

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

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

Кафедра математической теории упругости и биомеханики

**Биомеханическое исследование стабильности аппаратов внешней
фиксации на дистальном отделе большеберцовой кости**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студентки 4 курса 431 группы

направления 01.03.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Мулдашевой Алины Мирболатовны

Научный руководитель
профессор, д.ф.-м.н., доцент

Д.В. Иванов

Зав. кафедрой
зав. кафедрой, д.ф.-м.н., профессор

Л.Ю. Коссович

Саратов 2025

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность. Травмы нижних конечностей, особенно переломы большеберцовой кости, являются распространенными, и их лечение требует эффективных методов фиксации. Переломы всех длинных трубчатых костей встречаются часто, из них 20-37% приходится на большеберцовую кость. Такие переломы представляют собой серьезную проблему современного общества. Несмотря на значительные успехи хирургического реконструктивного лечения, существуют проблемы с его эффективностью.

В рамках данного исследования была разработана методика оценки напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «кость – имплантат». Эта методика позволяет провести сравнительный анализ различных вариантов расположения стержней-шурупов в большеберцовой кости. При этом, меняя их расположение в аксиальной и боковой плоскости кости.

Объектом исследования является большеберцовая кость и стержни-шурупы.

Предметом исследования является биомеханические модели большеберцовой кости и стержней-шурупов.

Целью исследования является разработка биомеханической модели и оценка напряженно-деформированного состояния большеберцовой кости человека, а также выбор оптимального с позиций биомеханики расположения стержней-шурупов.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

1. Разработка трехмерной поверхностной модели большеберцовой кости человека, основанной на данных компьютерной томографии.
2. Построение твердотельной модели большеберцовой кости на базе созданной трехмерной поверхностной модели.
3. Расположение стержней-шурупов в модели большеберцовой кости.
4. Анализ напряжений и деформаций в биомеханической модели большеберцовой кости и стержнях-шурупах для оценки риска их повреждения.

В исследовании для моделирования стержней-шурупов и окружающих костных структур были использованы пакеты программного обеспечения, такие как система конечно-элементного анализа ANSYS, система автоматизированного проектирования SolidWorks и система обработки компьютерных томограмм Mimics.

В выпускной квалификационной работе (ВКР) представлены 4 основные главы, где у каждой есть свои под главы.

В первой главе «Обзор литературы» по теме данной работы.

Во второй главе рассматривается «Медицинская постановка задачи», включающая в себя анатомию исследуемого объекта.

В третьей главе исследуются «Материалы и методы», включающая в себя постановку задачи, задание нагрузок, граничных и контактных условий, механические свойства материалов, сеточную сходимость, а также конечно-элементный анализ.

Четвертая глава посвящена результатам проделанной работы.

Основное содержание работы

Диафизарный стержень-шуруп использовался в качестве стержневого фиксатора с внешним диаметром резьбы 6 мм, внутренним диаметром 4,5 мм и шагом резьбы 2 мм.

Фиксация стержня-шурупа в нижней части большеберцовой кости происходит на расстоянии 30 мм и 100 мм от голеностопного сустава. Чтобы лучше понять, как это выглядит, проведем аналогию с циферблатом часов, где стрелки указывают на 12 и 6. Это базовое положение обозначено желтым цветом на рисунке 7. Повернув стержень-шуруп влево и вправо на 30 градусов, относительно этого положения, то он окажется в новых позициях, которые можно соотнести с цифрами на циферблате. Стержень-шуруп будет находиться в положениях, соответствующих часам 1-7 и 11-5 на циферблате, как показано зеленым цветом на рисунке 1.

