поэтому было принято решение исследовать именно эту область скелета человека.

Одним из недостатков предыдущих готовых моделей была слабая детализация. Поэтому было принято решение взять данные компьютерной томографии с реального человека для наиболее приближенной геометрии.

Моделирование геометрии кости – это первая ступень для решения задачи о напряжённо-деформированном состоянии методом конечных элементов. Для создания конечно-элементной модели бедренной кости использованы данные компьютерной томографии с реального человека из медицинского учреждения. Геометрическая модель была уточнена и сглажена при помощи 3Dмодели кости, полученной путём лазерного сканирования [19]. Для построения объёмной модели в конечно-элементном пакете ANSYS разработана программа, генерирующая последовательность ANSYS-команд.

Для хранения объемных 3D моделей и объектов чаще всего используется формат STL [20]. Все данные о модели записаны в качестве списка треугольных граней и их нормалей, описывающих ее поверхность. Однако для того, чтобы использовать такой объект для исследования и расчетов в инженерных программах необходимо построить твердотельную геометрию CAD модели. Используем данные с КТ и превращаем их в облако точек, затем по ним теперь можно построить STL геометрию. Затем с помощью программы ANSYS в модуле Space Claim данная STL модель может быть конвертирована в CAD модель, которая представляет собой твердотельную геометрию [21]. На рис. 2.3.1 продемонстрирована готовая 3D модель в ANSYS после всех вышеперечисленных преобразований.

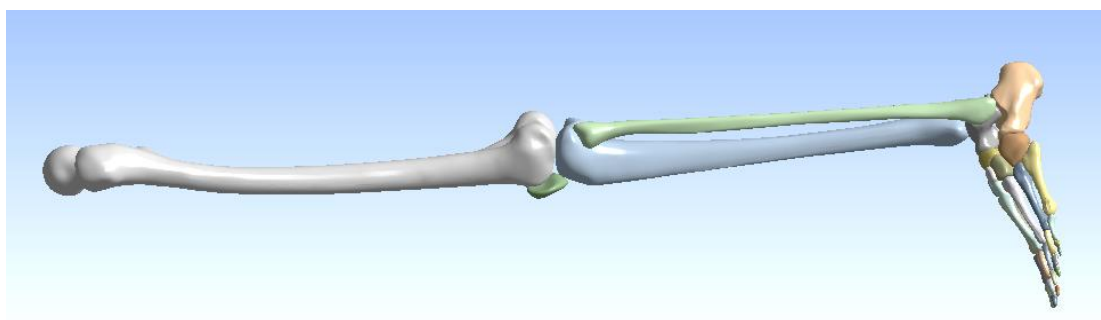


Рис. 2.3.1 Геометрия ноги человека

Поскольку планируется проводить исследование не на всей ноге, а на большеберцовой кости человека, необходимо выделить нужную часть (рис. 2.3.2), а затем построить сетку, установить граничные условия и задать нагрузку.

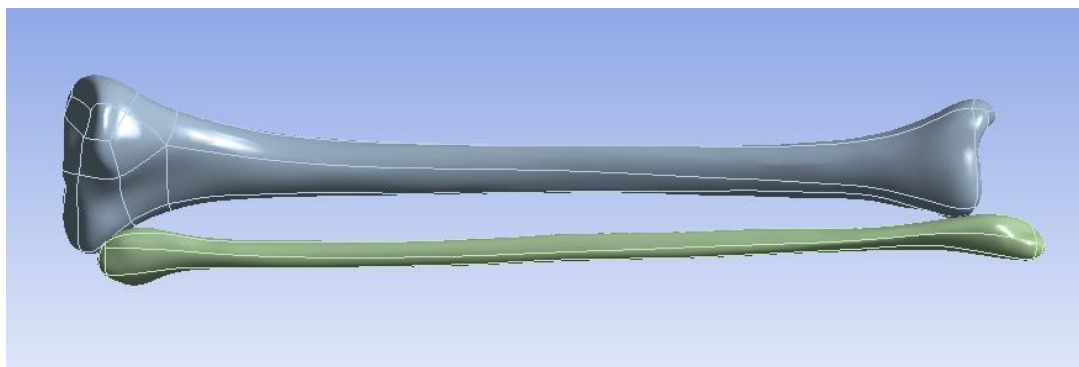


Рис. 2.3.2 Геометрия берцовой кости человека

Поскольку структурные элементы костной ткани имеют размеры 5–50 мкм, то требуется достаточно объёмное конечно-элементное разбиение соответствующей области, что приводит к ограничениям числительных ресурсов персонального компьютера. Поэтому для реализации вычислительной схемы в пакете ANSYS поставленная задача решалась в несколько этапов [22]. Сначала строилась «грубая» конечно-элементная сетка (рис. 2.3.3), решалась задача и определялись наиболее нагруженные области; далее в этих областях производилось уточнение конечно-элементной сетки около конкретных точек.

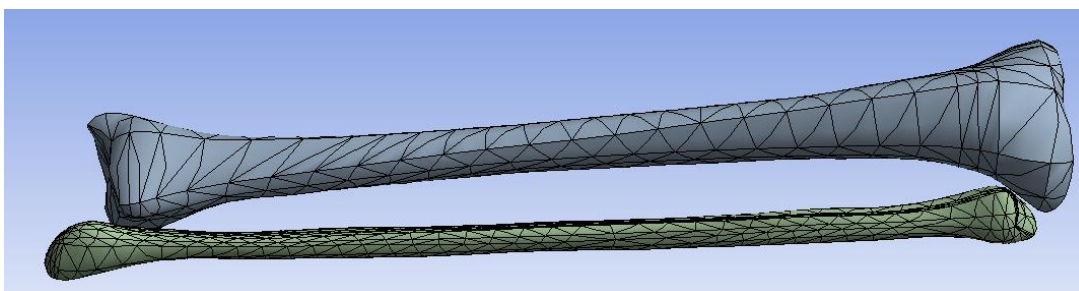


Рис. 2.3.3 Построение «грубой» сетки

Для этой цели разработана программа, которая на основании следующих данных:

- Количество узлов около точки, в которых происходит уточнение сетки;
- Степень уточнения сетки;

- Список точек, около которых производится уточнение сетки;
- Набор узлов конечно-элементной сетки, которую нужно уточнить генерирует набор ANSYS-команд для уточнения конечно-элементной сетки.

