

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра математической теории упругости и биомеханики

**Применение возможностей биомеханического моделирования
для обоснования выбора оперативного вмешательства при переломах
различных отделов большеберцовой кости**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента(ки) 4 курса 431 группы

направления 01.03.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Пикулиной Анны Александровны

Научный руководитель

доцент, к.ф.-м.н., доцент

И.В. Кириллова

Зав. кафедрой

зав. кафедрой, д.ф.-м.н., профессор

Л.Ю. Коссович

Саратов 2025

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность. Переломы большеберцовой кости представляют собой серьезную проблему современного общества. Несмотря на прочность и способность кости выдерживать большие нагрузки, чрезмерные нагрузки могут приводить к ее повреждению. Согласно статистическим данным, на долю переломов диафиза большеберцовой кости приходится от 54,4% до 87,9% всех переломов голени.

Объект исследования: большеберцовая кость с установленными системами остеосинтеза.

Цель исследования: разработка биомеханической модели большеберцовой кости с установленными системами остеосинтеза, позволяющей:

- оценить надежность металлоконструкций;
- выявить преимущества той или иной системы остеосинтеза;
- провести выбор рациональной тактики хирургического лечения больных с переломами дистального отдела голени.

Для достижения цели исследования были поставлены следующие задачи:

1. Создание 3D-модели поверхности большеберцовой кости, построенной на основе КТ-изображений.
2. Построение твердотельной модели на базе созданной 3D-модели.
3. Задание механических свойств биологических и конструкционных материалов модели.
4. Расчет напряженно-деформированного состояния системы «кость-имплантат».
5. Анализ напряжений и деформаций системы «кость-имплантат».

В выпускной квалификационной работе (ВКР) предоставлены 3 основных главы, где у каждой есть свои под главы.

В первой главе рассматриваются «Общие анатомические сведения и варианты хирургического лечения» объекта исследования.

Во второй главе изучается «Биомеханическое моделирование костей голени», включающее в себя математическую постановку задачи, задание основных нагрузок и граничных условий, а также механические свойства материалов биологического и фиксирующего характера.

Третья глава «Построении трехмерных моделей» содержит описание построения твердотельной системы «кость-имплантат» и конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) объекта исследования.

Основное содержание работы

Для моделирования механического поведения большеберцовой кости в данной исследовательской работе используются упругие характеристики такие как модуль Юнга и коэффициент Пуассона.

Для компактной костной ткани модуль Юнга применяется равным $E = 17$ ГПа, коэффициент Пуассона - $\nu = 0,3$.

Для моделирования кортикальной костной ткани большеберцовой кости используются модуль Юнга, который равен $E = 20$ ГПа. А также коэффициент Пуассона $\nu = 0,3$.

Для моделирования металлических фиксирующих пластин и винтов, используемых в медицинских имплантатах, будут применены свойства титанового сплава, который обладает высокой прочностью и биосовместимостью: модуль Юнга $E = 110$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu = 0,3$.

Для проведения всестороннего анализа механического поведения системы «кость-имплантат» так же необходимо учесть определённые граничные условия и нагрузки, которые будут заданы на границе области. Эти условия играют критически важную роль в понимании того, как модель будет реагировать на различные механические воздействия.

1. Фиксация с переднелатеральной пластиной

В первой серии экспериментов, связанных с переднелатеральной пластиной.

На дистальном конце кости устанавливается условие жёсткого закрепления, описываемое уравнением (1).

$$u = 0, \quad (1)$$

где u - вектор перемещений.

На проксимальном конце модели действует вертикальная нагрузка, которая предназначена для моделирования физиологических воздействий, с которыми кость сталкивается в процессе повседневной активности. Значение вертикальной нагрузки было выбрано в размере 400 Н, что эквивалентно половине веса человеческого тела,

Фиксация большеберцовой кости осуществляется с помощью переднелатеральной пластины длиной 220 мм, которая крепится дистально с помощью четырех угловых винтов диаметром 3,5 мм и длиной 40 мм. Это решение обеспечивает необходимую стабильность и поддержку в области дефекта, что критически важно для успешного заживления кости и восстановления ее функциональности. Применение такой конструкции позволяет минимизировать риск смещения костных фрагментов и обеспечивает оптимальные условия для формирования новой костной ткани.

