

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 вариантов остеосинтеза
бедренной кости

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 431 группы

направления 01.03.03 - Механика и математическое моделирование

механико-математического факультета

Лебедева Олега Андреевича

Научный руководитель
доцент, к.ф.-м.н., доцент

А.В. Доль

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

Л.Ю. Коссович

Саратов 2025

Введение. Переломы бедренной кости относятся к числу наиболее тяжелых повреждений опорно-двигательного аппарата, требующих хирургического вмешательства для восстановления анатомической целостности и функциональности конечности. Выбор оптимального метода остеосинтеза играет ключевую роль в успешной реабилитации пациентов, поскольку от стабильности фиксации зависят сроки консолидации перелома и риск развития осложнений, таких как замедленное сращение, ложный сустав или инфекционные процессы.

Среди множества методов фиксации наибольшее распространение получили интрамедуллярный остеосинтез (ИМО) и чрескостный остеосинтез с использованием аппарата внешней фиксации (аппарат Илизарова). Интрамедуллярные стержни обеспечивают прочную внутреннюю фиксацию, однако их применение может быть ограничено при сложных многооскольчатых переломах. Аппарат Илизарова, в свою очередь, обеспечивает стабильную внешнюю фиксацию и возможность постепенной коррекции положения отломков, но требует более длительного ношения и сопряжен с риском развития воспалительных осложнений в области спицевых каналов.

В связи с этим актуальным направлением в травматологии и ортопедии является биомеханическое моделирование различных вариантов остеосинтеза, позволяющее оценить распределение нагрузок, устойчивость конструкции и прогнозировать эффективность лечения. Современные методы компьютерного моделирования, включая метод конечных элементов (МКЭ), дают возможность сравнивать различные методы фиксации без проведения множества клинических испытаний, что сокращает время и ресурсы на разработку оптимальных решений.

Целью данной бакалаврской работы является выбор наиболее рационального с точки зрения биомеханики варианта системы остеосинтеза при переломах верхней трети диафиза бедренной кости.

Для достижения поставленной цели были сформулированы и решены следующие задачи:

1. Анализ различных подходов к моделированию аппаратов фиксации, установленных на бедренную кость.

2. Построение геометрических моделей.
3. Численное моделирование.
4. Анализ результатов.

Результаты исследования могут быть полезны для травматологов-ортопедов при выборе оптимального метода фиксации переломов бедренной кости, а также для разработчиков медицинских имплантатов при создании новых конструкций.

Бакалаврская работа состоит из введения, четырёх глав и заключения, содержит 49 страниц. Список использованных источников включает в себя 20 наименований.

Глава 1. Обзор литературы.

Глава 2. Материалы и методы.

Глава 3. Создание геометрических моделей.

Глава 4. Численное моделирование.

Практическая значимость работы состоит в моделировании нескольких вариантов операции при одной и той же патологии и на одной бедренной кости, а также в выборе наиболее рационального с точки зрения биомеханики варианта остеосинтеза.

Основное содержание работы. В данной работе рассматриваются три варианта фиксации бедренной кости при переломах верхней трети диафиза: аппарат Илизарова в стандартном виде, модифицированная версия аппарата Илизарова с дополнительной опорой, которая была предложена ФГБВОУ ВО «Военно-медицинская академия имени С.М. Кирова» Министерства обороны Российской Федерации, интрамедуллярный стержень, который является эталонным вариантом при данном переломе.

Для удобства использования и упрощения записей мы вводим специальные обозначения для различных моделей аппаратов: 1 модель – аппарат Илизарова в стандартном виде, 2 модель – модифицированная версия аппарата Илизарова с дополнительной опорой, 3 модель – интрамедуллярный стержень (рисунок 1).