Так же можно воспользоваться функцией программы ANSYS Face Mesh для улучшения сходимости сетки, которая позволит в будущем получить более точные результаты при дальнейших исследованиях. Итоговый вариант построенной сетки после всех модификаций продемонстрирован на рис. 2.3.4.

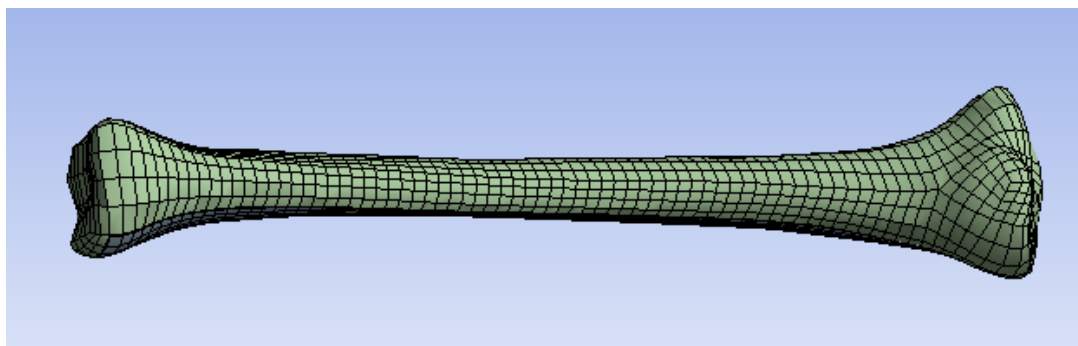


Рис. 2.3.4. Полученная сетка

Для задания граничных условий (рис.2.3.5) необходимо определить, где кость соприкасается с остальными костями. Эти места будут зафиксированы от перемещений и сдвигов.

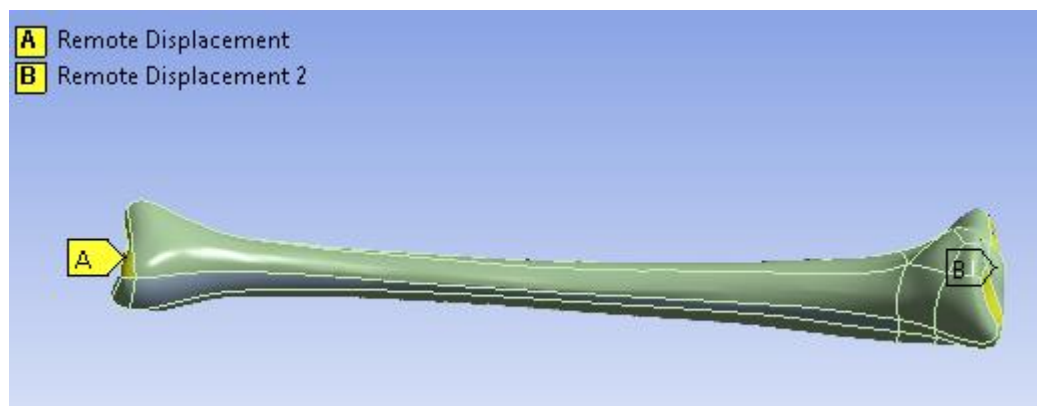
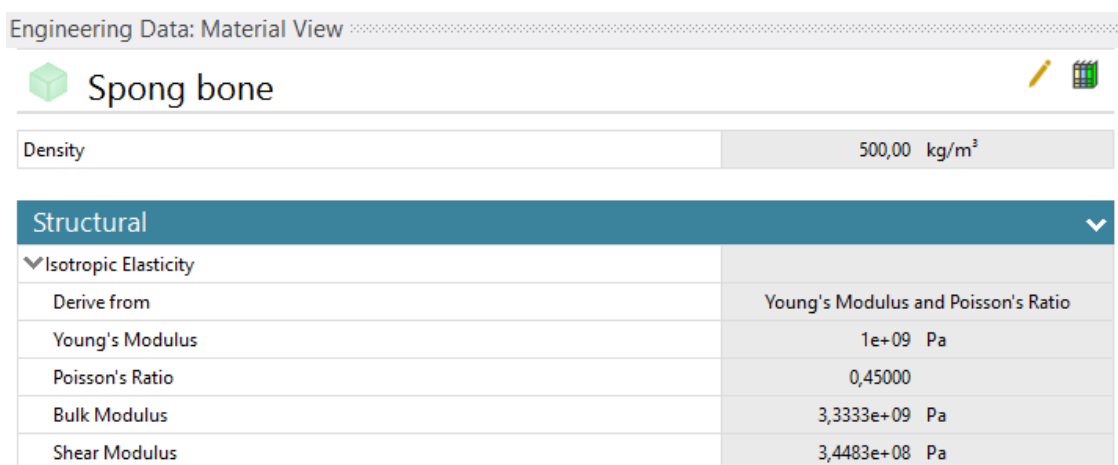


Рис. 2.3.5. Граничные условия

2.4. Исследование модели берцовых костей с изотропным материалом

Теперь переходим к заданию материала. Для начала создадим изотропный материал, приближенный к кости человека и применим его к нашей модели. Параметры материала были взяты из Главы 1, параграфа 1.5, а также представлены на рис. 2.4.1. Здесь представлены основные свойства материала – Модуль Юнга, Коэффициент Пуассона и Модуль Сдвига.



Engineering Data: Material View	
Spong bone	
Density	500,00 kg/m ³
Structural	
▼ Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	1e+09 Pa
Poisson's Ratio	0,45000
Bulk Modulus	3,3333e+09 Pa
Shear Modulus	3,4483e+08 Pa

Рис. 2.4.1. Параметры изотропного материала кости

После задания всех граничных условий, материала и нагрузки необходимо вывести результаты напряженно-деформированного состояния берцовой кости человека.

Далее была произведена серия расчета перемещений (рис. 2.4.2) деформаций (рис. 2.4.3) и напряжений (рис. 2.4.4) берцовой кости при различной нагрузке на переднюю часть большеберцовой кости при каждой ударной силе из Таблицы 2. Полученные результаты для ударной силы в 1 кН (для автомобиля весом в 1 тонну при скорости 3,6 км/ч) из программы ANSYS представлены ниже. На рис 2.4.2. можно заметить, что при ударе большеберцовая кость достаточно сильно прогибается, что в реальности может способствовать перелому или трещине.