2. Фиксация с дополнительной медиальной пластиной

Во второй серии экспериментов, которая включает использование дополнительной медиальной реконструктивной пластины, поставим граничные условия аналогичные экспериментам с переднелатеральной пластиной.

В этом случае фиксация большеберцовой кости осуществляется с помощью комбинации переднелатеральной пластины длиной 220 мм и дополнительной реконструктивной медиальной пластины длиной 190 мм. Использование двух пластин позволяет создать более прочную и стабильную конструкцию, которая лучше выдерживает различные виды нагрузок, возникающих в процессе реабилитации.

Дистально на медиальной пластине устанавливаются два угловых винта диаметром 3,5 мм и длиной 40 мм, а проксимально — два угловых винта диаметром 3,5 мм и длиной 30 мм. Таким образом, на дистальном конце большеберцовой кости задаётся условие полного закрепления, что моделирует фиксацию этого участка во время хирургического вмешательства.

3. Фиксация с медиальной пластиной

В данной серии устанавливается только одна пластина с медиальной стороны с длиной 191 мм. Все нагрузки и граничные условия остаются аналогичны прежним. Меняется только фиксация кости с использованием медиальной пластины. В нее вводятся 4 винта с угловой стабильностью диаметром 3,5 мм и длиной 40 мм, дистально на высоте 10 мм

от суставной щели и трех винтов с угловой стабильностью с проксимальной стороны.

4. Фиксация с дополнительно переднелатеральной пластиной

Как упоминалось ранее вся математическая постановка задачи остается прежней, так же фиксация медиальной пластины остается такой же. Единственное отличие — это добавление переднелатеральной реконструктивной пластины, как дополнение в системе фиксации.

В данной дипломной работе предполагается сравнение 1 и 2 серии, 3 и 4 серии. Но для анатомически стабильной и реалистичной модели к этим парам добавляется еще 2 серии с добавлением интактной малоберцовой кости для каждой из серий. В итоге получится 8 моделей для исследования.

Рассматриваемые задачи относятся к классу статических задач теории упругости. И для таких задач, необходимо выписать постановку задачи, рассматриваемую в биомеханическом моделировании.

Система основных уравнений статических задач теории упругости:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (2)$$

$$\varepsilon_{ik,jl} + \varepsilon_{jl,ik} - \varepsilon_{il,jk} - \varepsilon_{jk,il} = 0, \quad (3)$$

$$\sigma_{ij} = \lambda \theta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}, \quad (4)$$

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (5)$$

где $i, j = 1, 2, 3$, ε_{ij} - компоненты тензора деформаций, u_i - компоненты вектора перемещений, σ_{ij} - компоненты тензора напряжений, λ и μ - упругие константы Ламе, характеризующие физические свойства материала, $\theta = u_{i,i}$ - объемная деформация (след тензора деформаций), δ_{ij} - символ Кронекера (единичный тензор второго ранга).

Для достижения поставленной цели необходимо определить напряжённо-деформированное состояние большеберцовой кости с циркулярным дефектом, Исследование будет проводиться для двух различных вариантов фиксации, а именно:

- 1) установка переднелатеральной пластины;

- 2) установка переднелатеральной и реконструктивной пластин;
- 3) установка медиальной пластины;
- 4) установка медиальной и реконструктивной пластин.
- 5) – 8) добавление малоберцовой кости и межкостной мембраны.

Математическая модель, используемая для решения этой задачи, включает в себя несколько ключевых уравнений, которые описывают механическое поведение материала и его реакцию на приложенные нагрузки. Эти уравнения были представлены ранее (2)–(5).