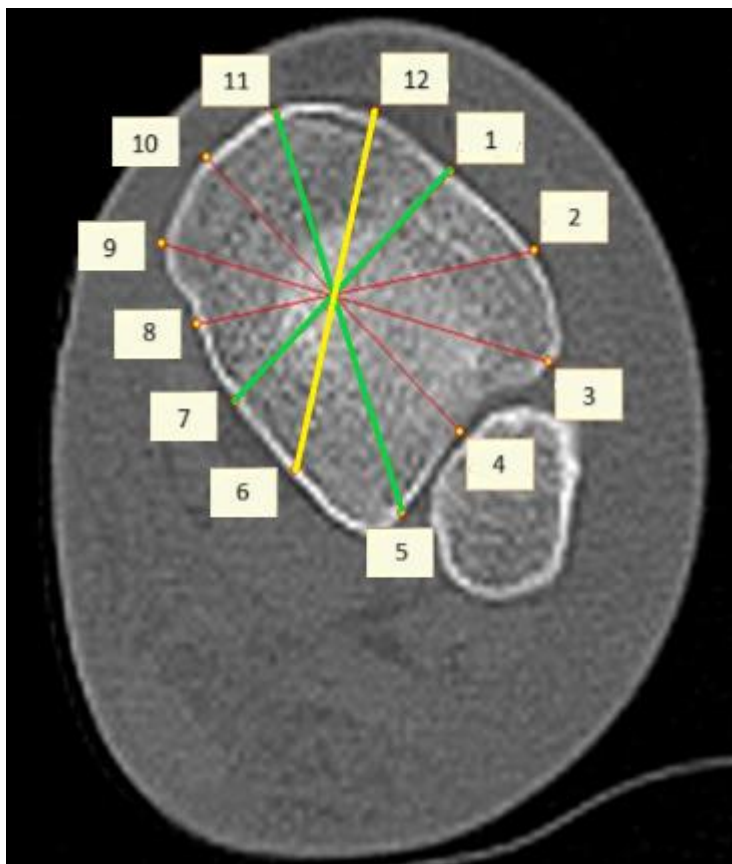


Рисунок 1 – Циферблат на срезе большеберцовой кости

В данной работе показаны три варианта расположения стержней-шурупов относительно циферблата часов, так как они являются анатомически правильными, другие расположения нам не подходят. Три варианта расположения стержня-шурупа в соответствии с циферблатом часов 12-6, 1-7, 11-5 показаны на рисунке 2.

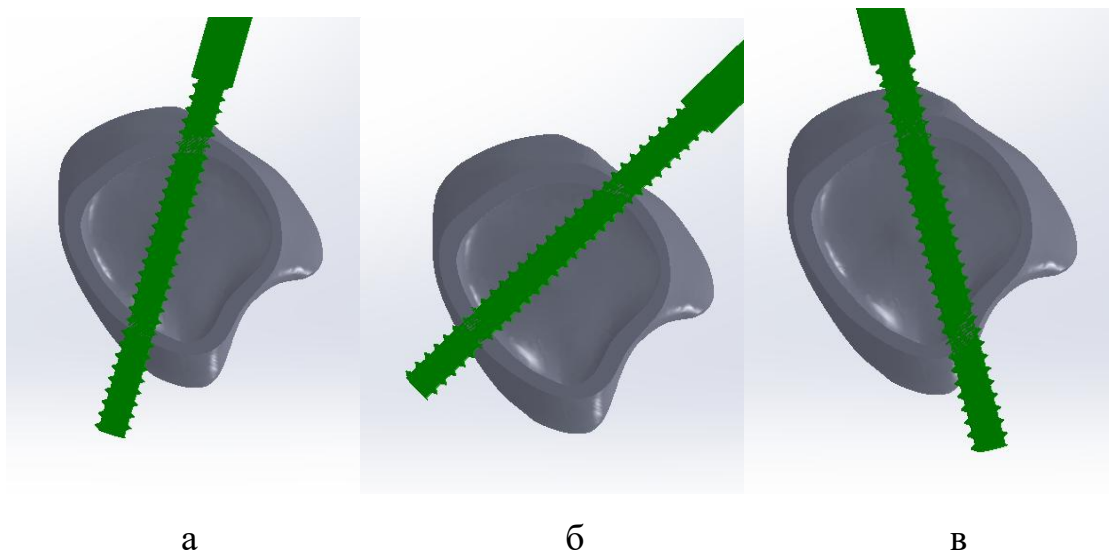
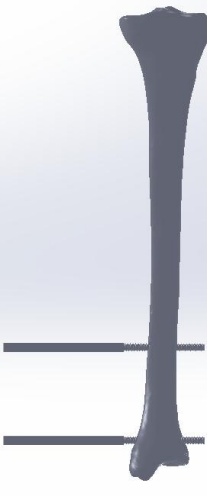


Рисунок 2 – Расположение стержня-шурупа в соответствии с циферблатом часов: а – 12 и 6; б – 1 и 7; в – 11 и 5

Также изменялся угол наклона стержня-шурупа в боковой плоскости большеберцовой кости относительно ее продольной оси. У верхнего стержня-шурупа угол наклона составлял 90° или 120° , а у нижнего – 90° или 70° . На рисунке 9 показано положение стержней-шурупов под углами 120° и 70° градусов к продольной оси кости.

В таблице 1 представлены варианты расположения стержней-шурупов с разными углами наклона.