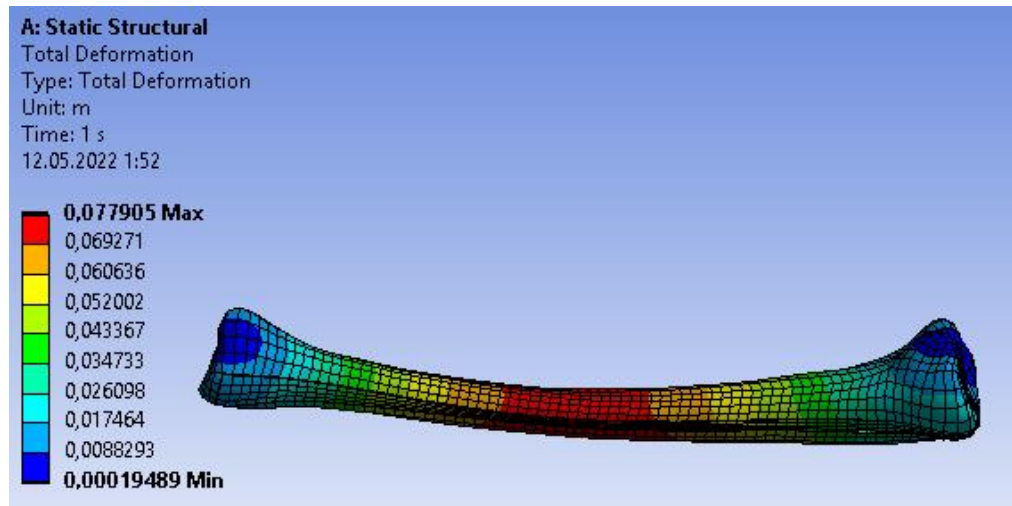


Рис. 2.4.2. Перемещения при нагрузке в 1 кН

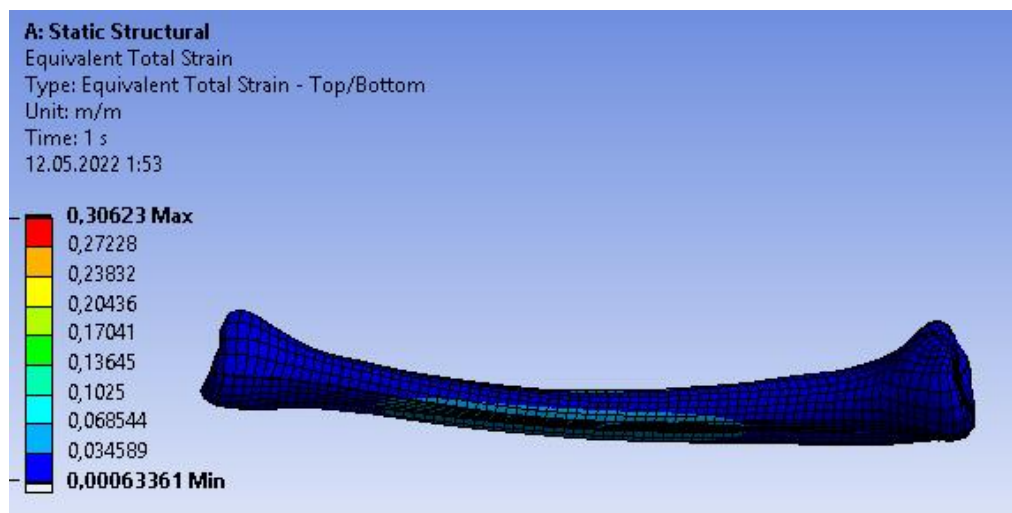


Рис. 2.4.3. Деформации при нагрузке в 1 кН

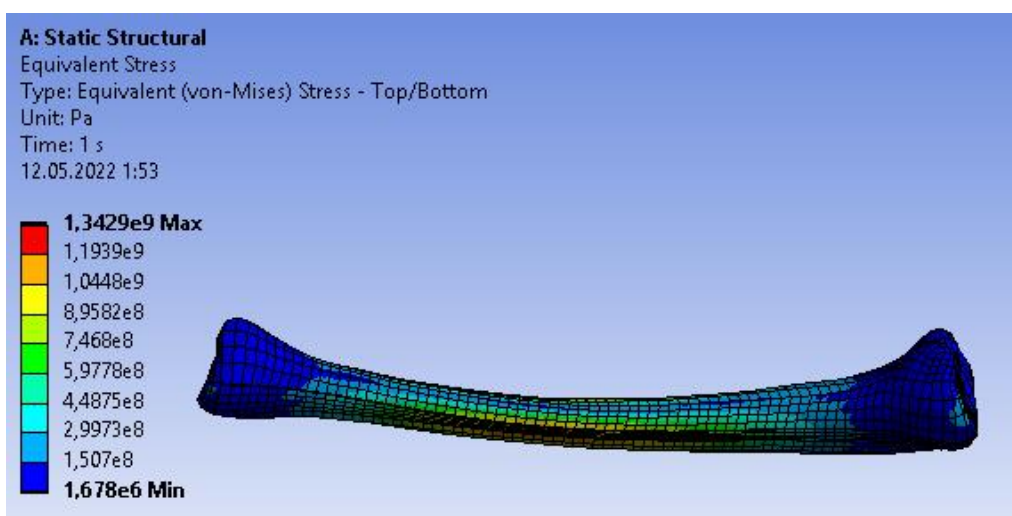


Рис. 2.4.4. Напряжения при нагрузке в 1 кН

Ниже представлены графики зависимости перемещений, деформаций и напряжений от ударной силы. Можно заметить, что чем выше величина нагрузки, тем сильнее происходят изменения в большеберцовой кости, а также что зависимость имеет линейный характер.