Так же следует учесть, что напряжение по Мизесу можно вычислить по главным напряжениям (6) [23].

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}, \quad (6)$$

где $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ – главные напряжения

Таким образом, задача требует решения для каждого из двух вариантов фиксации перелома, что позволит провести детальный анализ механической устойчивости каждого из подходов.

Для реализации сравнения НДС необходимо построить модель «кость-имплантат». Которая включает в себя все вышеупомянутые виды фиксации. Трехмерное моделирование выполнялось в CAD-системе **SolidWorks**.

Так как для уточнения модели было решено добавить межкостную мембрану. В силу ее механических характеристик и анатомических особенностей, было решено создать часть этой модели в пакете **ANSYS Workbench** в виде пружин, что представлено на рисунке 1.

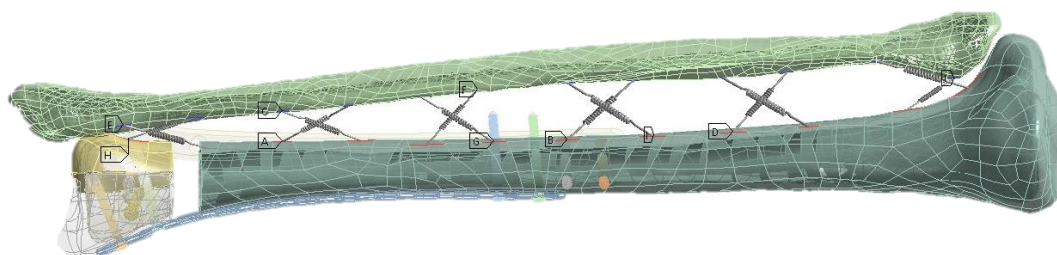


Рисунок 1 – Модель Большеберцовой и малоберцовой кости с межкостной мембраной

Далее в ANSYS была создана конечноэлементная сетка. После формирования сетки были заданы граничные условия и нагрузки, соответствующие физиологическим условиям для решения задачи НДС.

Сама задача для этапа конечного анализа была разделена на две части. Первая заключалась в рассмотрении нагрузок и напряжений на большеберцовую кость с системой фиксаций двух пластин: реконструктивной и переднелатеральной; реконструктивной и медиальной. Вторая задача была схожа с первой, за исключением того, что в ней оставалась только одна переднелатеральная пластина или медиальная пластина, которая несла в себе основную нагрузку.

Анализ распределения напряжений в большеберцовой кости при использовании двух вариантов пластинчатой фиксации показал, что в случае применения реконструктивной и переднелатеральной пластин максимальные эквивалентные напряжения в кости не превышали 295 МПа. В то же время, при использовании только переднелатеральной пластины, максимальные напряжения в кости достигали 493,79 МПа. Для уточненных моделей с межкостной пластиной результаты исследований были следующими. Для модели с системой фиксации переднелатеральной и реконструктивной пластины с мембраной максимальные напряжения равны 281,1 МПа. А для модели только с переднелатеральной пластиной и мембраной, получились 322,9 МПа.

Для фиксации 3 и 4 серии (медиальной и медиальной с дополнительно установленной реконструктивной пластиной), численный анализ показал, что в случае установки одной пластины, напряжения составили 559,67 МПа. Но с установкой двух пластин максимальные напряжения уже составили 231,91 МПа. Для уточненных моделей расчеты составили: с одной пластиной – 314,61 МПа; с двумя пластинами – 229,79 МПа.

Для более структурированной записи все выше приведенные результаты можно увидеть в таблице 1.

Таблица 1 – Эквивалентные напряжения для фиксаций переломов большеберцовой кости

Фиксация	Без малоберцовой кости, МПа	С малоберцовой костью, МПа
Переднелатеральная	493,79	322,9
Переднелатеральная и медиальная (реконструктивная)	295	281,1
Медиальная	559,67	314,61
Медиальная и реконструктивная	231,91	229,79

Использование двух пластин значительно снижает напряжения в кости, что может иметь решающее значение для предотвращения осложнений.

