

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 моделирование остеотомии первого луча стопы**

**АВТОРЕФЕРЕТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ**

студента 4 курса 431 группы

направления 01.03.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Андропова Бориса Игоревича

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

\_\_\_\_\_  
подпись, дата

Д.В. Иванов

Зав. кафедрой  
д.ф.-м.н., профессор

\_\_\_\_\_  
подпись, дата

Л.Ю. Коссович

**Ведение.** В современной ортопедической хирургии остеотомия первой плюсневой кости является одной из наиболее распространенных операций при лечении деформаций стопы. Данное отклонение характеризуется высокой частотой встречаемости порядка 46% у пациентов старшей возрастной группы. Процедура представляет собой хирургическое вмешательство, направленное на коррекцию угла между первой и второй плюсневыми костями путём искусственного перелома со смещением, с целью улучшения функциональности стопы и уменьшения болевого синдрома у пациентов. В последнее время для решения подобных проблем было предложено использовать биомеханическое моделирование с применением метода конечных элементов.

Актуальность исследования данного вопроса обусловлена не только высокой распространенностью деформаций стопы, требующих хирургического вмешательства, но и постоянным стремлением специалистов улучшить результаты операций и сократить реабилитационный период после них. Изучение эффективности и безопасности остеотомии первой плюсневой кости имеет важное значение для оптимизации хирургического лечения деформаций стопы и как итог повышения качества жизни пациентов. Данная операция выполняется при всех видах деформации.

Методология исследования включает вычислительный подход с использованием анализа методом конечных элементов для моделирования механического поведения. Метод конечных элементов (МКЭ) – это численный метод, позволяющий моделировать сложные механические системы и предсказывать распределение напряжений и деформаций в системе. В данном исследовании МКЭ будет использоваться для моделирования поведения стопы, дабы оценить влияние остеотомии.

Целью данной работы является оценка уровня надёжности остеотомии типа scarf и сравнение полученных данных с результатами научных статей в этой области.

### **Целью бакалаврской работы является:**

- построение трёхмерной твердотельной модели стопы;
- построение трёхмерной твердотельной модели первой плюсневой кости с различными видами остеотомии;
- поставить и численно решить задачи биомеханики для данных моделей.
- анализ полученных результатов.

**Задачами выполняемой работы является** оценка надежности наиболее популярных в хирургии видов остеотомии.

### **Структура и объём работы**

Бакалаврская работа состоит из введения, четырех разделов, заключения и содержит 40 страниц. Список использованных источников включает 20 наименований.

Раздел 1. Построение модели

Раздел 2. Постановка задачи биомеханики

Раздел 3. Контактные взаимодействия

Раздел 4. Сеточная сходимость

Раздел 5. Анализ напряженно-деформированного состояния и оценка результатов

### **Основное содержание работы**

**Во введении** описана актуальность поставленной задачи, сформулированы цель и задачи бакалаврской работы.

**Первый раздел** рассматриваются построенные трёхмерные модели стопы, и первой плюсневой кости. Модель первой плюсневой кости, включающая в себя губчатую и компактную костные ткани, была построена на основе результатов компьютерной томографии конкретного пациента. Модель создавалась в программном комплексе Mimics, а затем в системе автоматизированного проектирования SolidWorks разрезалась (для моделирования остеотомии) и совмещалась с твердотельными моделями винтов, также построенными в системе SolidWorks. Одна из таких моделей указана в соответствии с рисунком 1.