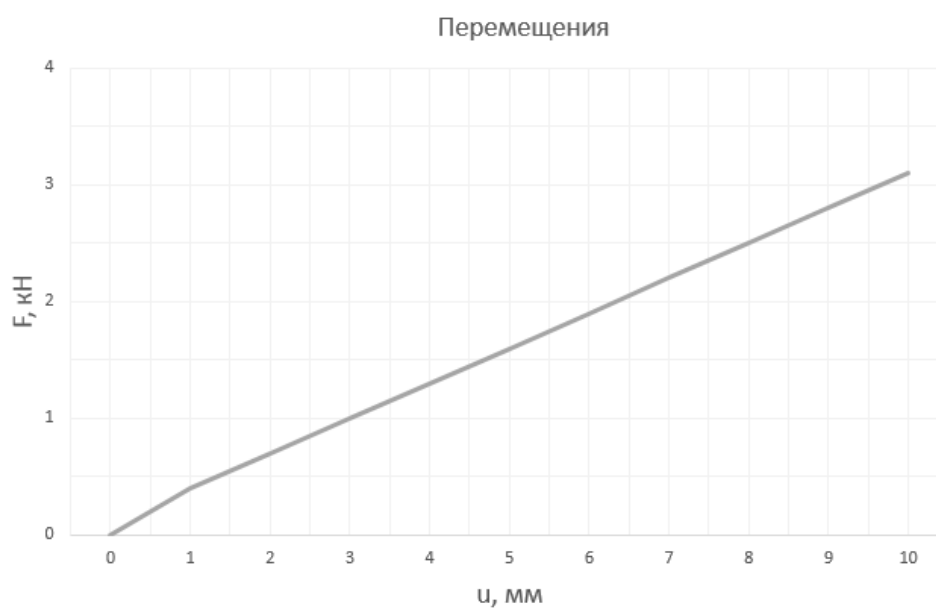


Рис. 2.4.5. График зависимости перемещения от нагрузки

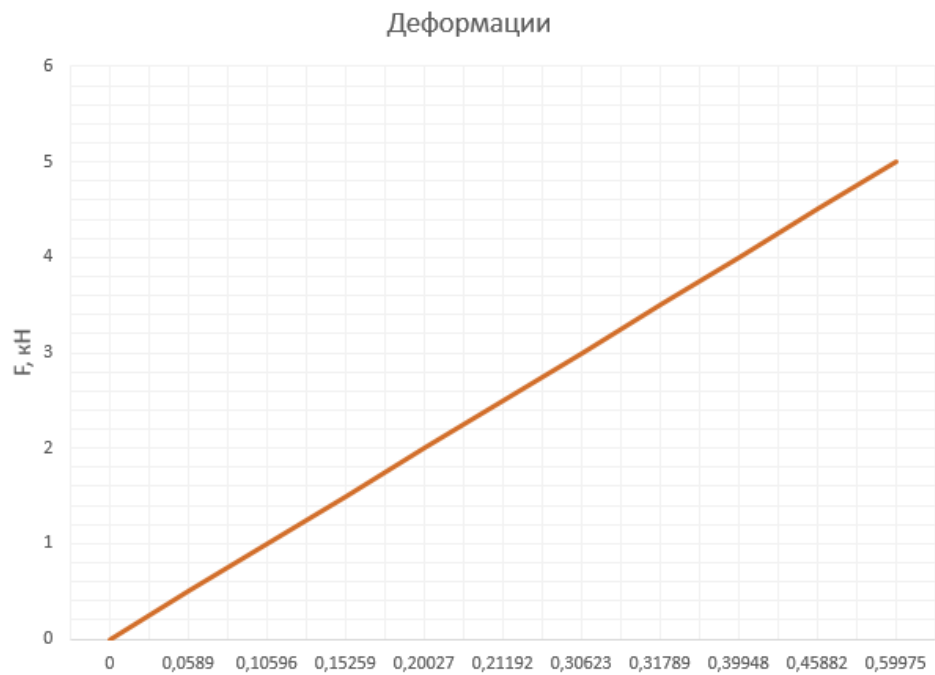


Рис. 2.4.6. График зависимости деформации от нагрузки

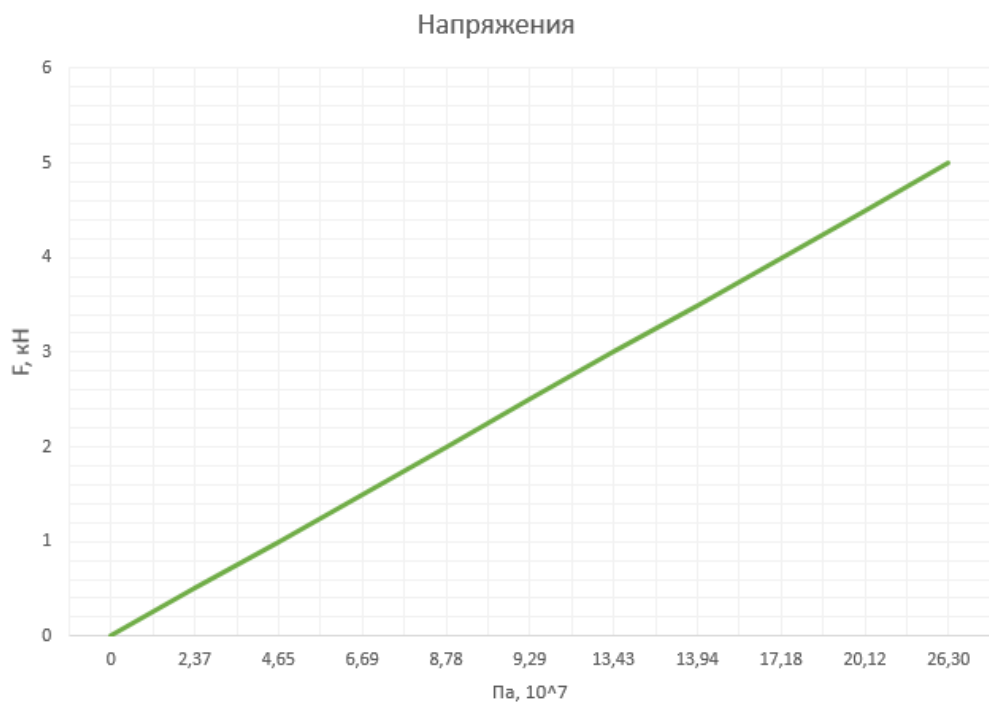


Рис. 2.4.7. График зависимости напряжения от нагрузки

Ниже представлено сравнение сходимости значений перемещений для модели большеберцовой кости из изотропного материала с

экспериментальными данными, которые были взяты из статьи [30] Yamada, H.: Strength of Biological Materials.

