

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра математической теории упругости
и биомеханики

**Численное исследование напряженно-деформированного состояния
системы кость-фиксатор при околоуставных переломах
проксимального отдела бедренной кости**

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

**студентки 4 курса 431 группы
направления 01.03.03 Механика и математическое моделирование**

код и наименование направления

механико-математического факультета

наименование факультета, института, колледжа

Чурановой Анны Алексеевны

фамилия, имя, отчество

Научный руководитель

к.ф.-м.н., доцент

должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

Д.В. Иванов

инициалы, фамилия

Заведующий кафедрой

д.ф.-м.н., профессор

должность, уч. степень, уч. звание

дата, подпись

Л.Ю. Коссович

инициалы, фамилия

Саратов 2016

Общая характеристика работы. Выпускная квалификационная работа выполнена на тему «Численное исследование напряженно-деформированного состояния системы кость-фиксатор при околосуставных переломах проксимального отдела бедренной кости».

Объект исследования: интрамедуллярные фиксаторы PFN и PFNA, установленные в кости.

Задача исследования: численное исследование напряженно-деформированного состояния систем кость-фиксатор.

Актуальность:

Одной из самых важных медицинских, социальных и экономических проблем, стоящих перед обществом, является скорейшее возвращение пострадавших к активному способу жизни вследствие производственного и бытового травматизма [1].

В настоящее время оперативная ортопедия и травматология немислимы без применения различных металлических фиксаторов и конструкций, а также аппаратов, которые обеспечивают надежное стабильное удержание отломков костей в заданном положении [2].

Одним из методов лечения околосуставных переломов проксимального отдела бедренной кости является интрамедуллярный остеосинтез.

Интрамедуллярный остеосинтез осуществляют с помощью различных штифтов и винтов, изготовленных из металлических сплавов [3].

В качестве фиксаторов, для исследования, выбраны интрамедуллярные штифты PFN и PFNA, которые отличаются между собой по конструктивным параметрам.

Структура и объем работы. Выпускная квалификационная работа состоит из введения, трёх глав, заключения, списка использованных источников моделированию интрамедуллярных фиксаторов и системы кость-фиксатор. Работа изложена на 40 листах машинописного текста, содержит 40 рисунков и 4 таблицы.

Цель работы: изучение внутренних напряжений и деформаций при различных вариантах внутреннего остеосинтеза при околосуставных переломах проксимального отдела бедренной кости.

Содержание работы

Во введении обосновывается важность задачи численного исследования напряженно-деформированного состояния системы кость-фиксатор при околосуставных переломах проксимального отдела бедренной кости.

В первой главе исследуется геометрия фиксаторов PFN и PFNA, которые потребуются для численного расчета.

В первом разделе второй главы для проведения численного анализа были созданы трехмерные модели интрамедуллярных фиксаторов PFN и PFNA (рисунок 1) в системе автоматизированного проектирования SolidWorks [4, 5].

