

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 моделей аппаратов остеосинтеза**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 431 группы

направления 01.03.03 – Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Зотова Александра Сергеевича

Научный руководитель

доцент, к.ф.-м.н., доцент

должность, уч. степень, звание

И.В. Кириллова

Зав. кафедрой

зав. кафедрой, д.ф.-м.н., профессор

Л.Ю. Коссович

Саратов 2026

**Введение.** Лечение переломов бедренных костей остается одним из наиболее актуальных направлений в травматологии вследствие частоты, тяжести травм, а также их высокой медико-социальной значимости, так как переломы проксимального отдела бедренной кости составляют 17-24 % всех переломов костей скелета.

Самым эффективным методом лечения переломов бедренной кости является остеосинтез. Остеосинтез - хирургическая репозиция костных отломков при помощи различных фиксирующих конструкций, обеспечивающих длительное устранение их подвижности. Цель остеосинтеза - обеспечение стабильной фиксации отломков в правильном положении с сохранением функциональной оси сегмента, стабилизация зоны перелома до полного сращения. Аппараты остеосинтеза моделируются в виде стержней, пластин и других конструкций. В данной работе рассматриваются две накостные пластины: первая располагается на диафизе и латеральном надмыщелке в нижней трети бедренной кости, а вторая — на диафизе в нижней трети бедренной кости.

Биомеханическое моделирование – это метод, включающий в себя этапы создания биомеханической модели, нагружения этой модели и численного расчета напряженно-деформированного состояния. Биомеханическая модель бедренной кости представляет собой трехмерную твердотельную модель с назначенными механическими свойствами биологических материалов.

**Объектом исследования** является бедренная кость при диафизарном поперечном переломе с различными аппаратами остеосинтеза: первая модель содержит две накостные пластины, вторая – одну накостную пластину.

**Целью работы** является исследование напряжённо-деформированного состояния бедренной кости с аппаратами остеосинтеза.

Для достижения поставленной цели были поставлены следующие **задачи**:

1. Разработать подход к построению биомеханической модели бедренной кости, включающий:

- построение твердотельной модели бедренной кости;

- выбор механических свойств биологических объектов, входящих в твердотельную модель.

2. Провести биомеханическое моделирование бедренной кости при диафизарном поперечном переломе с двумя наkostными пластинами.

3. Провести биомеханическое моделирование бедренной кости при диафизарном поперечном переломе с одной наkostной пластиной.

4. Проанализировать напряжённо-деформированное состояние бедренной кости при диафизарном поперечном переломе в разных системах фиксации и сравнить эти состояния между собой.

**Материалы и методы исследования.** Математическое поведение модели описывается задачей теории упругости. Задача решается численными методами с помощью пакета ANSYS (19 версия), основанного на методе конечного элемента. Определение медицинских составляющих производится в системе автоматизированного проектирования Solidworks. Построение сетки и вычисление напряжённо-деформированного состояния производится в модуле Workbench пакета ANSYS.

**В первом разделе** «Теоретические основы биомеханического моделирования при различных вариантах остеосинтеза» показано внутреннее и внешнее строение бедренной кости, а также дается описание классификации повреждений, методов лечения, механических свойств, контактных условий, начальных и граничных условий — всё применительно к биомеханическому моделированию.

**Во втором разделе** «Моделирование различных систем фиксации бедренной кости при поперечном диафизарном переломе» в начале ставится математическая постановка задачи биомеханики:

С точки зрения теории упругости – это статическая задача, решением которой будут деформации и внутренние усилия, которые возникают под действием сил и моментов с заданными граничными условиями. То есть решается система уравнений (2.1 – 2.9).