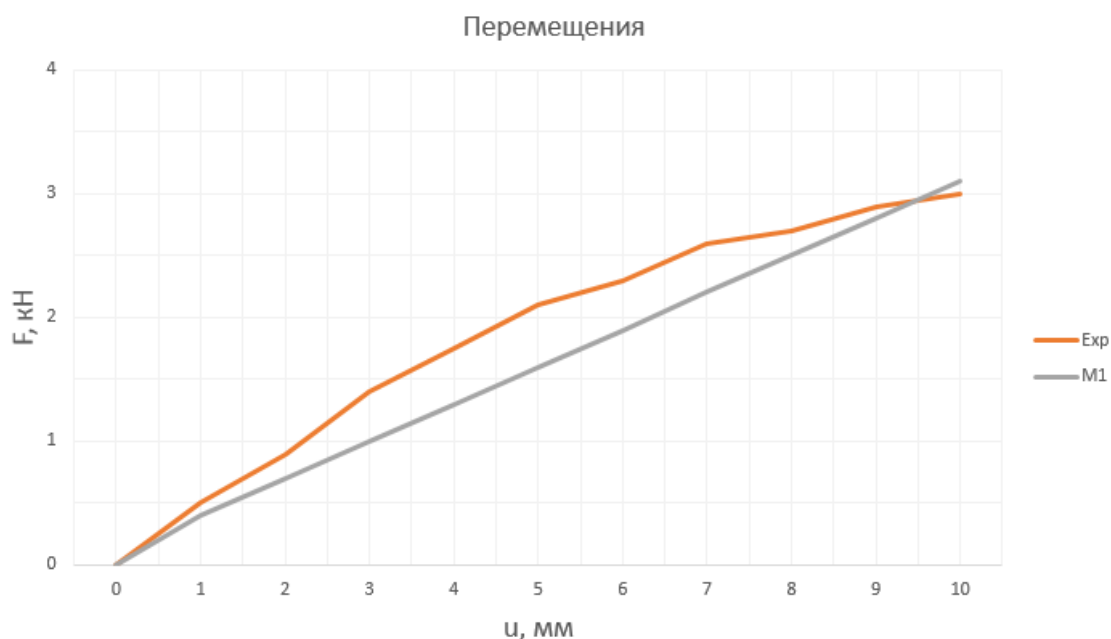


Рис. 2.4.8. Сравнение первого (изотропного) материала с экспериментальными данными

Можно отметить, что для модели из изотропного материала наблюдается линейная зависимость между приложенной ударной силой и перемещениями. Однако, результаты эксперимента имеют иную зависимость.

Средняя ошибка составляет примерно 16%, что является достаточно плохим результатом. В следующем параграфе введем параметры анизотропного материала, зададим направления и сравним насколько улучшится результат в этом случае.

2.5. Исследование модели берцовых костей с анизотропным материалом

Для использования анизотропного материала необходимо задать параметры по каждому направлению оси. Воспользуемся данными из статьи [12]. На рис. 2.5.1 перечислены параметры материала по осям X, Y, Z - Модуль Юнга, Коэффициент Пуассона и Модуль Сдвига. В изотропном материале отмечают три основных компоненты. В анизотропном благодаря разделению на оси получается девять компонент (по три для каждого основного параметра).

Material properties	Cortical bone	Trabecular bone
Young's modulus (MPa)	$E_x = 18.400$ (longitudinal)	
	$E_y = 7.000$ (transverse)	$E = 1.061$
	$E_z = 8.500$ (radial)	
Poisson's ratio	$\nu_{xy} = 0.12$	
	$\nu_{yz} = 0.37$	$n = 0.225$
	$\nu_{xz} = 0.14$	

Рис. 2.5.1. Свойства анизотропного материала

Рассмотрим кость как твердое тело, которое покрыто оболочкой, состоящей из анизотропного материала. Для этой оболочки зададим направления по длине кости с помощью функции Element Orientation в программе ANSYS. На рис. 2.5.2 показаны выбранные направления. Здесь красным цветом обозначена главная ось X, зеленым цветом – ось Y (перпендикулярная), синим – ось Z, которая является нормалью к костной оболочке.

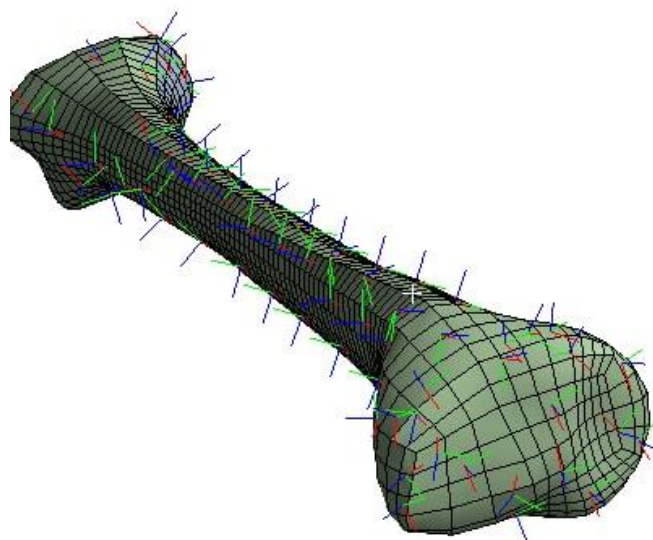


Рис. 2.5.2 Element orientation

Теперь задаем параметры в самой программе. На рис. 2.5.3. можно увидеть введенные значения для каждой компоненты.

Orthotropic Elasticity		
Young's Modulus X direction	18400	MPa
Young's Modulus Y direction	7000	MPa
Young's Modulus Z direction	8500	MPa
Poisson's Ratio XY	0,12	
Poisson's Ratio YZ	0,37	
Poisson's Ratio XZ	0,14	
Shear Modulus XY	3000	Pa
Shear Modulus YZ	3000	Pa
Shear Modulus XZ	3000	Pa

Рис. 2.5.3. Свойства материала в ANSYS

Граничные условия, нагрузка и прочее не изменилось, поэтому проводим перерасчет напряженно-деформированного состояния большеберцовой кости с полученным анизотропным материалом. На графике 2.5.4 можно увидеть результат сравнения модели с новым материалом и экспериментальными данными.