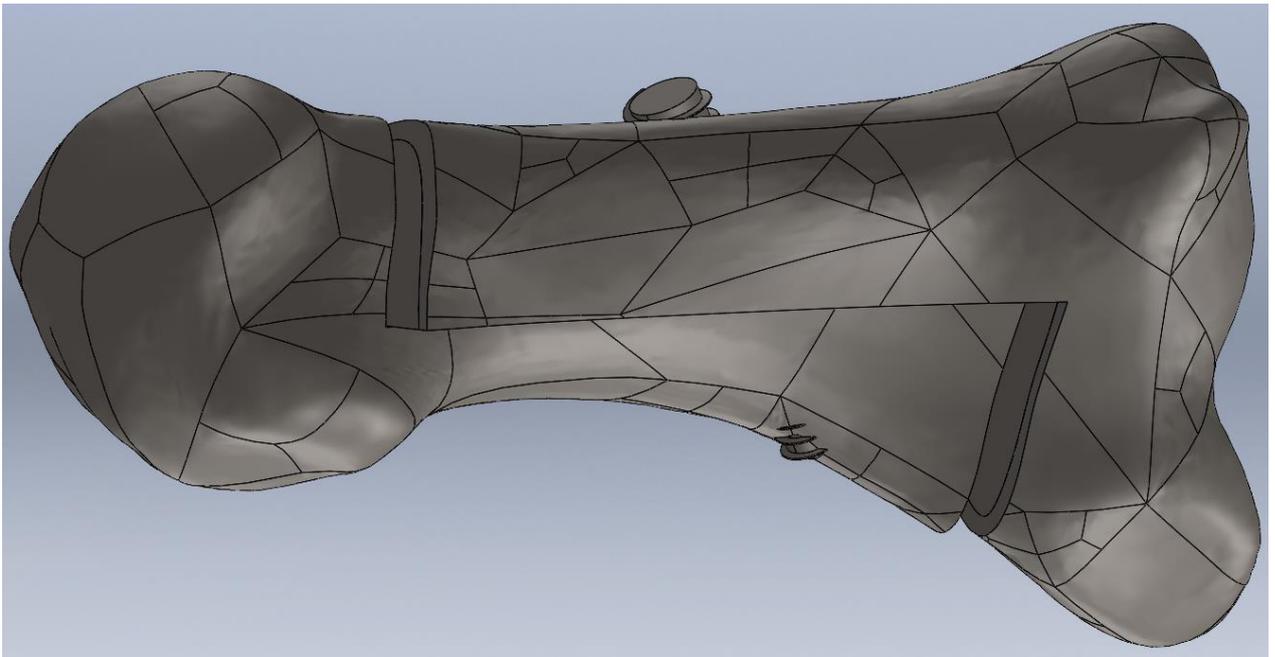


Рисунок 1 – Остеотомия первой плюсневой кости типа scarf (модель 1)

**Во втором разделе** произведена постановка задачи биомеханики. Решалась статическая задача биомеханики о напряженно-деформированном состоянии «кость-имплантат».

Были рассмотрены уравнения описывающие напряжения, деформации, перемещения. Поставлены граничные условия, описаны уравнения, соответствующие используемым контактным взаимодействиям в программе Ansys.

Имитировалось исследование для человека весом порядка 71 килограмм. Стопа была загружена соответственно половиной массы тела. Порядка 350 Н силы реакции опоры было приложено к подошвенной поверхности через землю. Вертикальная сила ахиллова сухожилия вверх составляла около 175 Н, чтобы имитировать эквивалентные векторы силы в задней части пяточной кости. Закрепление было размещено на большой и малой берцовой кости.

Задача решалась численно методом конечных элементов в системе Ansys 2021 R2. Область закрепления и область приложения нагрузки указаны в соответствии с рисунком 2, с рисунком 3.