Таблица 1 – Расположение стержней-шурупов с разным углом наклона

	Угол наклона в градусах		
Верхний стержень-шуруп	90	90	120
Нижний стержень-шуруп	90	70	70
Рисунок с положением стержней-шурупов			

Система основных уравнений представляет собой математическую модель, позволяющую корректно описать статическое напряженно-деформированное состояние в рамках теории упругости.

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

$$\varepsilon_{ik,jl} + \varepsilon_{jl,ik} - \varepsilon_{il,jk} - \varepsilon_{jk,il} = 0, \quad (2)$$

$$\sigma_{ij} = \lambda \vartheta \delta_{ij} + 2\mu \varepsilon_{ij}, \quad (3)$$

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (4)$$

где $i, j = 1, 2, 3$, ε_{ij} – компоненты тензора деформаций, u_i – компоненты вектора перемещений, σ_{ij} – компоненты тензора – компоненты напряжений, λ и μ – упругие константы Ламе, характеризующие физические свойства

материала, $\vartheta = u_{i,i}$ – объемная деформация (след тензора деформаций), δ_{ij} – символ Кронекера (единичный тензор второго ранга).

Решалась статическая задача биомеханики о напряженно-деформированном состоянии системы «кость – стержень-шуруп».

Материалы, которые использовались в модели, обладают свойством изотропии. Модуль упругости кортикальной кости составлял 17 000 МПа, коэффициент Пуассона 0,3, модуль Юнга губчатой костной ткани 700 МПа, коэффициент Пуассона 0,2. Для стержня-шурупа из титанового сплава с модуль Юнга составлял 106 ГПа, а коэффициент Пуассона 0,33.

Исследовалась сеточная сходимость по методу локальной сходимости. Итоговая вычислительная сетка для каждой модели содержала порядка 1 миллиона узлов и 800 тысяч элементов.

Конечно-элементное моделирование производилось в программном обеспечении ANSYS. На рисунке 3 изображено, как прикладывалась нагрузка на стержень-шуруп равная 100 Н (Force). Эта нагрузка прикладывалась к поверхности каждого стержня-шурупа по направлению вдоль его тела. Закрепление было произведено к нижней поверхности большеберцовой кости (Fixed Support).

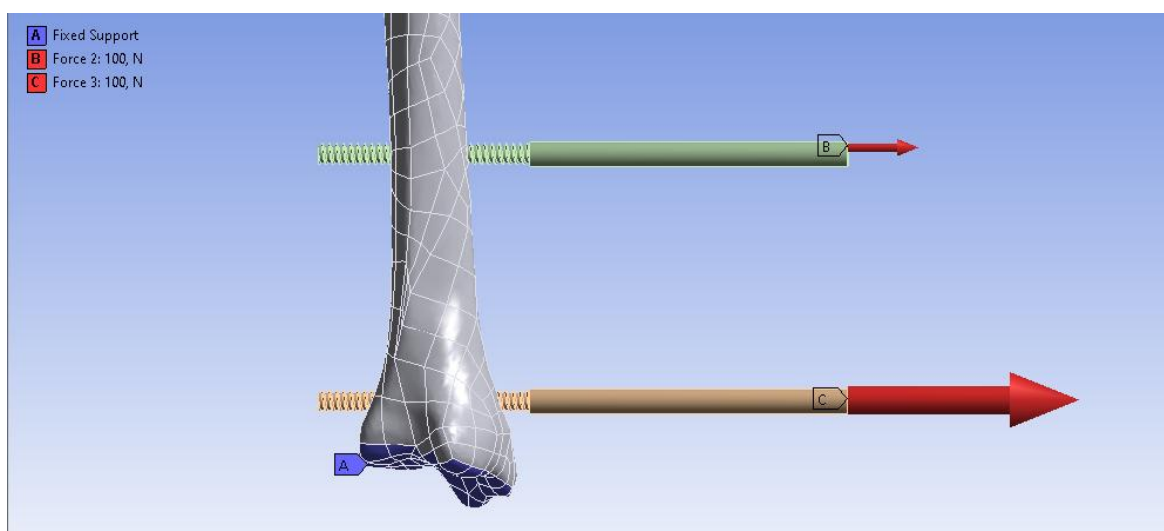


Рисунок 3 – Граничные условия в ANSYS

Для оценки результатов производимых расчетов должен быть известен предел прочности каждого элемента модели. Предел прочности – механическое напряжение, выше которого происходит разрушение материала. Это пороговая величина, превышая которую механическое напряжение разрушит некое тело из конкретного материала. Предел прочности титанового сплава составляет порядка 800-1000 МПа, для кортикального слоя большеберцовой кости около 120 МПа, а для губчатого слоя порядка 4–6 МПа.