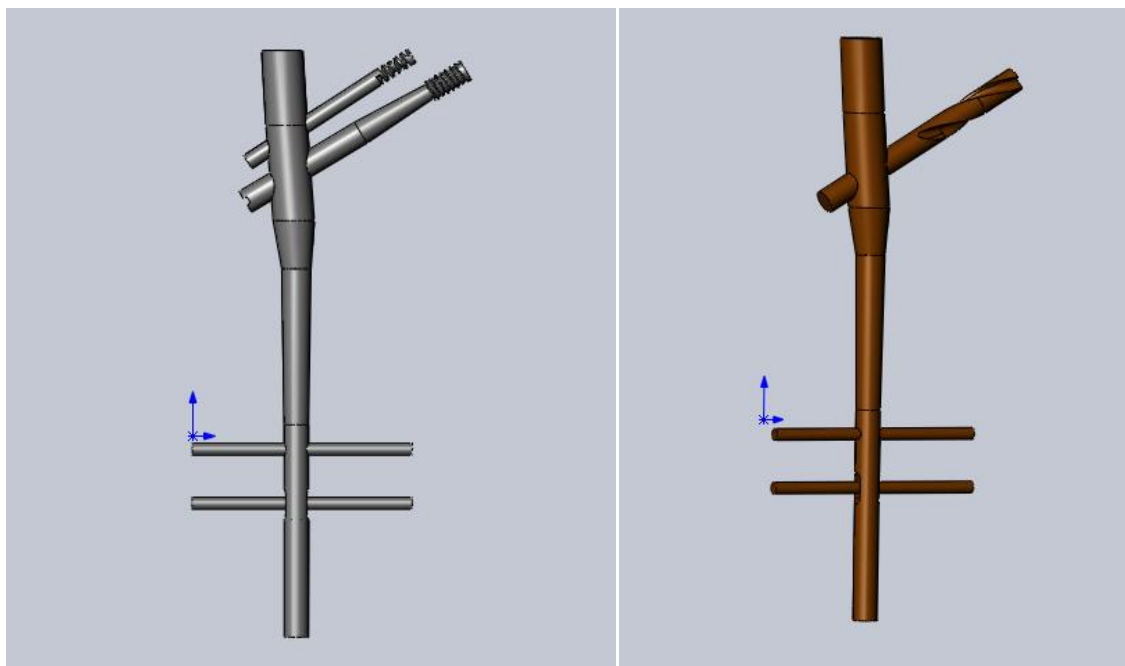


Рисунок 1. Трехмерные модели фиксаторов PFN и PFNA

Во втором разделе второй главы производилось моделирование системы кость-фиксатор, а затем согласно АО/ASIF (Association for

Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation, Davos, Switzerland)
в проксимальной части бедра смоделирован перелом типа 31-A1 (рисунок 2).

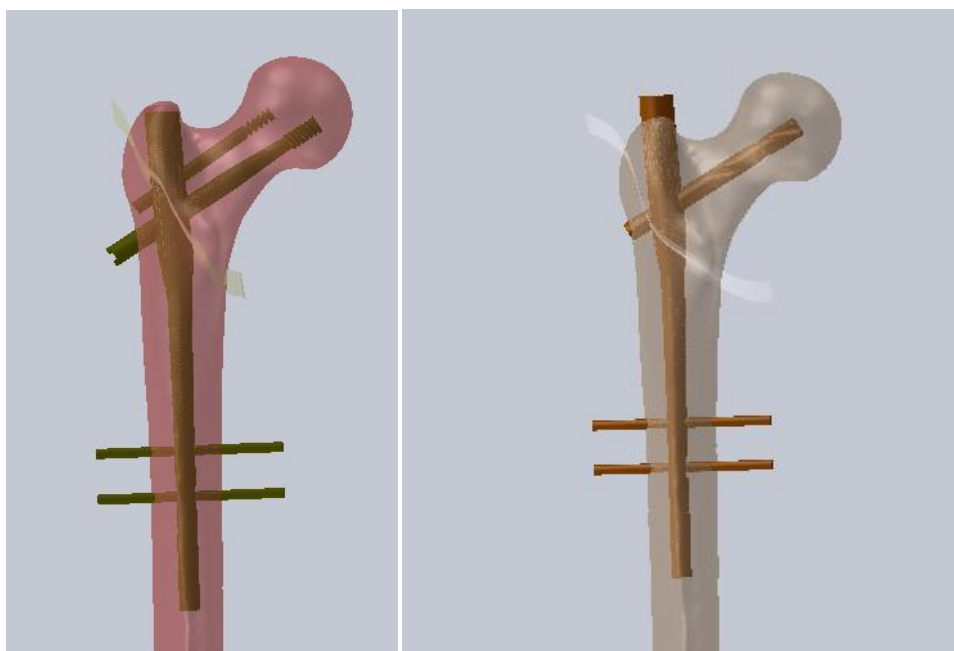


Рисунок 2. Фиксаторы PFN и PFNA, установленные в кости.

В третьей главе расчет построенных моделей на прочность проводился в модуле Workbench пакета ANSYS.

Исследование модели состояло из следующих этапов:

- задание физических свойств материала;
- импорт геометрической модели;
- создание конечно-элементной сетки;
- наложение нагрузок и закреплений;
- проведение вычислений;
- просмотр и анализ полученных результатов;

В качестве материала для интрамедуллярных фиксаторов была выбрана нержавеющая сталь. Механические параметры кости взяты из литературы [4]. Считалось, что материалы фиксаторов и костной ткани являлись изотропными идеально-упругими и внесены в таблицу 1.

Таблица 1. Свойства материалов

Материал	Модуль Юнга	коэффициент Пуассона
Нержавеющая сталь	$2 \cdot 10^{11}$ Па	0,3
Кость	$1 \cdot 10^{11}$ Па	0,35

Открываем файлы нашей модели формата Parasolid, полученные ранее из программы SolidWorks (рисунок 3).