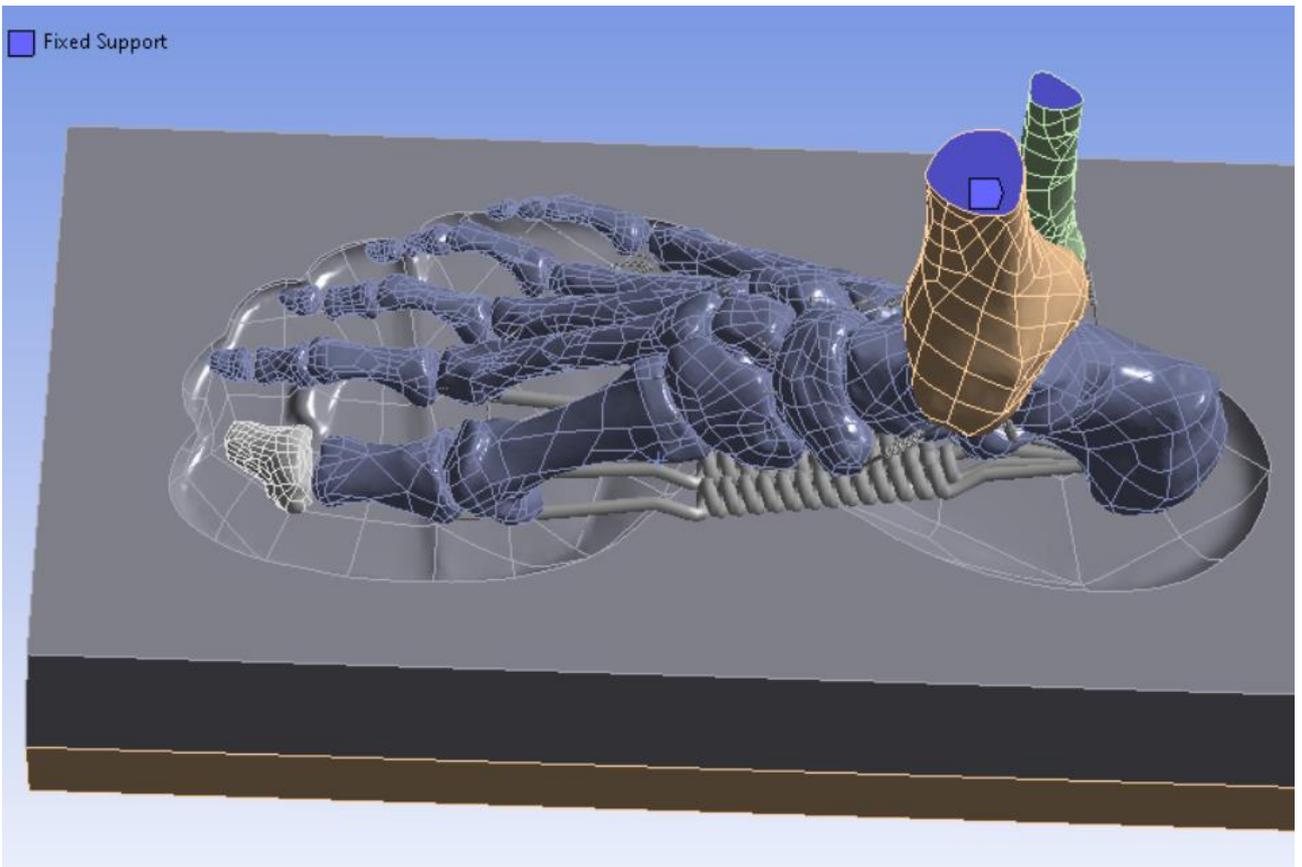


Рисунок 2 – Область закрепления

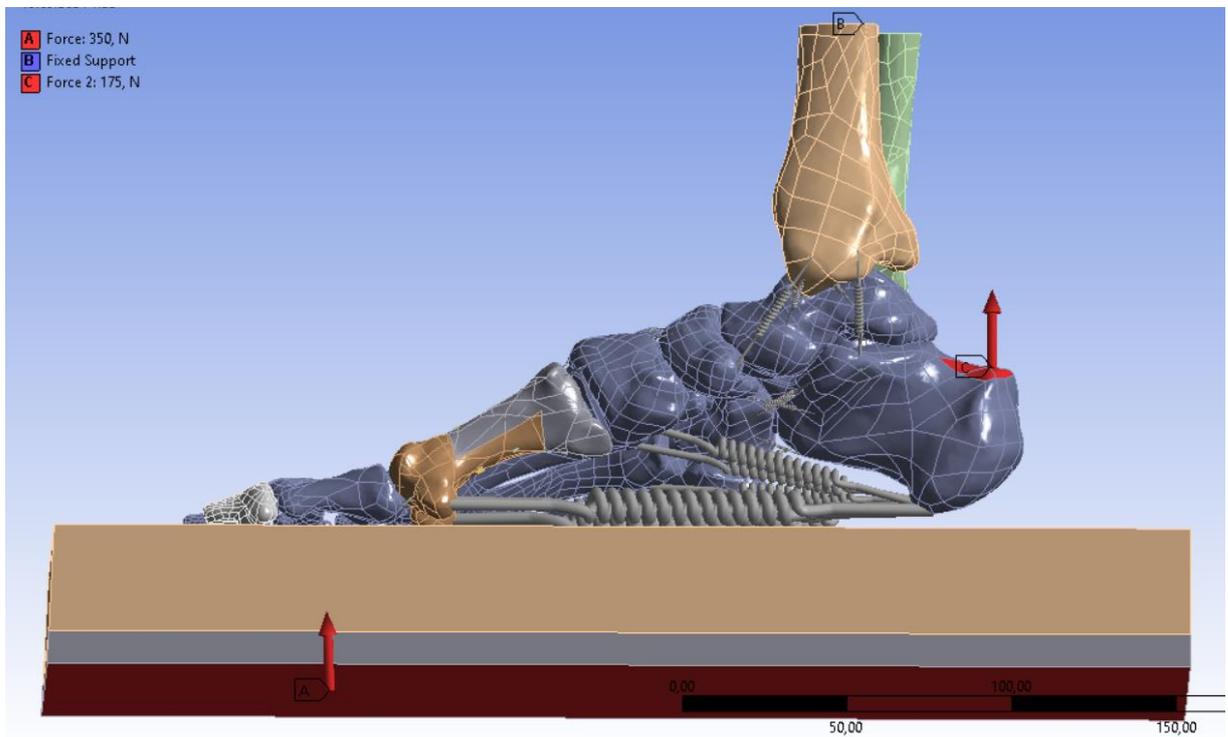


Рисунок 3 – Область приложения нагрузки

**Третий раздел** посвящен контактным взаимодействиям, которые необходимы для постановки задачи. Было необходимо учесть механику всех суставов, сухожилий, костей между собой.

Вводились контактные взаимодействия *revolute*, указан в соответствии с рисунком 4, отвечающее за шарнирное вращение костей относительно друг друга в соответствующих местах. Следующий тип взаимодействия *longitudinal*, позволяет учитывать взаимодействие между деталями, когда они соприкасаются вдоль своих продольных осей.