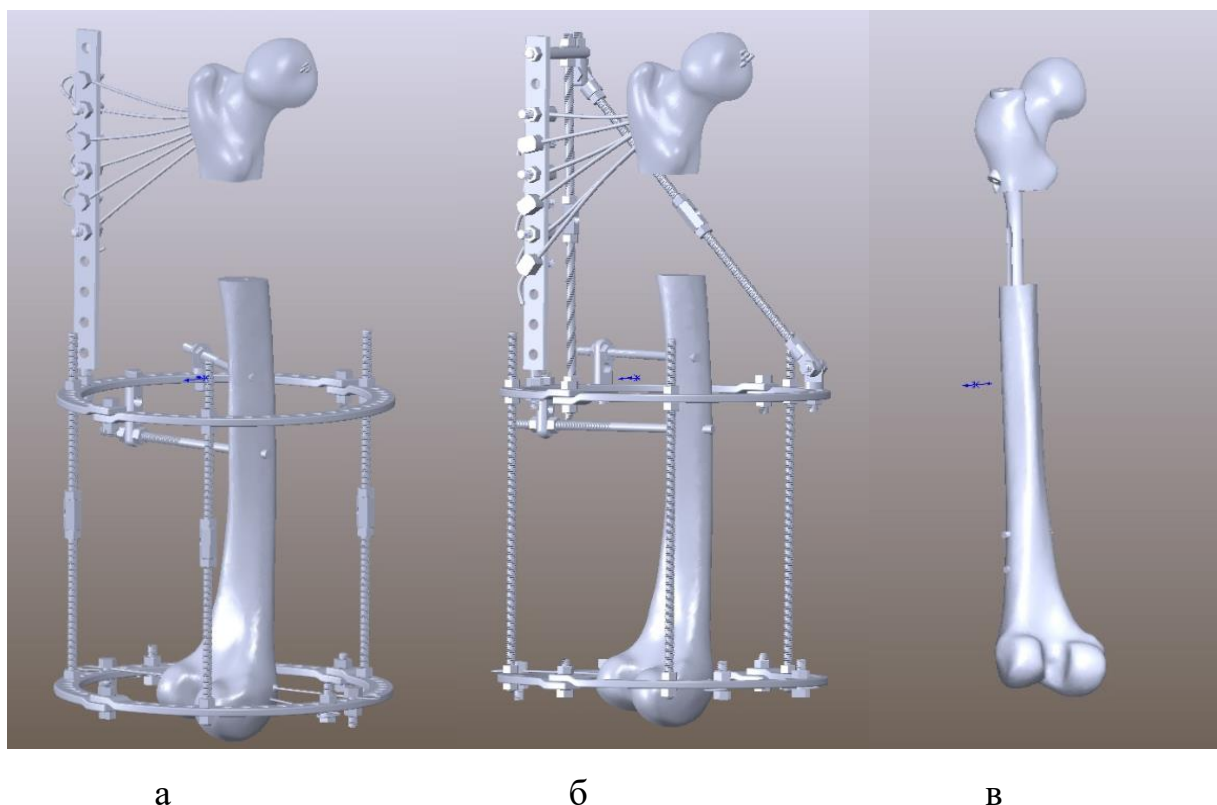


Рисунок 1 – а) 1-я модель, б) 2-я модель, в) 3-я модель

Следующим шагом после построения геометрических моделей идет задание механических характеристик составных элементов моделей. Для всех материалов была применена модель линейно-упругого материала. В таблице 1 представлены все материалы, которые были использованы в работе.

Таблица 1 – Свойства материалов

Материал	Модуль упругости Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона, ν
Кортикальный слой кости	18600	0,4
Губчатая костная ткань	200	0,3
Титан	96000	0,36
Сталь	193000	0,31

После построения модели и задания материалов, ставится математическая задача, а именно:

К головке кости под углом в 30 градусов относительно оси кости (рисунок 2) прикладывалась компрессионная распределенная нагрузка в 100 Н. Для достижения такого угла приложенная сила была разложена по компонентам (рисунок 3).

Дистальный конец кости жестко фиксировался (рисунок 4). Также заданы контактные условия (bonded) во всех точках соприкосновения элементов. Данное условие обозначает жесткую «склейку» между элементами.