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i}), \quad (2.1)$$

$$\varepsilon_{ik,jl} + \varepsilon_{jl,ik} - \varepsilon_{il,jk} - \varepsilon_{jk,il} = 0, \quad (2.2)$$

$$\sigma_{ij} = \lambda\theta\delta_{ij} + 2\mu\varepsilon_{ij}, \quad (2.3)$$

$$\sigma_{ij,j} = 0, \quad (2.4)$$

где  $\varepsilon_{ij}$  – это компоненты тензора деформаций,  $u_i$  – это компоненты вектора перемещений,  $\sigma_{ij}$  – это компоненты тензора напряжений,  $\lambda$  и  $\mu$  – упругие константы Ламе,  $\theta$  – объемное расширение,  $\delta_{ij}$  – символ Кронекера,  $i = 1, 2, 3$  и  $j = 1, 2, 3$ .

$$\sigma_{ij}n_j|_{S_t} = t_i, \quad (2.5)$$

$$u_i|_{S_u} = u_j^{(S)}, \quad (2.6)$$

где  $i = 1, 2, 3, j = 1, 2, 3, n_j$  – компоненты вектора внешней нормали к поверхности,  $S_t$  – часть поверхности, на которой заданы силы,  $S_u$  – часть поверхности, на которой заданы перемещения,  $t_i$  – компоненты вектора поверхностных сил,  $u_i^{(S)}$  – компоненты заданного вектора перемещений.

Контактные условия записываются следующим образом:

$$u_i^{S_1} = u_i^{S_2}, \quad (2.7)$$

$$\sigma_{ij}^{S_1} = \sigma_{ij}^{S_2}, \quad (2.8)$$

где  $i = 1, 2, 3, j = 1, 2, 3, u_i^{S_1}$  – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу,  $u_i^{S_2}$  – компоненты вектора перемещений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу,  $\sigma_{ij}^{S_1}$  – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей первому телу,  $\sigma_{ij}^{S_2}$  – компоненты тензора напряжений на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

В случае контакта без разделения на контактирующих поверхностях контактные условия будут иметь вид:

$$u_n^{S_1} = u_n^{S_2} = 0, \quad (2.9)$$

где  $u_n^{S_1}$  – нормальные перемещения на поверхности контакта, принадлежащей первому телу,  $u_n^{S_2}$  – нормальные перемещения на поверхности контакта, принадлежащей второму телу.

Затем показано, из каких тел образуются модели. Модель бедренной кости с двумя пластинами состоит из бедренной кости с поперечным диафизарным переломом в соответствии с рисунком 1, двух разных пластин в соответствии с рисунком 2 и рисунком 3, и двух разных болтов в соответствии с рисунком 4 и рисунком 5. Диафизарный поперечный перелом смоделирован в нижней трети бедренной кости.