Моделирование пары большеберцовой и малоберцовой кости с межкостной мембраной между ними позволяет более точно учитывать анатомические особенности и механические взаимодействия в данной области. И в результате проведенного анализа напряжения для данных моделей продемонстрировали более оптимальные результаты, что свидетельствует о повышении механической устойчивости конструкции.

Проведенный конечноэлементный анализ демонстрирует преимущества использования двух пластин 2 и 4 серии (реконструктивной и переднелатеральной; реконструктивной и медиальной) и межкостной мембраны как дополнительно фиксирующей части по сравнению с остальными сериями фиксаций переломов большеберцовой кости.

Применение двух пластин обеспечивает более равномерное распределение напряжений в кости, что приводит к снижению максимальных значений эквивалентных напряжений. Высокие напряжения могут вызвать дополнительные повреждения кости или привести к осложнениям в процессе заживления, поэтому когда нагрузки распределяются более равномерно, риск

возникновения перегрузок, которые могут негативно сказаться на восстановлении, значительно снижаются.

Меньшие деформации в области перелома также свидетельствуют о том, что нагрузки распределяются более эффективно. Это означает, что структура кости получает поддержку в наиболее уязвимых местах, что способствует более безопасному заживлению быстрее и с меньшими шансами на осложнения, такие как неправильное сращение или повторные переломы. Снижение деформации помогает избежать ненужного стресса на окружающие ткани, что может привести к уменьшению болевого синдрома и улучшению общего состояния пациента. Такой подход к фиксации переломов может значительно ускорить процесс реабилитации и вернуть пациента к активной жизни.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Высокая частота переломов большеберцовой кости и сложность их лечения требуют внедрения современных персонализированных подходов. Одним из наиболее перспективных направлений является применение методов биомеханического моделирования, позволяющих учитывать индивидуальные анатомические особенности каждого пациента.

Применение методов биомеханического моделирования становится особенно актуальным за счет создания индивидуальных трехмерных моделей кости на основе данных компьютерной томографии. Такие модели точно воспроизводят анатомию пациента, что существенно улучшает предоперационное планирование и повышает точность хирургического вмешательства.

Важным преимуществом биомеханического моделирования является возможность прогнозирования поведения костно-имплантатной системы в послеоперационном периоде. Это позволяет не только минимизировать риск осложнений, но и оптимизировать процесс реабилитации.

Численное моделирование различных видов нагрузки на кость предоставляет возможность провести анализ различных вариантов оперативного вмешательства. За счет этого хирург может выбрать оптимальный метод остеосинтеза и тип имплантата, минимизируя риски послеоперационных осложнений и улучшая исходы лечения.

Результаты проведенного анализа в рамках бакалаврской работы показали, что использование двух пластин для фиксации перелома обеспечивает более равномерное распределение напряжений и меньшие деформации в области перелома по сравнению с однопластинчатой фиксацией. Особенно положительный эффект достигается при комплексном учете полной анатомической фиксации за счет большеберцовой, малоберцовой костей и межкостной мембраны. Полученные данные подтверждают, что комбинированный подход обеспечивает более стабильные условия для костной выживаемости.

Эти результаты имеют существенное практическое значение для оптимизации хирургической тактики, выбора типа и расположения фиксирующих систем

Таким образом, внедрение биомеханического моделирования в практику лечения переломов костей представляет собой перспективное направление, способствующее персонализации лечения и улучшению его результатов. Это не только повышает качество медицинской помощи, но и способствует более быстрому восстановлению пациентов, снижая время реабилитации и улучшая их качество жизни. В дальнейшем развитие технологий моделирования и их интеграция в клиническую практику могут привести к значительным улучшениям в области травматологии и ортопедии, открывая новые горизонты для эффективного лечения и реабилитации пациентов с переломами костей.