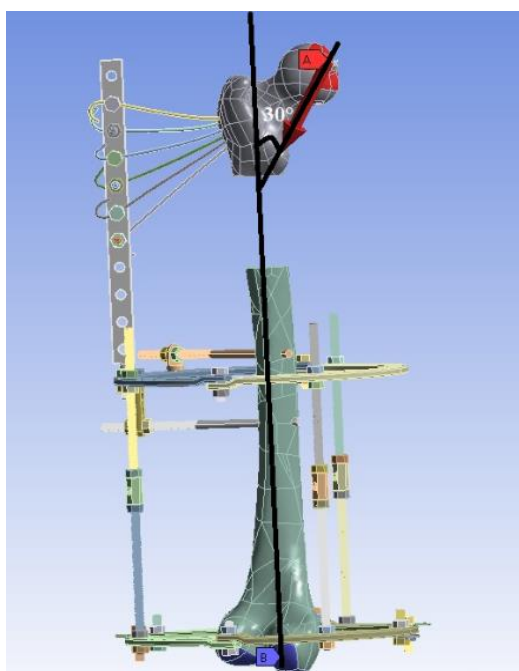


Рисунок 2 – Угол приложения нагрузки на головку кости

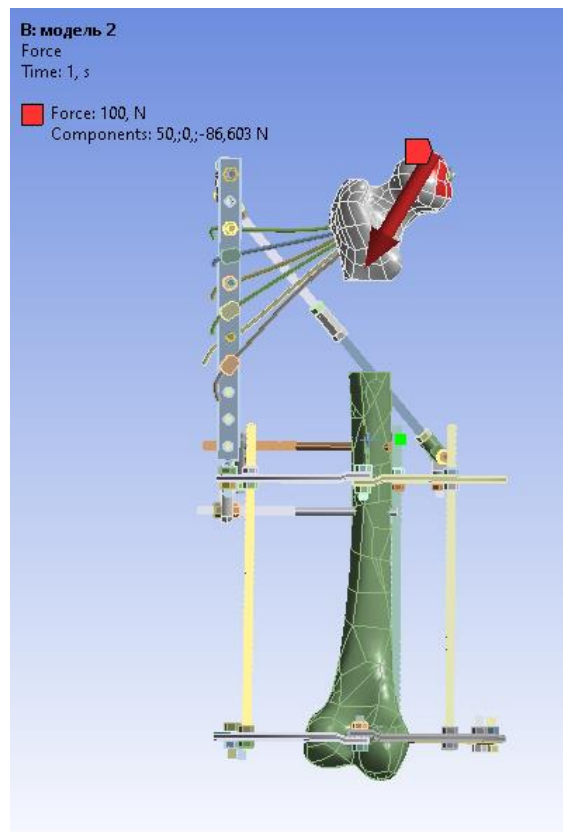


Рисунок 3 – Осевая нагрузка на головку кости

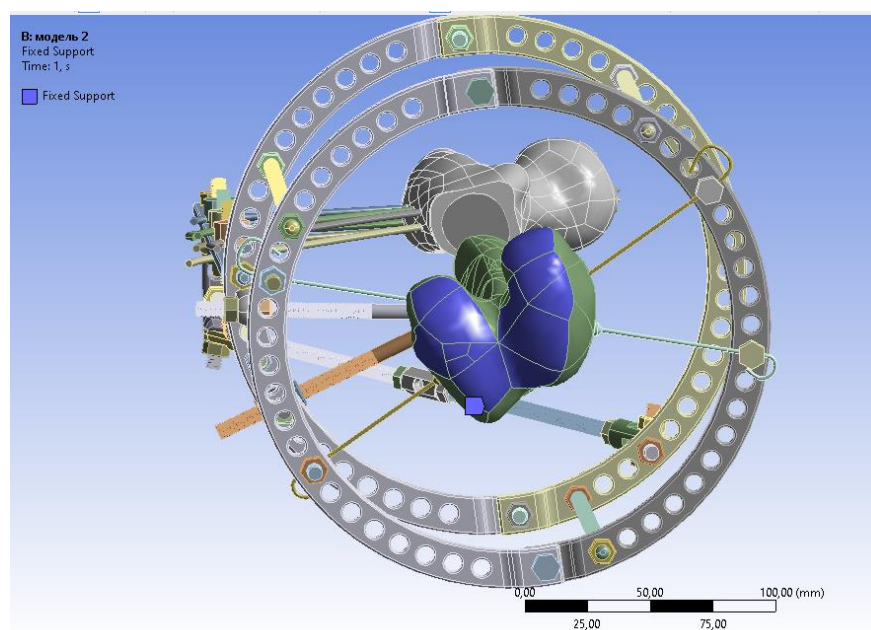