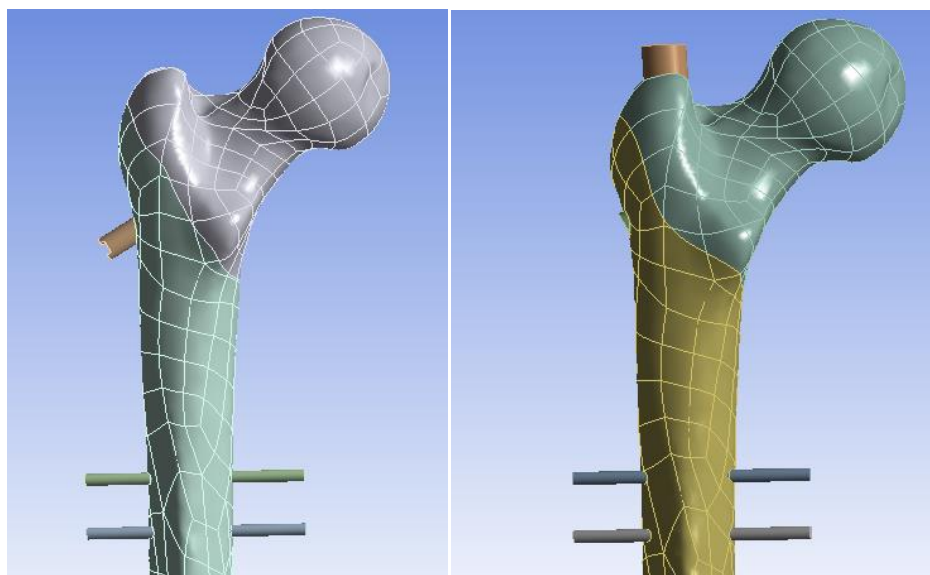
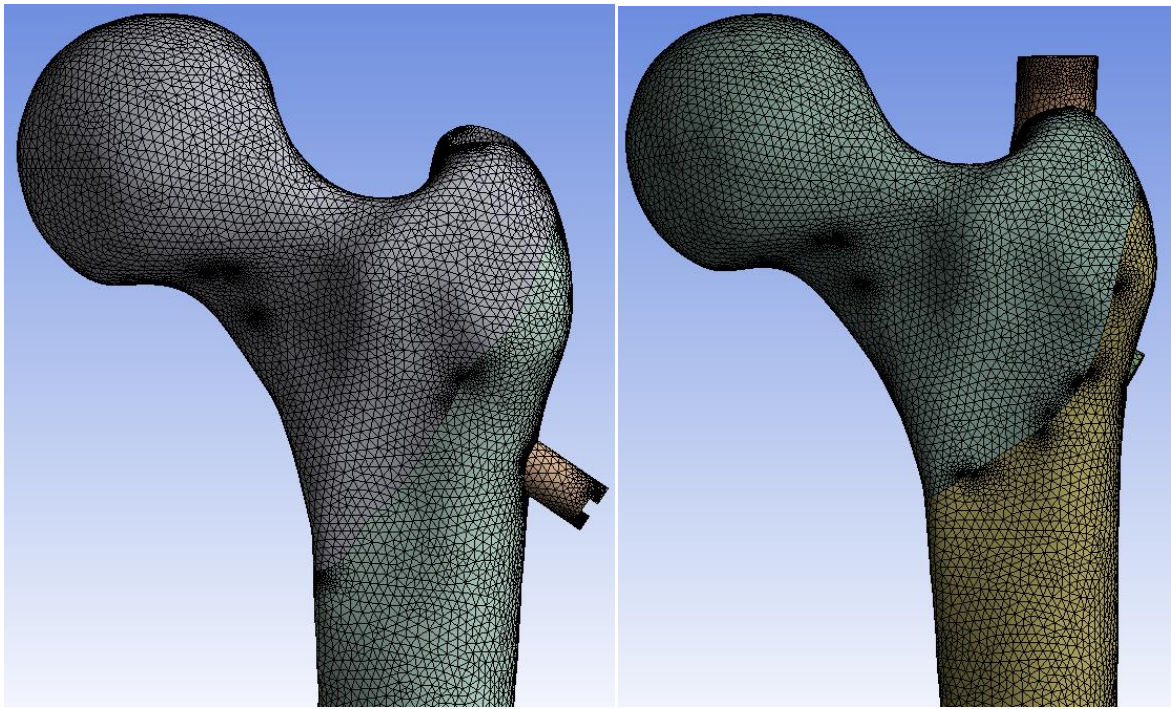


Рисунок 3. Расчетные модели PFN и PFNA.