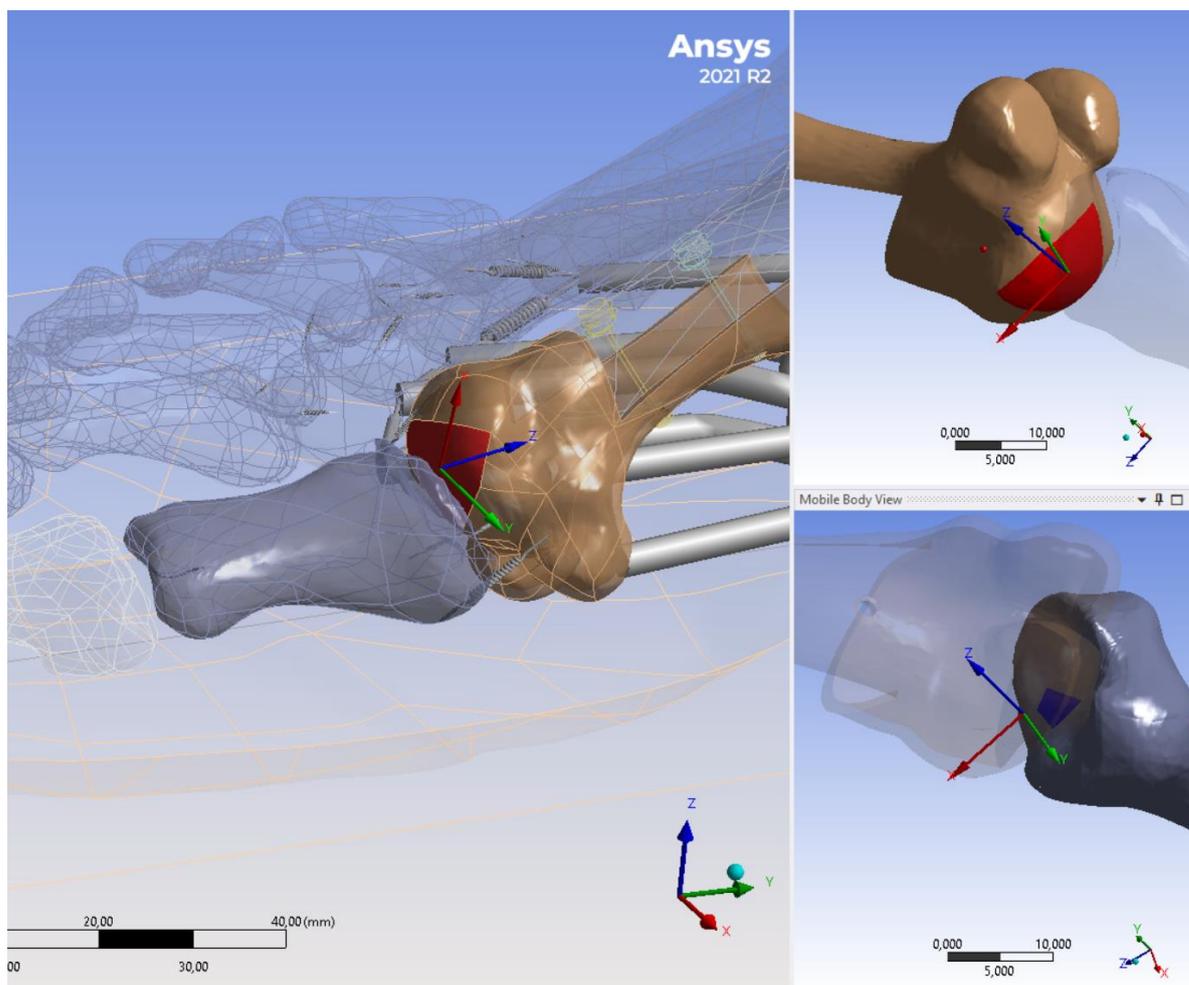


Рисунок 4 – Контактное взаимодействие *revolute*

Добавлены были контактные взаимодействия *bonded* для закрепления титановых винтов в первой плюсневой кости, а также взаимодействие *frictional* для учета контакта с трением.

Были описаны механические свойства материалов, которые использовались в исследовании, а именно компактной кости, губчатой

кости, титанового сплава, мягких тканей, и подложки моделирующей мягкую и твёрдую поверхность опоры. Из самих механических свойств указывались модуль Юнга и коэффициент Пуассона.

**Четвертый раздел** посвящен исследованию сеточной сходимости. Анализ сеточной сходимости является одним из главных шагов в биомеханическом моделировании. На этом шаге строится вычислительная сетка, которая будет соответствовать той точности результатов, которая требуется в поставленной задаче.

Анализ сеточной сходимости является итеративным процессом, т.е. нужно выполнить несколько расчетов, чтобы прийти к приближенному по точности результатам размеру сетки. Стоит помнить, что:

- При грубой сетке, т.е. сетке с большими размерами ячеек сетки, результаты могут не соответствовать результатам в реальных условиях;
- Использование очень мелкой сетки влечет за собой большие затраты времени и вычислительных ресурсов.

Для проведения анализа сеточной сходимости был выбран метод локальной сходимости, т.к. в данной работе делается акцент на результатах, полученных на винтах, и первой плюсневой кости в целом.

Результат оценки сеточной сходимости указан в соответствии с рисунком 5.



Рисунок 5 – График сеточной сходимости эквивалентного напряжения на первой плюсневой кости

В пятом разделе проводится анализ напряженно-деформированного состояния и оценка результатов. Указываются полученные в работе результаты, данные сравниваются с результатами других исследований. Полученные напряжения указаны в соответствии с таблицей 1.

Таблица 1 – Характеристики напряженно-деформированного состояния моделей остеотомий