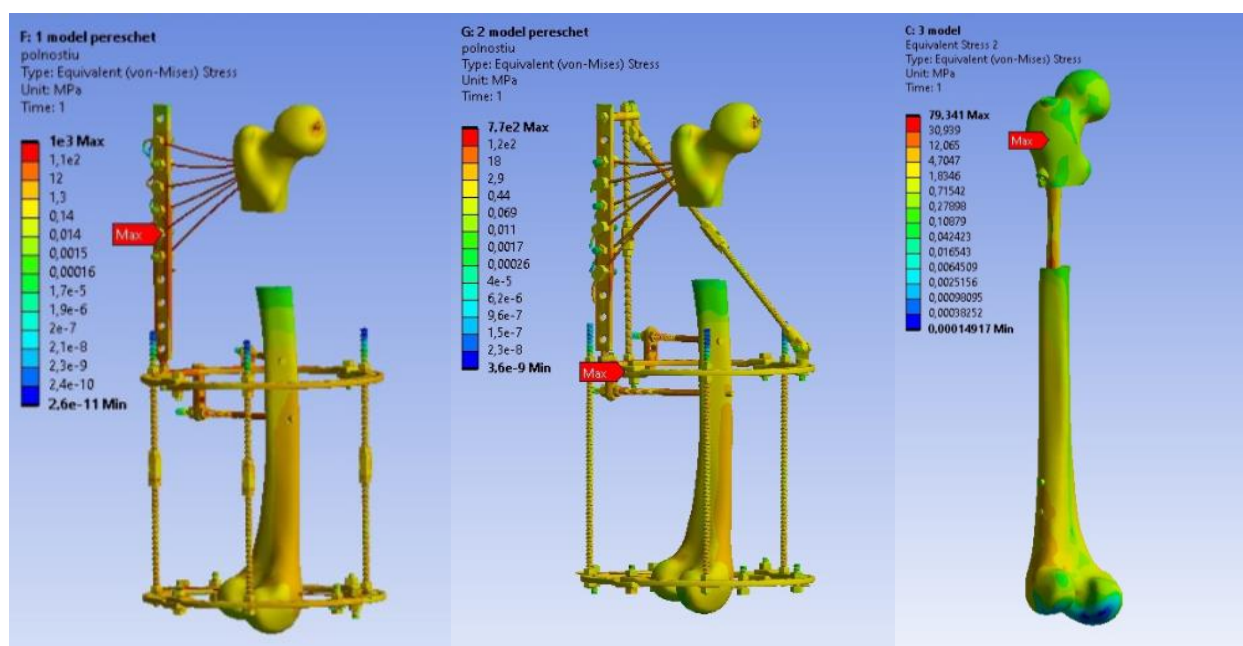


Рисунок 4 – Жесткая фиксация нижней части кости

После того, как все параметры модели заданы, запускается расчет. После расчета, анализируются полученные результаты (рисунок 5) и делаются соответствующие выводы.