Конечно-элементная сетка

Расчетная модель была представлена из 2,5 млн. узлов.



(а)

(б)

Рисунок 4. Конечно-элементная сетка установки бедренной кости с фиксатором PFN (а) и PFNA (б)

Контактные условия

При контакте между винтами и костью, стержнем и костью использовался тип bonded (склейка), запрещающий относительные перемещения контактирующих поверхностей.

Для контакта между костными отломками выбран тип no separation (без разделения), разрешающий тангенциальные перемещения контактирующих поверхностей друг относительно друга (поверхности скользят без трения), нормальные перемещения запрещались.

Наложение нагрузок и закреплений

Исследование проводилось в 3 этапа. На первом фиксировалась дистальная часть бедренной кости, а к головке прикладывалась осевая сила 700 Н (рисунок 5). На втором этапе фиксирование дистальной части оставалось, и прикладывалась поперечная сила 100 Н (рисунок 6). И на

третьем также при фиксировании нижней части бедренной кости прилагался момент 10 Н*м (рисунок 7).

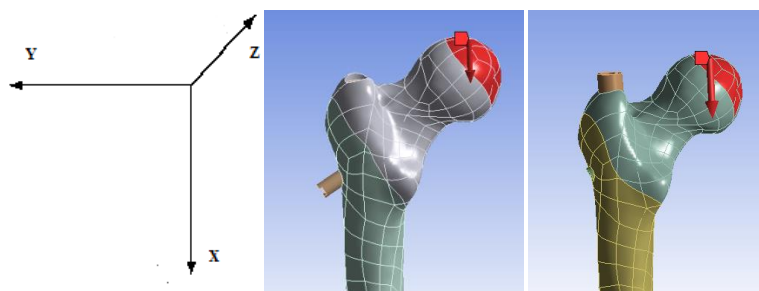


Рисунок 5. Приложение продольной силы вдоль оси X

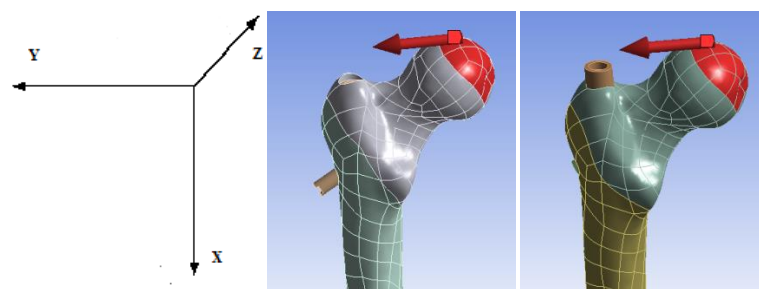


Рисунок 6. Приложение поперечной силы вдоль оси Y

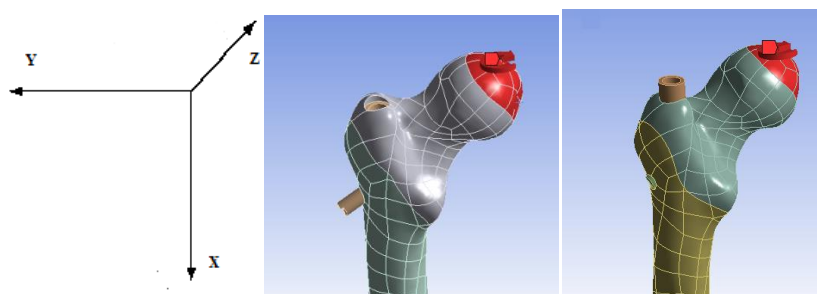


Рисунок 7. Приложение скручивающегося момента вокруг оси X



Рисунок 8. Жесткое закрепление дистальной части кости

Решались статические задачи теории упругости, описывающие напряженно-деформированное состояние системы кость-фиксатор при трех

видах нагрузок. Результаты расчётов напряженно-деформированного состояния системы кость-стержень показаны на рисунках 9-10.