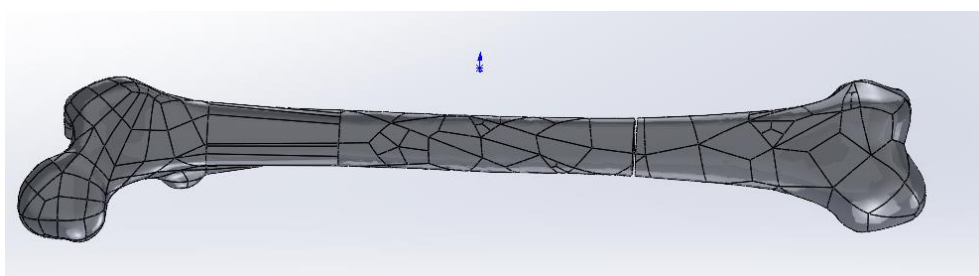


Рисунок 1 – Бедренная кость при поперечном диафизарном переломе

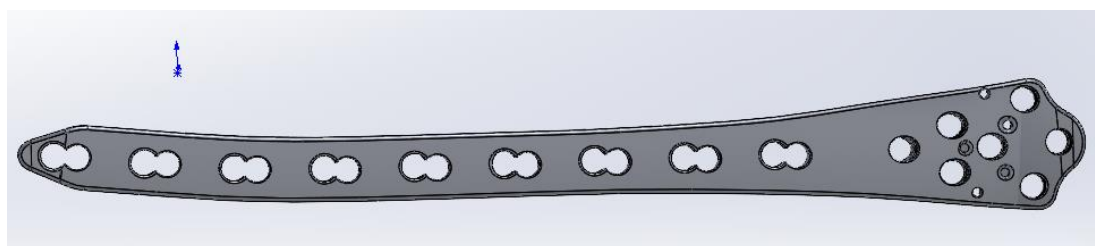


Рисунок 2 – Первая пластина

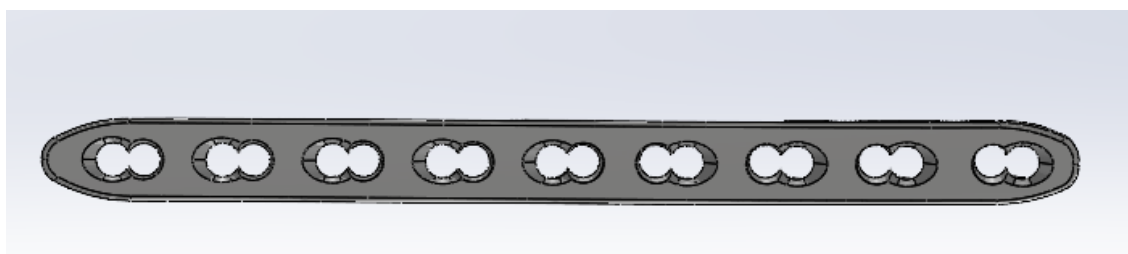


Рисунок 3 – Вторая пластина

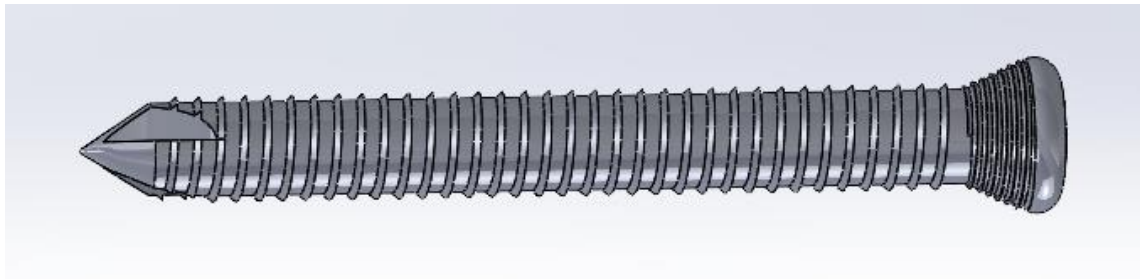


Рисунок 4 – Болт с резьбой на шляпке

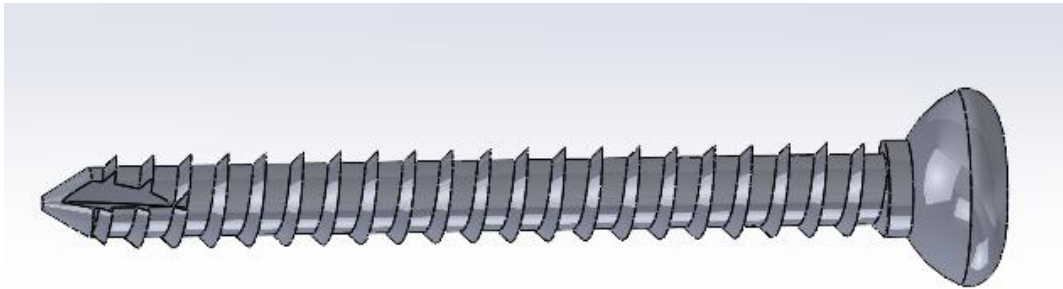


Рисунок 5 – Болт без резьбы на шляпке

Стоит отметить, что бедренная кость состоит из кортикальной и губчатой части, также внутри кости находится костномозговая полость. В моделях болты со шляпкой не все одинаковые, они могут отличаться в размерах цилиндрической части.