Таблица 4 – Эквивалентные напряжения в позиции стержней-шурупов на 12 и 6 часов, МПа

	90°_90°	90°_70°	120°_70°
Кортикальная кость	21,28	20,97	13,62
Губчатая кость	0,83	0,54	0,55
Стержень-шуруп 1	54,87	54,87	54,67
Стержень-шуруп 2	48,76	47,17	43,36

В данной таблице 4 наименьшие напряжения во всех элементах модели продемонстрированы в соответствии с находящимися стержнями-шурупами с наклоном 70° и 120° градусов к продольной оси кости.

Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальной, губчатой кости и в стержнях шурупах для их расположения в соответствии с циферблатом часов 1 и 7 представлены в таблице 5.

Таблица 5 – Эквивалентные напряжения в позиции стержней-шурупов на 1 и 7 часов, МПа

	90°_90°	90°_70°	120°_70°
Кортикальная кость	48,56	45,45	17,36
Губчатая кость	0,94	1,36	1,37
Стержень-шуруп 1	46,14	43,25	16,68
Стержень-шуруп 2	35,18	16,39	14,97

В данной таблице 5 наименьшие напряжения во всех элементах модели продемонстрированы в соответствии с находящимися стержнями-шурупами с наклоном 70° и 120° градусов к продольной оси кости.

Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в кортикальной, губчатой кости и в стержнях шурупах для их расположения в соответствии с циферблатом часов 12 и 6 представлены в таблице 6.

Таблица 6 – Эквивалентные напряжения в позиции стержней-шурупов на 11 и 5 часов, МПа

	90°_90°	90°_70°	120°_70°
Кортикальная кость	12,63	12,95	10,34
Губчатая кость	0,66	2,27	1,99
Стержень-шуруп 1	52,51	48,21	17,88
Стержень-шуруп 2	34,61	22,89	22,51

В данной таблице 6 наименьшие напряжения во всех элементах модели продемонстрированы в соответствии с находящимися стержнями-шурупами с наклоном 70° и 120° градусов к продольной оси кости.

Из каждой таблицы с результатами выбрали модели, показывающие наименьшие напряжения, а именно где стержни-шурупы находятся под углом 120° и 70°. Данные этих результатов представлены в таблице 7.

Таблица 7 – Оптимальные варианты по циферблату

	12 и 6	1 и 7	11 и 5
Кортикальная кость	13,62	17,36	10,34
Губчатая кость	0,55	1,37	1,99
Стержень-шуруп 1	54,67	16,68	17,88
Стержень-шуруп 2	43,36	14,97	22,51

Исходя из таблицы 7 можем сделать вывод, что расположение стержней-шурупов по циферблату 12 и 6 показывает наибольшие напряжения в стержнях-шурупах относительно двух других моделей. Напряжения по циферблату 1 и 7 в компактной кости выше, чем 11 и 5. Но при этом напряжение по 1 и 7 в стержнях-шурупах меньше, чем по 11 и 5. Напряжение в губчатой кости во всех моделях находится в диапазоне 0,5-2 МПа.

Наибольшие эквивалентные напряжения, полученные в результате численного моделирования, не превышают значения соответствующих пределов прочности. Таким образом, можно сделать вывод, что все рассмотренные варианты расположения стержней-шурупов пригодны для использования в медицинской практике.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

После проведенного анализа напряженного-деформированного состояния биомеханической модели можно сделать вывод, что расположение стержня-шурупа действительно влияет на максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу во всех сегментах биомеханической модели. Наименьшие напряжения продемонстрированы в соответствии с расположением стержней-шурупов не перпендикулярно оси большеберцовой кости.

Можно предположить, что чем больше площадь соприкосновения стержня-шурупа с костной тканью, тем меньшее напряжение будет действовать на компактную кость и, следовательно, тем меньше риск ее повреждения, проминания или раздавливания.

Разработанная методика оценки НДС в стержнях-шурупах и большеберцовой кости позволяет провести сравнительный анализ различных вариантов их расположения относительно продольной оси кости и в окружном направлении (в аксиальной плоскости). Это позволяет проводить индивидуализированный анализ различных подходов к хирургическим вмешательствам, что обеспечивает возможность выбора наиболее подходящего варианта лечения для каждого пациента, учитывая его уникальные анатомические и биомеханические характеристики.