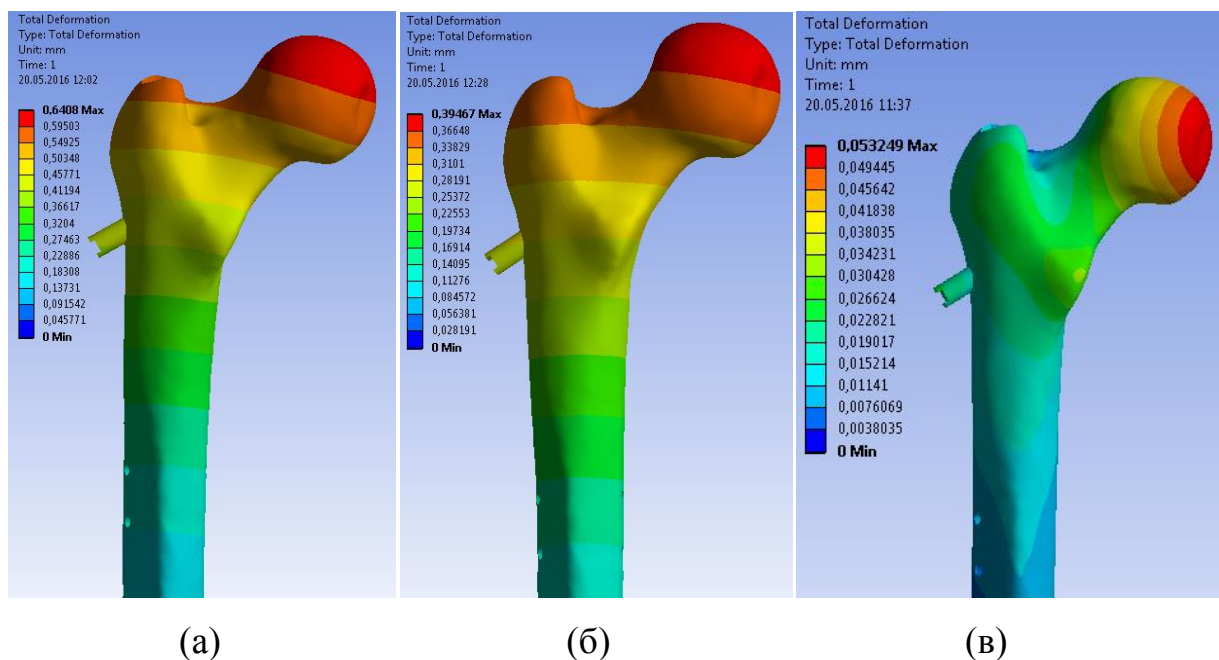


Рисунок 9. Поля перемещений для фиксатора PFN для трех рассмотренных нагрузок (а - осевая, б - поперечная, в - скручивающий момент)