Модель создаётся в Solidworks. SolidWorks - программный комплекс САПР для автоматизации работ промышленного предприятия на этапах конструкторской и технологической подготовки производства. Обеспечивает разработку изделий любой степени сложности и назначения. В данной работе рассматривается три модели: бедренная кость с двумя пластинами, бедренная кость с одной пластиной и бедренная кость без пластин. Первая модель состоит из бедренной кости с поперечным диафизарным переломе, двух разных пластин, из тринадцати болтов с резьбой на шляпке и одного болта без резьбы на шляпке.

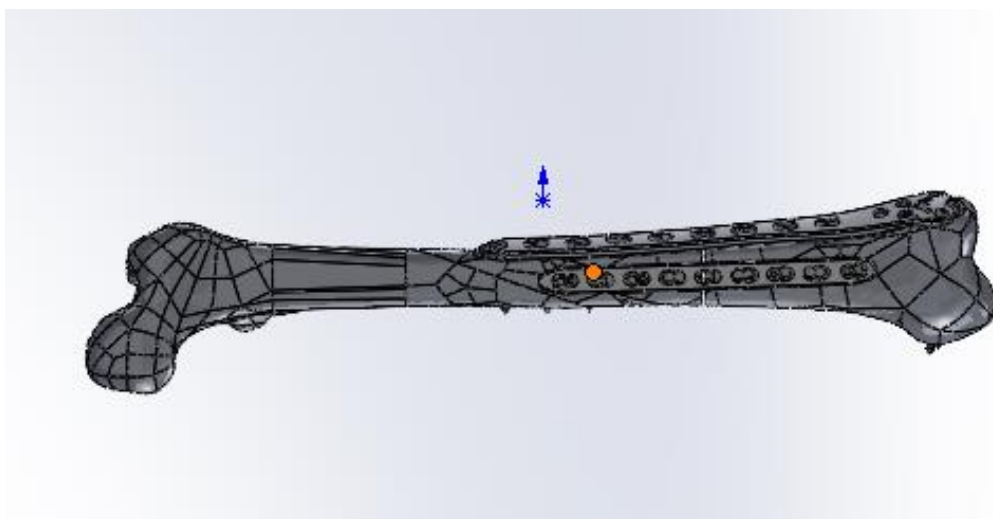


Рисунок 6 – Модель бедренной кости с двумя пластинами

Вторая модель состоит из бедренной кости с поперечным диафизарным переломе, одной пластины и четырёх болтов с резьбой на шляпке.

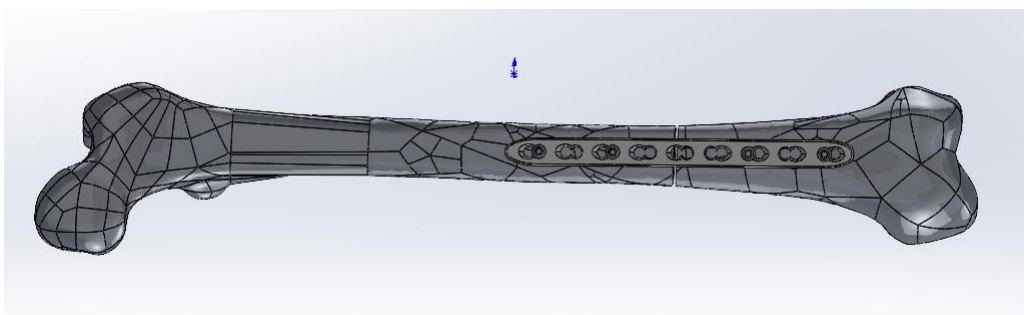


Рисунок 7 – Модель бедренной кости с одной пластиной

Третья модель представляет собой бедренную кость с поперечным диафизарным переломе без пластин и без болтов.