а

б

в

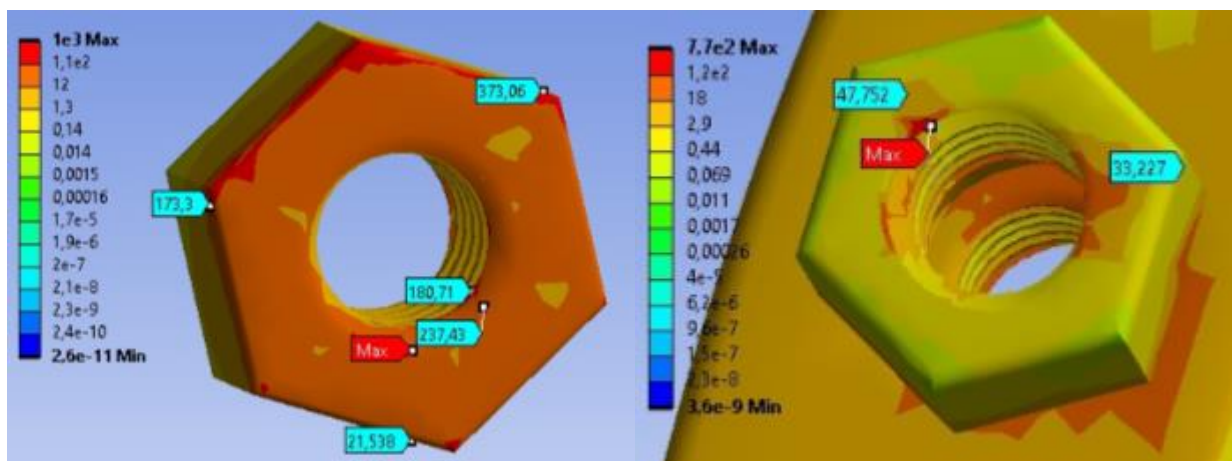
Рисунок 5 – Поле эквивалентных напряжений, МПа, возникающие в различных компоновках аппаратов фиксации: а) 1-я модель, б) 2-я модель, в) 3-я модель

В таблице 2 представлены результаты полученных напряжений.

Таблица 2 – Максимальные эквивалентные напряжения в моделях (в МПа)

	Модель 1	Модель 2	Модель 3
Общие напряжения в модели	1042	767	79,3
Напряжения в аппарате фиксации	1042	767	79,3
Напряжения в спицах сверху	460	150	–
Напряжения в стержнях-шурупах	259,5	257	–
Напряжения в спицах снизу	582	173	–
Нагрузка в кортикальном слое кости	196	36,7	43
Нагрузка в губчатом слое кости	3,7	6	2,8

В первых двух моделях зоны максимальных напряжений возникают в гайках, особенно в резьбе (рисунок 6).

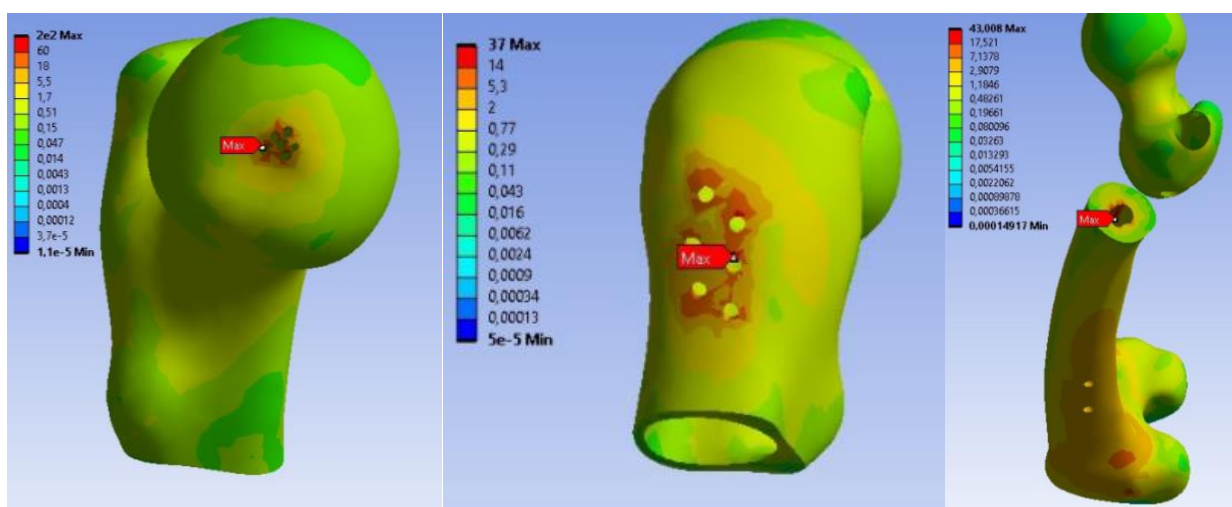


а

б

Рисунок 6 – Зоны максимальных эквивалентных напряжений в каркасе, МПа, возникающие в различных компоновках аппаратов фиксации: а) 1-я модель, б) 2-я модель

В кортикальном и губчатом слоях значительные напряжения формируются в местах контакта кости с аппаратом. Наибольшие напряжения в этих моделях приходятся на головку кости при контакте со спицами, а в интрамедуллярном стержне — на тело кости в местах соприкосновения со стержнем (рисунок 7, 8).