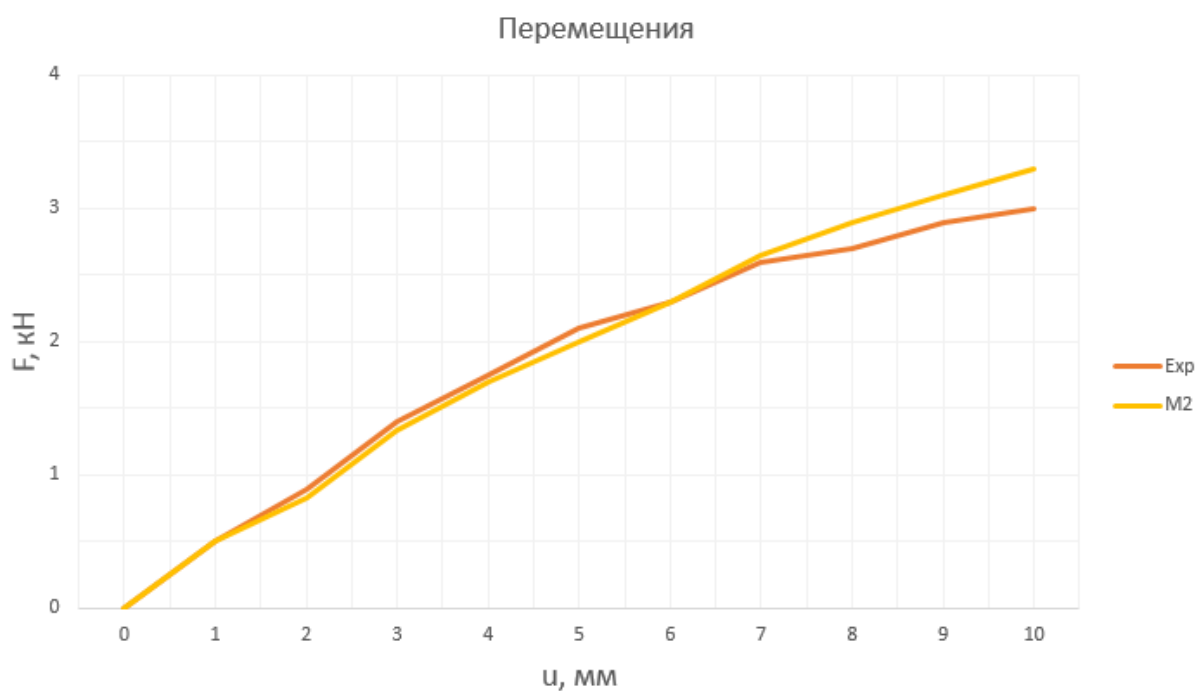


Рис. 2.5.4. Сравнение второго (анизотропного) материала с экспериментальными данными

Можно отметить, что для модели из анизотропного материала наблюдается схожая зависимость между приложенной ударной силой и перемещениями с экспериментом.

Средняя ошибка составляет примерно 5%, что является достаточно хорошим результатом.

2.6. Сравнение с экспериментальными данными, анализ результатов и выводы

В этом параграфе проведем сравнение полученных данных. На рис. 2.6.1. представлены графики зависимости перемещений от ударной силы при изотропном и анизотропном материале и экспериментальные данные. Наглядно видно, что результат, полученный для второго материала оказался ближе к эксперименту. Максимальное отклонение для изотропного материала составляет почти 28%, однако для анизотропного оно составляет не более

10%, что является лучшим результатом при учете, что среднее отклонение для первого материала около 16%.

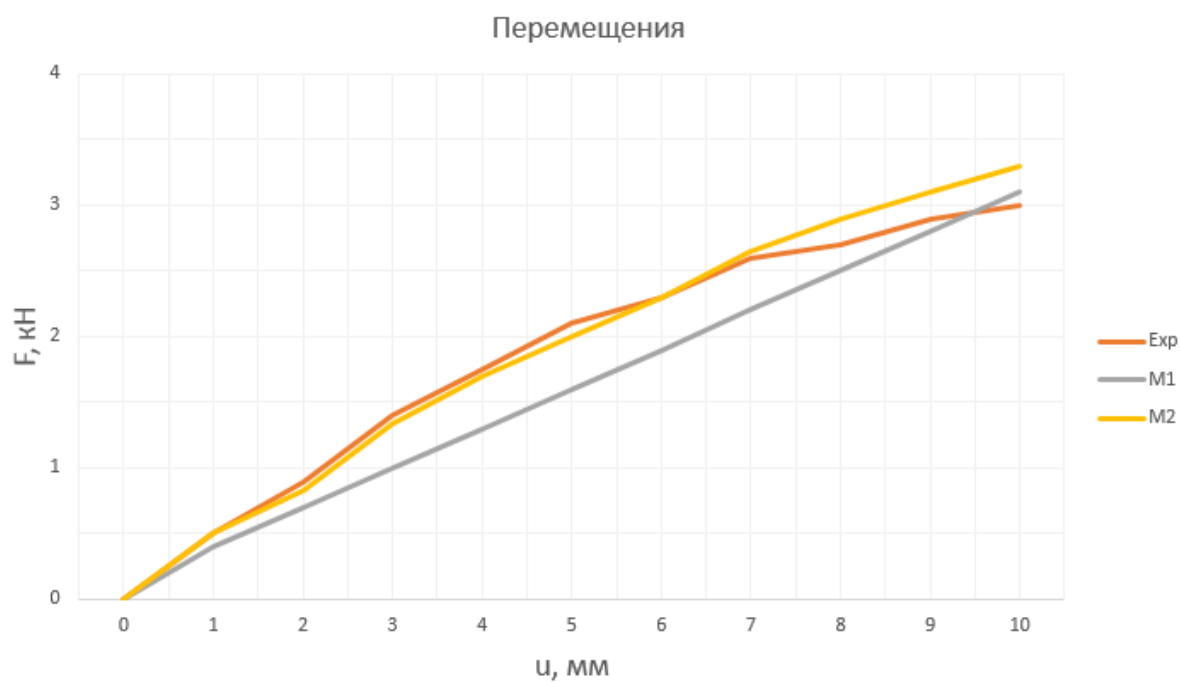


Рис. 2.6.1. Сравнение статических перемещений при изотропном (M1) и анизотропном (M2) материале с экспериментальными данными

На рис. 2.6.2. продемонстрированы результаты перемещений при динамической нагрузке 3 кН. У модели с изотропным материалом снова наблюдается линейная зависимость. Значения перемещений при анизотропном материале ближе к экспериментальным данным.