Модель	Максимальное эквивалентное напряжение в винтах, МПа	Максимальное эквивалентное напряжение в кортикальной кости, МПа	Максимальное эквивалентное напряжение в губчатой кости, МПа
Модель 1	328,9	156	0,17
Модель 2	105,1	32,3	2,9

### Продолжение таблицы 1

Модель 3	294,2	29,7	2,5
Модель 4	43,2	18,8	0,19
Модель 5	357,1	77,3	2.6

Предел прочности компактной кости, по данным литературы, не превышает 161 Мпа, а губчатой – до 15 Мпа.

В результате исследования, за рамки максимально допустимых показателей выходят модель 1 и модель 5. Превышение составило 1.55% и 10.53% соответственно по максимальным эквивалентным напряжениям на винтах. Приняв во внимание погрешность вычислений первую модель можно назвать условно надёжной (условной успешной).

Модель под номером пять является ненадёжной (неуспешной), на месте крепления винта может начаться разрушение, при этом в самой кости предельные напряжения не достигаются.

Остальные виды остеотомий, а именно модели 2-4 можно однозначно назвать надёжными (успешными), отвечающие биомеханическим критериям успешности.

Максимальные значения эквивалентных напряжений практически всегда находятся на контакте резьбы винта и кости, это место является самым уязвимым к разрушению. В местах контакта кортикальных костей напряжение принимают значения не более 20 МПа. Для губчатой кости не более 3 МПа. В обоих случаях имеется высокий запас прочности.

Материалы костных тканей усреднялись по всему объёму губчатой и компактной кости и считались линейно-упругими и изотропными.

### **Заключение**

В данной работе сделана попытка осуществить биомеханическое моделирование наиболее часто используемых вариантов хирургического лечения вальгусной деформации первого пальца стопы. Для этого было создано 5 моделей остеотомий первой плюсневой кости, которые были

интегрированы в общую модель стопы, и затем подвергнуты статическому нагружению с целью анализа их напряженно-деформированного состояния и оценки их надёжности.

С помощью биомеханических критериев успешности выявлены успешные и неуспешные модели.