а

б

в

Рисунок 7 – Максимальные эквивалентные напряжения в кортикальном слое кости, МПа, возникающие в различных компоновках аппаратов фиксации: а) 1-я модель, б) 2-я модель, в) 3-я модель

На рисунке 7 наглядно отображены зоны максимальных локальных напряжений, возникающих в кортикальном слое кости в местах контакта со спицей.

Кроме того, на рисунке 8 также видны зоны максимальных напряжений в губчатом слое кости.

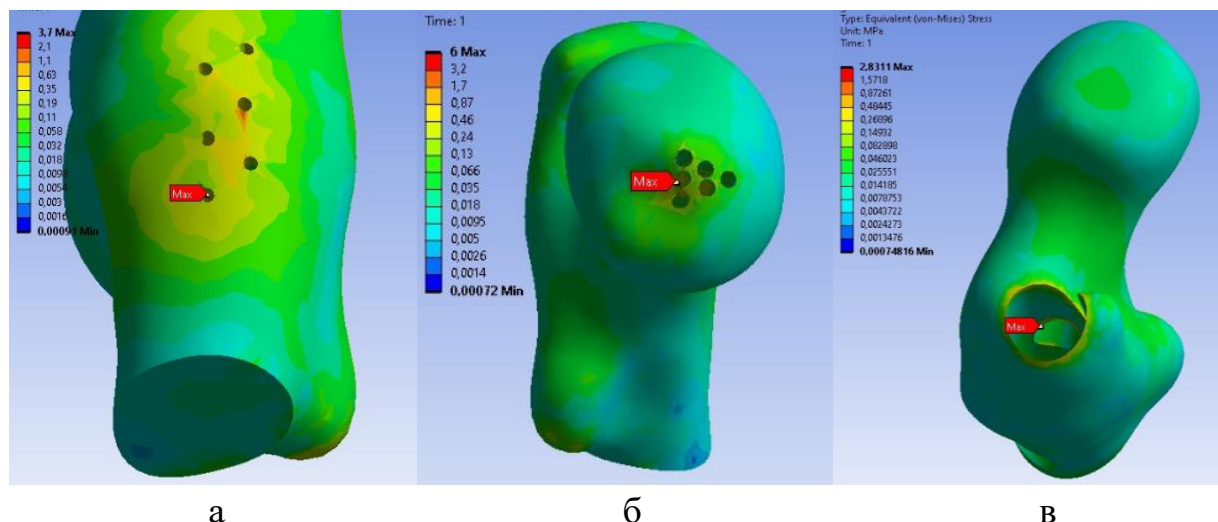


Рисунок 8 – Максимальные эквивалентные напряжения в губчатом слое кости, МПа, возникающие в различных компоновках аппаратов фиксации:

а) 1-я модель, б) 2-я модель, в) 3-я модель

Для оценки стабильности системы были оценены перемещения (рисунок 9). Перемещения первой модели почти втрое больше, чем у второй и третьей. Это говорит о том, что вторая и третья модель более стабильны.