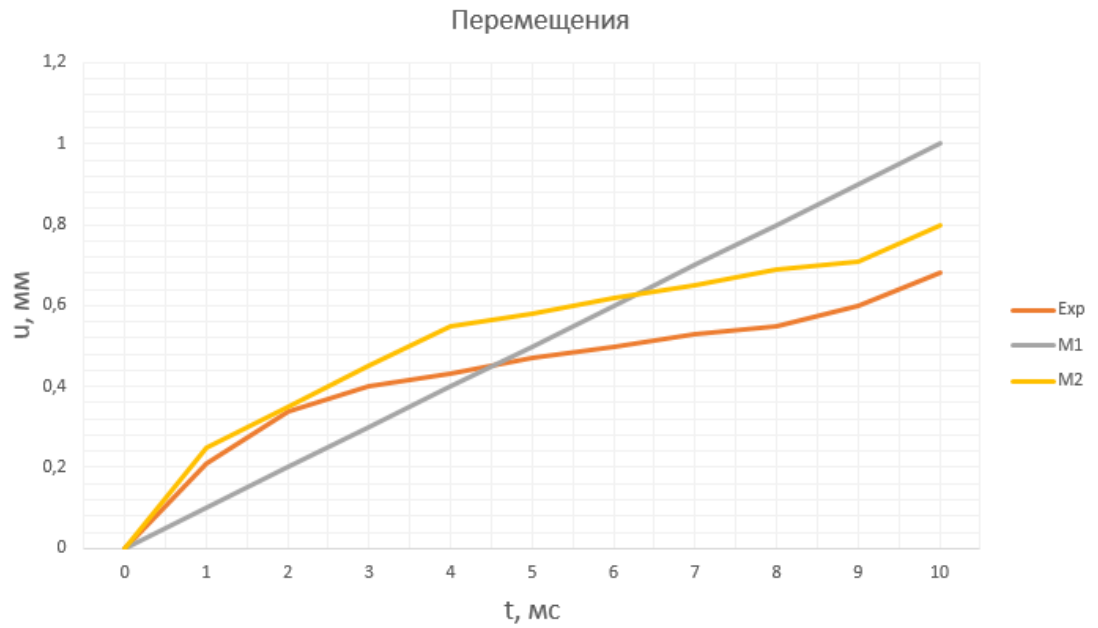


Рис. 2.6.2. Сравнение динамических перемещений при изотропном (M1) и анизотропном (M2) материале с экспериментальными данными

На рис. 2.6.3. продемонстрированы результаты динамической ударной силы.

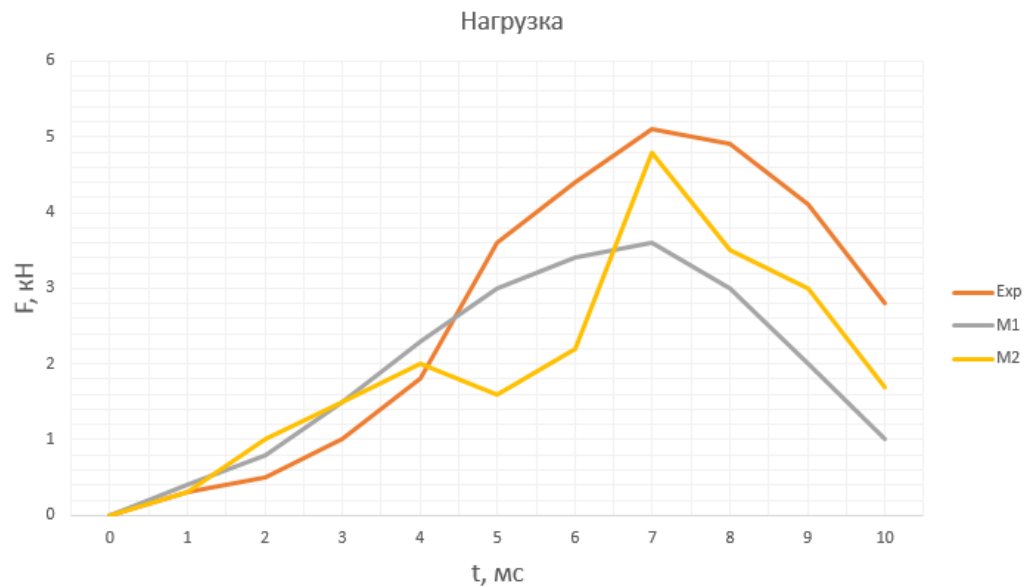


Рис. 2.6.3. Сравнение динамических перемещений при изотропном (M1) и анизотропном (M2) материале с экспериментальными данными

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения ВКР осуществлены следующие задачи:

- Изучена анатомия и параметры материала берцовых костей человека;
- Собраны и проанализированы экспериментальные данные;
- Изучены готовые аналогичные модели;
- Создана модель большеберцовой кости человека, которая учитывает сложную геометрию и структуру материала;
- Задана приближенную к реальным данным нагрузку;
- Произведены расчеты статической и динамической нагрузки для различных видов автомобилей и скоростей;
- Выполнено сравнение с экспериментальными данными.

Математическая модель большеберцовой кости, созданная в ходе текущего исследования, может быть использована для имитации механических испытаний на человеке при столкновении с автомобилем. Такие модели имеют большую значимость для снижения затрат на физическое тестирование путем предварительного выбора наиболее подходящего теста, условий или наиболее подходящей конструкции для окончательного механического испытания. Так же исследования в программе позволяет экономить на финансовых расходах. Созданный анизотропный материал можно использовать для получения более точных результатов компьютерных испытаний.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абгарян К. К., Колбин И. С. Расчёт теплопереноса в наноразмерных гетероструктурах / Известия ВУЗов. Материалы электронной техники, 2018. – том 21. № 3. – сс. 175–181
2. Ансеров Н.И. Артериальная система скелета человека. Труды третьего Московского медицинского института, вып.11, М., 1939, 3-96.
3. Апасова А.И., Чаклин В.Д. Переломы голени. Переломы костей и их лечение. Свердловск, 1936, 240-253.
4. Бабич Б.К. «О диафизарных переломах костей голени и их лечение». Ортопедия, травматология и протезирование. 1933, 4, 35-43.
5. Бернштейн А.М. Общая биомеханика. М., 1929.
6. Воробьев В.П. Анатомия человека. М., 1932, т.1.
7. Воробьев В.П., Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека. М.-Л., 1946, т.1-У.
8. Зернов Д.Н. «Руководство по описательной анатомии человека». Медгиз, М.-Л., 1938
9. Bianchi G., M. Harders, and G. Szekely, “Mesh topology identification for mass-spring models,” Med. Image Comput, 2003.
10. Bianchi G., B. Solenthaler, G. Szekely, and M. Harders, “Simultaneous topology and stiffness identification for mass-spring models based on FEM reference deformations,” Med. Image Comput, 2004.
11. Borges F., “Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines,” Plastic Reconstr. Surg., 1984.
12. Cotin S., H. Delingette, and N. Ayache, “Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation,” IEEE Trans. Vis. Comput, 1999.