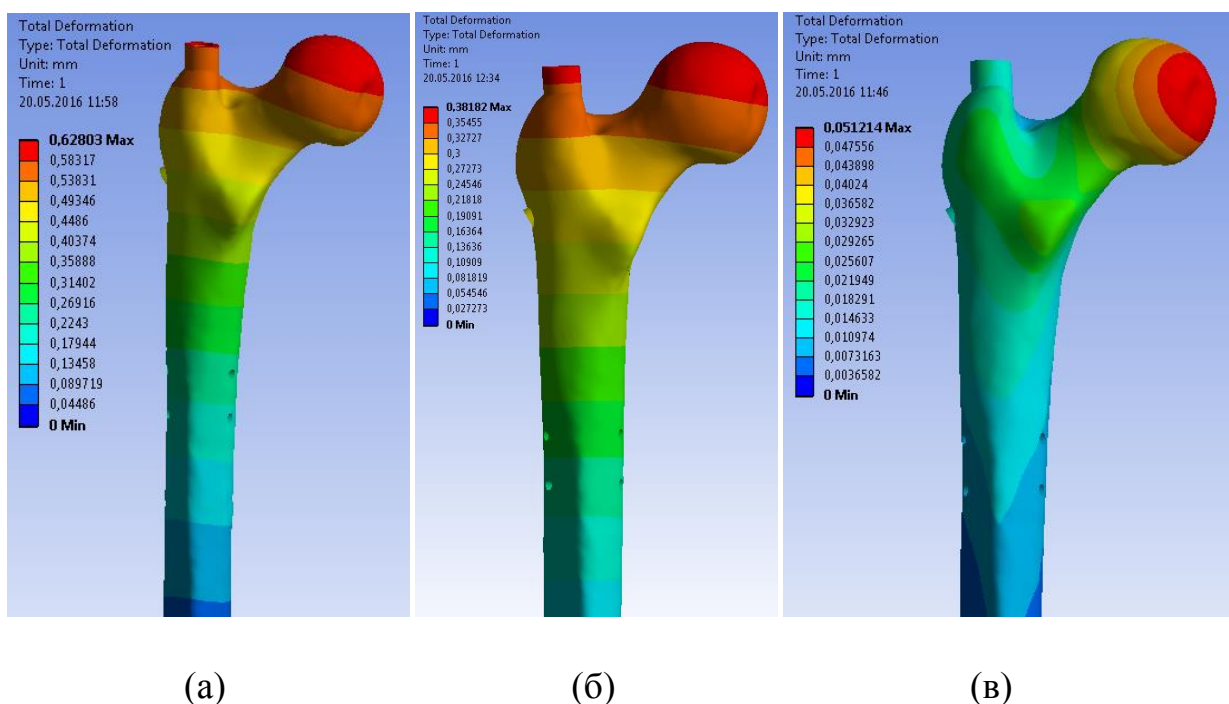


Рисунок 10. Поля перемещений для фиксатора PFNA для трех рассмотренных нагрузок (а - осевая, б - поперечная, в - скручивающий момент)

При анализе максимального перемещения костных отломков для каждого вида нагрузки можно отметить достаточную стабильность перелома при трех видах нагрузки. Максимальные перемещения возникают в головке бедренной кости при осевой силе фиксаторов PFN и PFNA (0,64 мм и 0,63 мм). В случае поперечной нагрузки максимальные перемещения головки бедра для PFN составляют 0,39 мм, а для PFNA – 0,38. И при скручивающем моменте максимальное перемещение для двух фиксаторов достигло 0,053 и 0,051 мм соответственно.

Далее были проанализированы эквивалентные напряжения, возникающие в интрамедуллярных стержнях PFN (рисунок 11) и PFNA (рисунок 12).

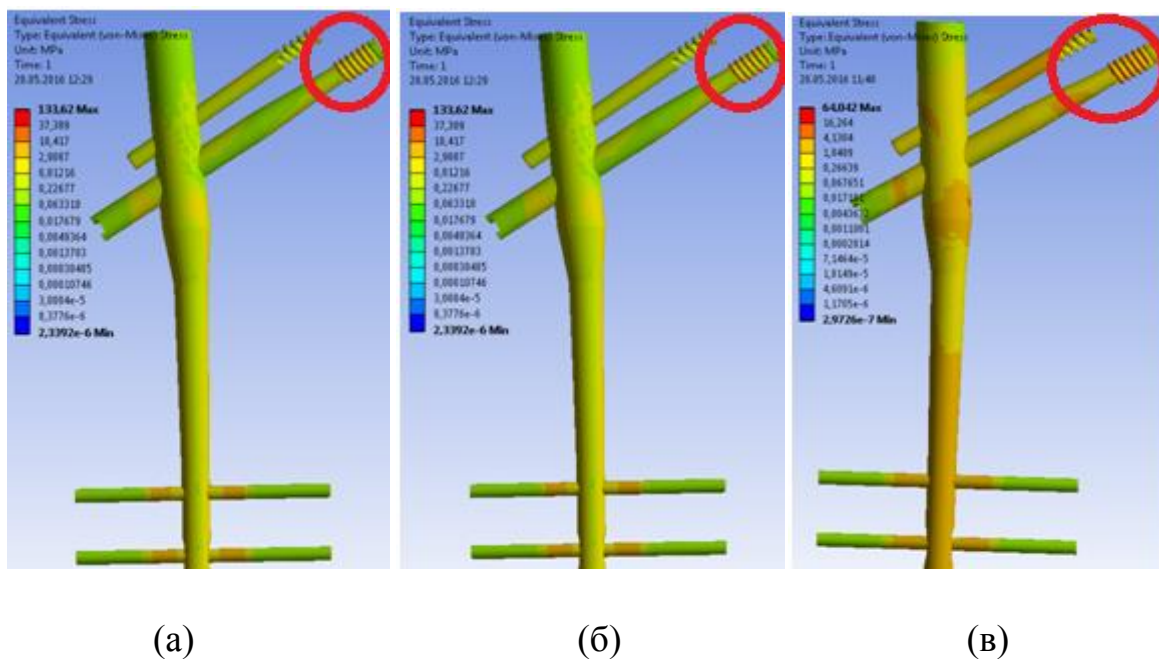


Рисунок 11. Эквивалентные напряжения в интрамедуллярном стержне PFN

(а - осевая, б - поперечная, в - скручивающий момент). Локализация максимальных значений показана красными овалами.