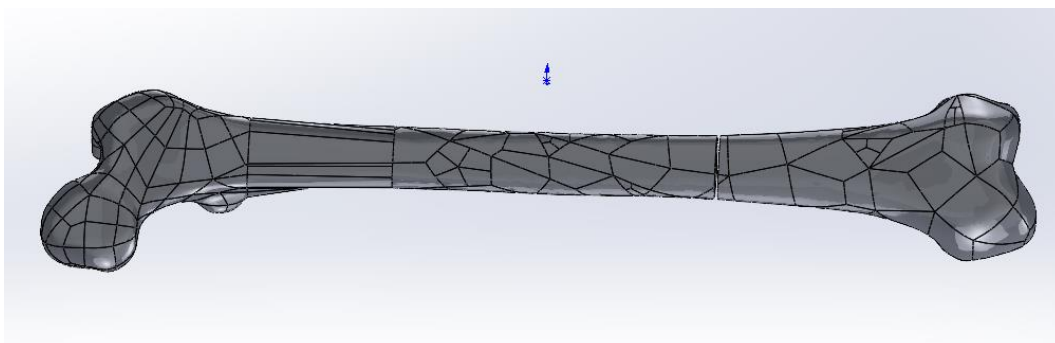


Рисунок 8 – Модель бедренной кости

После построения модели в каждой составной части в САПР Ansys нужно задать механические характеристики, такие как модуль упругости Юнга и коэффициент Пуассона. Ansys — универсальная программная система анализа методом конечных элементов для автоматизированных инженерных расчётов. Полученные результаты анализируются. Болты будем считать, что сделаны из титана. Для всех материалов была применена модель линейно-упругого материала. В работе нужно задать механические характеристики в соответствии с таблицей 1.

Таблица 1 – Механические свойства материалов

Материал	Модуль упругости Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона, $\nu$
Кортикальный слой кости	18600	0,4
Губчатая костная ткань	200	0,3
Титан	96000	0,36

После создания модели и задания механических свойств в Ansys рассчитывается сетка, а затем ставится математическая задача:

Нижнюю часть кости жёстко закрепляют в соответствии с рисунком 9, а на верхнюю часть прикладывают осевую, скручивающую и поперечную нагрузку в соответствии с рисунками 10-13.