13. Cristofolini and M. Viceconti, "Mechanical Validation of Whole Bone Composite Tibia Models," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 3, 2000, pp. 279-288. doi:10.1016/S0021-9290(99)00186-4
14. Dong XN, Acuna RL, Luo Q, Wang X. Orientation dependence of progressive post-yield behavior of human cortical bone in compression. *J Biomech*. 2012;45:2829–34.
15. Duda G., F. Mandruzzato, M. Heller, J. Goldhahn, R. Moser, M. Hehli, L. Claes and N. P. Haas, "Mechanical Boundary Conditions of Fracture Healing: Borderline Indications in the Treatment of Unreamed Tibial Nailing," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 5, 2001, pp. 639-650.
16. Duda G., F. Mandruzzato, M. Heller, J. P. Kassi, C. Khodadadyan and N. P. Haas, "Mechanical Conditions in the Internal Stabilization of Proximal Tibial Defects," *Clinical Biomechanics*, Vol. 17, No. 1, 2002, pp. 64-72.
17. Gasson P., "A finite element model of human skin for surgical simulation," Ph.D dissertation, 2008.
18. Gelder, "Approximate simulation of elastic membranes by triangulated spring meshes," *J. Graph. Tools*, 1998.
19. Kim and S.-H. Chang, "The Finite Element Analysis of a Fractured Tibia Applied by Composite Bone Plates Considering Contact Conditions and Time-Varying Properties of Curing Tissues," *Composite Structures*, Vol. 92, No. 2, 2010, pp. 2109-2118. doi:10.1016/j.compstruct.2009.09.051
20. Krone and P. Schuster, "An Investigation of Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur," *SAE International*, 2006, Paper No. 2006-01-0064.
21. Langer K., "On the anatomy and physiology of the skin I–IV," *Br. J. Plastic Surg.*, 1861 (translated and reprinted in 1978).

22. Levine R., "Injury to the Extremities," Springer-Verlag, Berlin, 1993, pp. 460- 491.
23. Mirzaali MJ, Schwiedrzik JJ, Thaiwichai S, Best JP, Michler J, et al. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. *Bone*. 2016;93:196–211
24. Perillo-Marcone, A. Alonso-Vazquez and M. Taylor, "Assessment of the Effect of Mesh Density on the Material Property Discretisation within QCT Based FE Models: A Practical Example Using the Implanted Proximal Tibia," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 6, No. 1, 2003, pp. 17-26.
25. Perillo-Marcone, D. S. Barrett and M. Taylor, "The Importance of Tibial Alignment: Finite Element Analysis of Tibial Malalignment," *Journal of Arthroplasty*, Vol. 15, No. 8, 2000, pp. 1020-1027.
26. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*. 1975;8:393–96.
27. Sepehri, A. R. Ashofteh-Yazdi, G. A. Rouhi and M. Bahari-Kashani, "Analysis of the Effect of Mechanical Properties on Stress Induced in Tibia," *Department of Mechanical Engineering, IFMBE Proceedings*, Vol. 35, 2011.
28. Shen and X.-L. Jin, "Improvement in Numerical Reconstruction for Vehicle-Pedestrian Accidents," *Journal of Automobile Engineering*, Vol. 222, No. 1, 2008, pp. 25-39.
29. Sepehri, A. R. Ashofteh-Yazdi, G. A. Rouhi and M. Bahari-Kashani, "Effect of Load Direction on Fracture Type in Tibia an FEM Analysis," *17th Iranian Conference of Biomedical Engineering (ICBME 2010)*, Isfaham, 3-4 November 2010.

30. Yamada, H.: Strength of Biological Materials. The Williams & Wilkins Co. 1970.

ПРИЛОЖЕНИЕ А. Параметры материала берцовых костей человека

Таблица А.1. Эластичность, текучесть и конечные свойства кортикального слоя бедренной кости человека

LONGITUDINAL DIRECTION	
ELASTIC MODULUS (MPA)	17,900 ± 3,900 ^b 18,160 ± 1,880 ^c
POISSON'S RATIO	0.62 ± 0.26 ^b
TENSILE YIELD STRESS (MPA)	71.56 ± 10.19 ^{c,f}
TENSILE YIELD STRAIN (%)	0.67 ± 0.04 ^{c,f}
TENSILE ULTIMATE STRESS (MPA)	135 ± 15.6 ^b 92.95 ± 10.07 ^c
TENSILE ULTIMATE STRAIN (%)	1.9 ± 0.6 ^c
COMPRESSIVE YIELD STRESS (MPA)	115.06 ± 16.36 ^{c,f}
COMPRESSIVE YIELD STRAIN (%)	0.98 ± 0.09 ^{c,f}
COMPRESSIVE ULTIMATE STRESS (MPA)	205 ± 17.3 ^b 153.59 ± 21.63 ^c
COMPRESSIVE ULTIMATE STRAIN (%)	1.3 ± 0.3 ^c
SHEAR MODULUS (MPA)	3,300 ± 400 ^c 6,070 ± 570 ^c
SHEAR YIELD STRESS (MPA)	40.95 ± 5.16 ^{c,f}
SHEAR YIELD STRAIN (%)	0.87 ± 0.04 ^{c,f}
SHEAR ULTIMATE STRESS (MPA)	65 ± 4.0 ^b 46.31 ± 5.82 ^c
TRANSVERSE DIRECTION	
ELASTIC MODULUS (MPA)	10,100 ± 2,400 ^b 5,650 ± 1,610 ^d 6,490 ± 3,220 ^e
POISSON'S RATIO	0.62 ± 0.26 ^b
TENSILE ULTIMATE STRESS (MPA)	53 ± 10.7 ^b
COMPRESSIVE YIELD STRESS (MPA)	41.8 ± 19.4 ^d 44.1 ± 21.1 ^e
COMPRESSIVE YIELD STRAIN (%)	0.83 ± 0.42 ^d 0.84 ± 0.23 ^e
COMPRESSIVE ULTIMATE STRESS (MPA)	131 ± 20.7 ^b 65.2 ± 13.8 ^d 63.1 ± 20.7 ^e