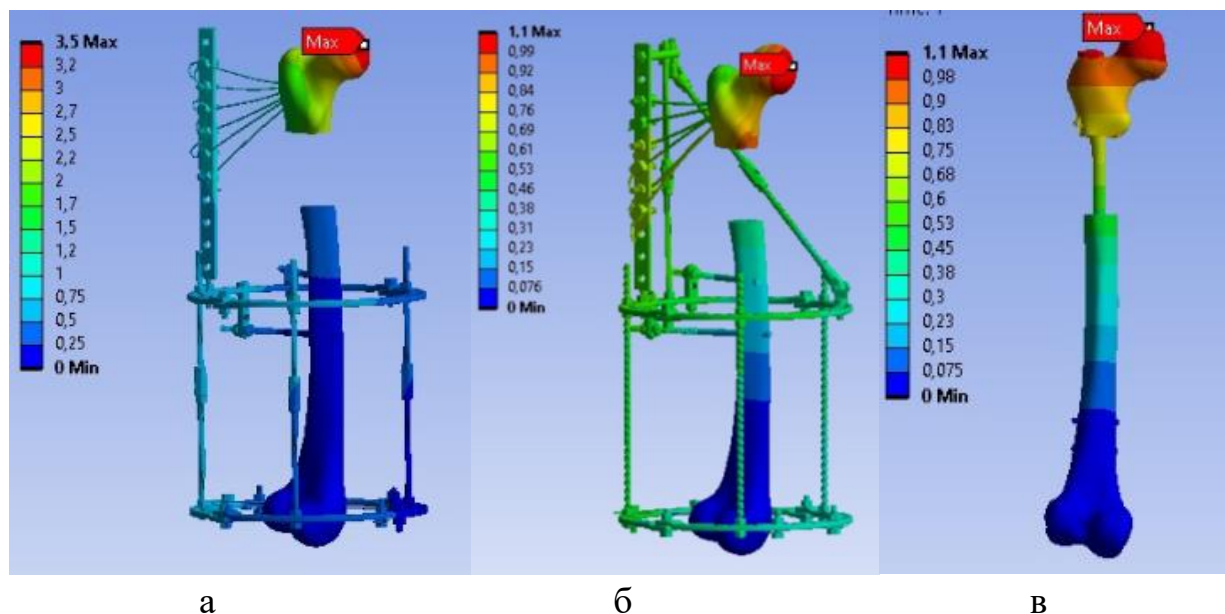


Рисунок 9 – Максимальные перемещения, мм, возникающие в различных компоновках аппаратов фиксации: а) 1-я модель, б) 2-я модель, в) 3-я модель

После получения напряженно-деформированного состояния трех построенных моделей проводился анализ полученных напряжений и деформаций.

Анализ данных из таблицы 2 показывает, что во второй модели эквивалентные напряжения на конструкцию аппарата и на саму кость снизились. Это указывает на то, что добавление двух элементов крепления повышает жёсткость каркаса и, соответственно, позволяет уменьшить напряжения. В третьей модели эквивалентные напряжения на кость почти такие же, как во второй, но значительно меньше в каркасе, что делает эту модель более подходящей для данного случая. Анализ перемещений подтверждает, что вторая и третья модели для данного случая являются более стабильными, чем первая.

Поскольку интрамедуллярный стержень не всегда можно установить при многооскольчатых переломах, то в данном случае альтернативным вариантом является модифицированный аппарат внешней фиксации с дополнительной опорой.

Заключение. В процессе выполнения выпускной квалификационной работы были рассмотрены и проанализированы два подхода к лечению переломов верхней трети диафиза бедренной кости: использование аппарата Илизарова и интрамедуллярного стержня.

Оба метода имеют свои достоинства и недостатки с точки зрения биомеханики. Интрамедуллярный стержень обеспечивает прочную фиксацию перелома и позволяет сохранить подвижность сустава, что способствует более быстрому восстановлению пациента. Однако его применение может быть ограничено при сложных переломах с множественными фрагментами.

Аппарат Илизарова, в свою очередь, позволяет точно сопоставить костные отломки и обеспечивает возможность постепенной коррекции деформации. Это особенно важно при лечении сложных переломов и переломов с дефектом костной ткани. Однако использование аппарата Илизарова может привести к ограничению подвижности сустава и требует более длительного периода восстановления.

На основании проведённого анализа можно сделать вывод, что выбор наиболее подходящего метода лечения должен осуществляться индивидуально для каждого пациента с учётом характера перелома, состояния костной ткани и общего состояния здоровья пациента. В некоторых случаях может быть целесообразно комбинированное использование обоих методов для достижения наилучших результатов лечения.

Таким образом, данная работа подчёркивает важность индивидуального подхода к выбору метода лечения и необходимость дальнейшего изучения и развития методов лечения переломов верхней трети диафиза бедренной кости.