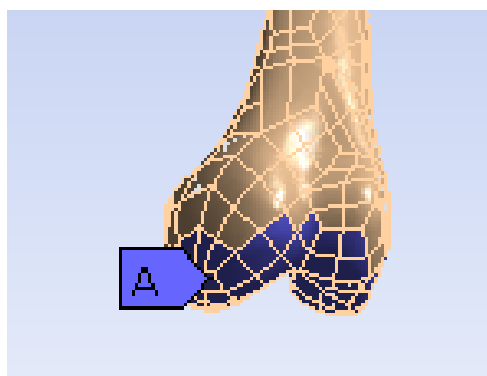


Рисунок 9 – Жёсткое закрепление нижней части бедренной кости

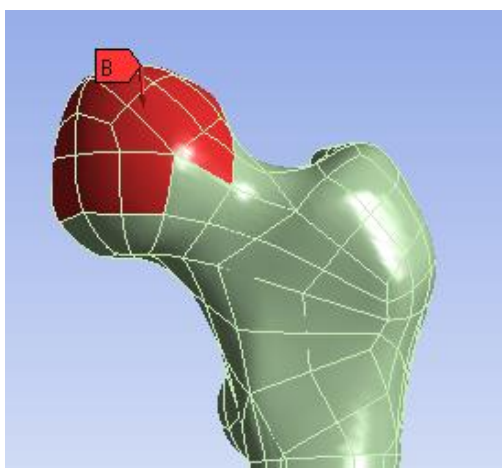


Рисунок 10 – Осевая нагрузка, заданная против оси Z

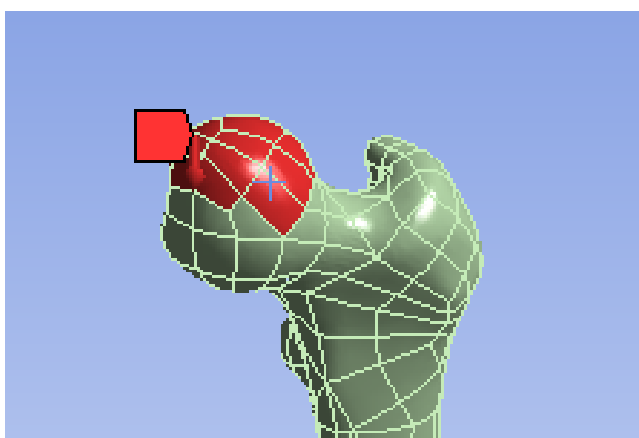


Рисунок 11 – Осевая нагрузка, заданная по оси Y

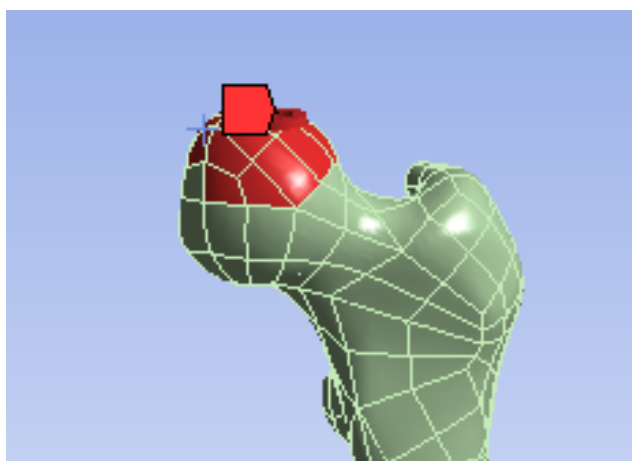


Рисунок 12 – Заданный момент

По модулю осевая нагрузка равна 800 Н, поперечная нагрузка равна 100 Н, а скручивающий момент равен 10 Н\*м.

**В третьем разделе** «Анализ напряжённо-деформированного состояния» в Ansys для каждой модели рассчитываются распределения деформаций и напряжений в пластинах, болтах, кортикальной и губчатой костях. Затем эти распределения анализируются.

**Заключение.** В ходе выполнения данной работы было произведено исследование, направленное на изучение напряжённо-деформированного состояния моделей аппаратов остеосинтеза бедренной кости при диафизарном поперечном переломе при закреплении двумя пластинами и при закреплении одной пластиной.

В работе были получены следующие результаты:

1. Был разработан подход к построению биомеханической модели бедренной кости, включающий:

- построение твердотельной модели бедренной кости;
- выбор механических свойств биологических объектов, входящих в твердотельную модель.

2. Было произведено биомеханическое моделирование бедренной кости при диафизарном поперечном переломе с двумя наkostными пластинами.

3. Было произведено биомеханическое моделирование бедренной кости при диафизарном поперечном переломе с одной наkostной пластиной.

4. Были проанализированы и сравнены напряжённо-деформированные состояния бедренной кости при диафизарном поперечном переломе в разных системах фиксации. В результате было получено, что при одинаковой нагрузке модель с двумя наkostными пластинами была меньше подвержена деформациям и напряжениям, то есть максимальные значения напряжений и деформаций были меньше, чем в модели с одной наkostной пластиной.

Таким образом можно сделать вывод, что во второй модели, где установлена одна пластина, напряжения больше, чем в первой модели, где установлены две пластины, **что говорит о стабильности модели систем остеосинтеза с двумя пластинами.**