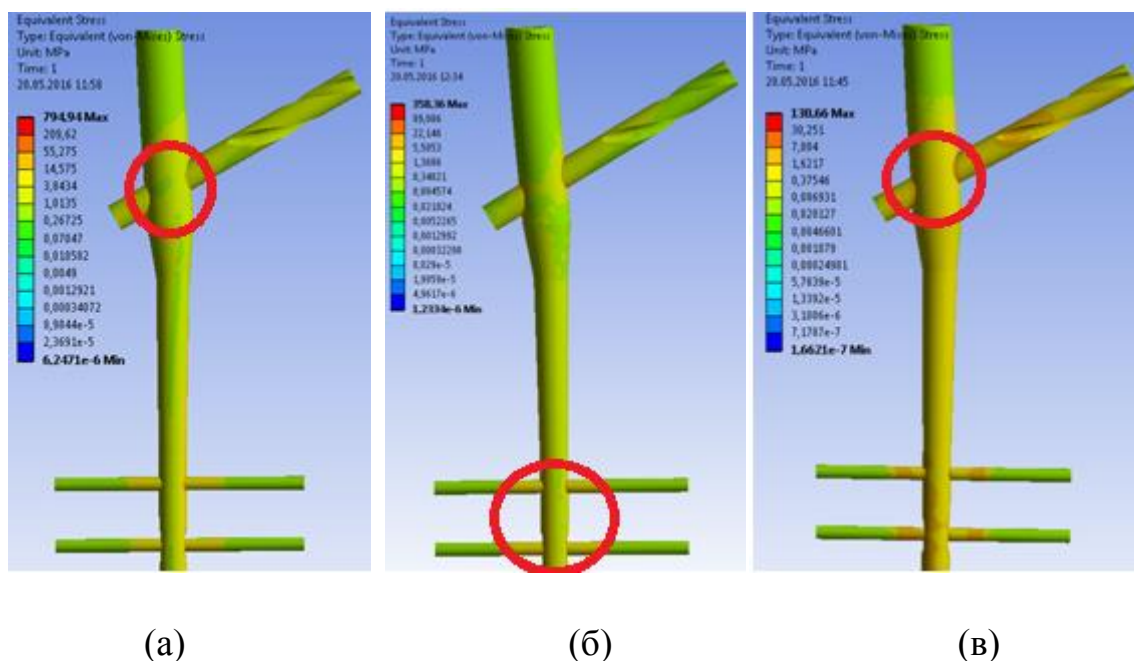


Рисунок 12. Эквивалентные напряжения в интрамедуллярном стержне PFN (а - осевая, б - поперечная, в - скручивающий момент). Локализация максимальных значений показана красными овалами.

При анализе эффективных напряжений можно отметить следующие закономерности. Для интрамедуллярного стержня PFN наибольшие напряжения обнаруживаются на проксимальном нижнем винте, а также в теле стержня. Максимальные напряжения выявлены при осевой нагрузке и составили 262 МПа. После приложения поперечной и скручивающей нагрузке максимальные напряжения составили 133 МПа и 64 МПа соответственно.

Для фиксатора PFNA наибольшие напряжения возникают на блокирующих винтах и также в теле стержня. Максимальные эффективные напряжения обнаружены в случае осевой нагрузки в проксимальном блокирующем винте 794 МПа. При поперечной нагрузке наибольшее напряжение возникает на нижних блокирующих винтах, которое составляет 358 МПа. А при скручивающей силе максимальное напряжение достигло 130 МПа в проксимальном винте.

При фиксации стержнем PFN между отломками кости прослеживалось неравномерное распределение давления, также выявлено, что наибольшее давление 203 МПа при скручивающем моменте (рисунок 13).

Также результаты расчетов показали равномерное распределение контактного давления между костными отломками в случае системы кость-фиксатор при блокирующем интрамедуллярном стержне PFNA. Максимальное контактное давление выявлено 125 МПа при осевой нагрузке (рисунок 14).

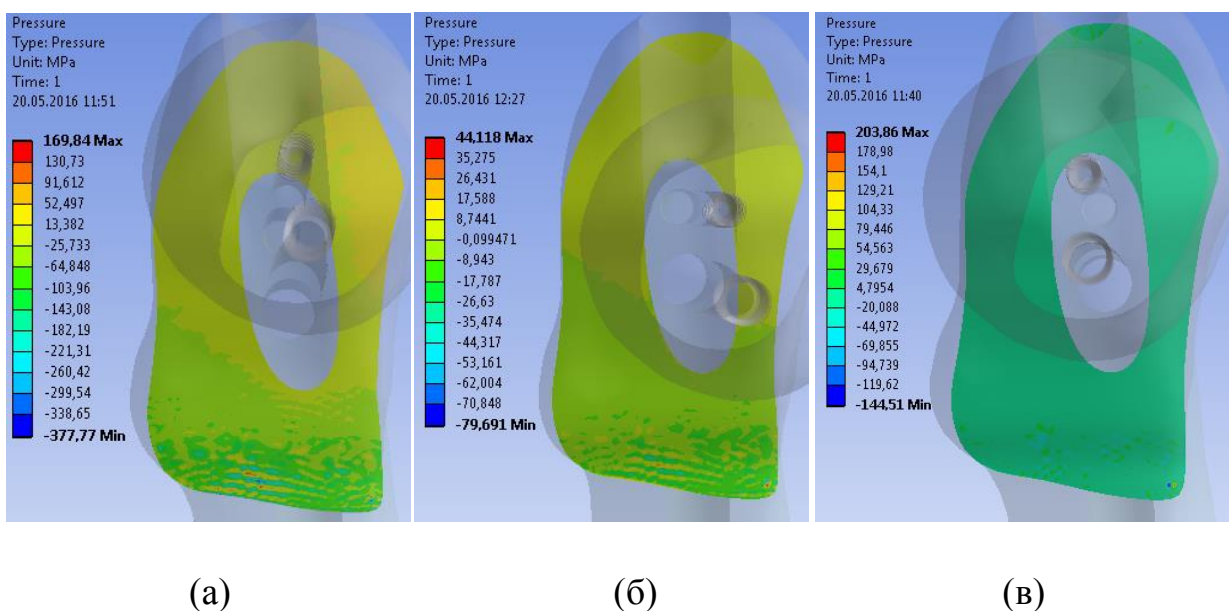
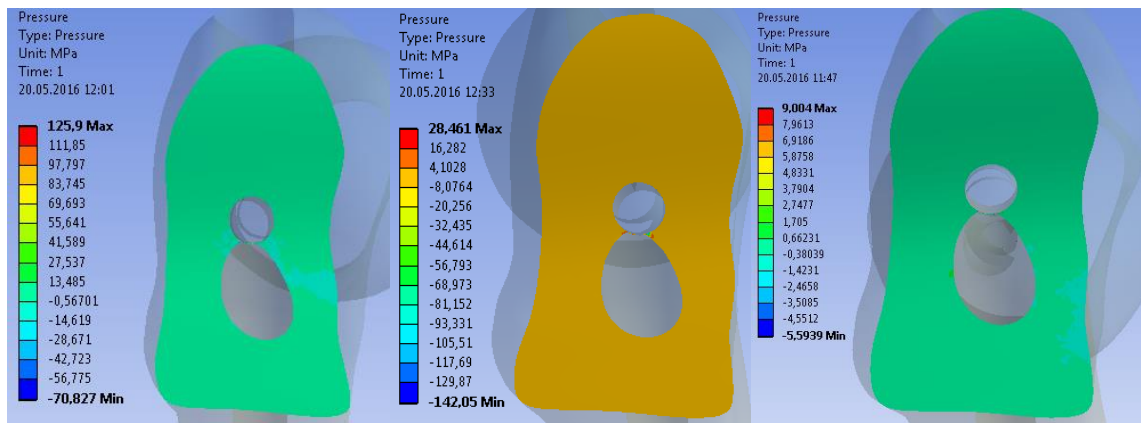


Рисунок 13. Контактное давление между отломками при использовании интрамедуллярного стержня PFN (а - осевая, б - поперечная, в - скручивающий момент)



(а)

(б)

(в)

Рисунок 14. Контактное давление между отломками при использовании интрамедуллярного стержня PFN (а - осевая, б - поперечная, в - скручивающий момент)

Вывод

В результате компьютерного моделирования и численного исследования напряженно-деформированного состояния системы «кость-фиксатор» при околоуставных переломах проксимального отдела бедренной кости, выявлено, что модели PFN и PFNA испытывают практически одинаковые перемещения при рассчитанных нагрузках, но разные по величине напряжения. Также результаты расчетов показали равномерное распределение контактного давления между костными отломками в случае системы кость-фиксатор при блокирующем интрамедуллярном стержне PFNA и неравномерное при фиксаторе PFN. Численный эксперимент показал, что стержни PFNA и PFN обеспечивают одинаковую стабильность фиксации переломов.