

ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ВЕРХНЕЙ ТРЕТИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ ЕЕ МЕЖВЕРТЕЛЬНОМ ПЕРЕЛОМЕ И НАКОСТНОЙ ФИКСАЦИИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ШЕЕЧНОГО ВИНТА СО СПИРАЛЕВИДНОЙ РЕЗЬБОЙ

Левадный Е.В. Днепропетровский национальный университет имени Олеся Гончара
Механико-математический факультет
Нуштаев Д.В. (ООО «ТЕСИС», г. Москва)

Введение

Одним из серии численных анализов применения различных типов фиксации межвертельного перелома бедренной кости был выбран способ внешней накостной фиксации угловой пластиной с одним шеечным винтом со спиралевидной резьбой.

Была построена необходимая геометрическая модель, отвечающая с одной стороны достаточным требованиям для проведения сравнительного анализа, и с другой стороны — необходимым требованиям для качественной оценки конструкции, а также конечно-элементная модель для выполнения численного анализа. Проведены расчеты с целью определения напряжений и установившихся положений бедренной кости с накостной фиксации с применением накостного имплантата.

Цель: Определить особенности распределения нагрузок в бедренной кости при использовании накостного имплантата с шеечным винтом со спиралевидной резьбой при различных прочностных характеристиках костных тканей, соответствующих нормальному и остеопоротическому состояниям.

Геометрическая модель

Бедренная кость

Компьютерная томография бедренной кости выполнена на спиральном рентгеновском томографе Siemens, шаг среза составил 2 мм. Генерация трехмерной твердотельной модели бедренной кости проведена с применением компьютерной системы обработки медицинских изображений. Усредненная виртуальная стереолитографическая модель (STL-модель) обработана с использованием различных масок и фильтров таким образом, чтобы максимально сохранить особенности анатомического строения кости. STL-модель была преобразована в твердотельную модель с применением CAD-пакета SolidWorks.

Для проведения численного анализа была реализована верхняя треть бедренной кости и межвертельный перелом. Кость моделировалась из 2 слоев: кортикального и спонгиозного.

Кортикальный слой – это своеобразная оболочка костной ткани, самая прочная, состоящая на 95% из минеральных солей. Толщина кортикального слоя выбиралась равной **3-3.5(мм)**.

Спонгиозный слой больше чем на половину состоит из костных перекладин и перегородок, которые соединены капиллярами, по сути, это - костный мозг.

В трубчатой части кости спонгиозный слой настолько мягок (относительно кортикального), что при моделировании им можно пренебречь.



Накостный имплантат

Конструкции накостного имплантата, состоит из следующих основных деталей:

- 1) угловая пластина;
- 2) винт шнекового типа;
- 3) компрессионный винт;
- 4) фиксирующий винт.

Угловая пластина является частью сборки внешнего фиксатора. Она служит для остеосинтеза межвертельных переломов.

Шеечный винт фиксирует отломанную головку, выполняя компрессию двух частей кости по плоскости перелома. В данной работе рассматривается винт со шнековой резьбой.

Компрессионный винт применяется для того, чтобы задать предварительный натяг шнековому винту, который, в свою очередь, прижмет головку бедренной кости по плоскости разлома.

Фиксирующие винты используются для фиксации пластины к кости.

В окончательном виде конструкция внешнего фиксатора имеет вид, представленный на рисунке ниже.

Рис. 1. Распределение слоев по кости.
Плоскость межвертельного перелома.

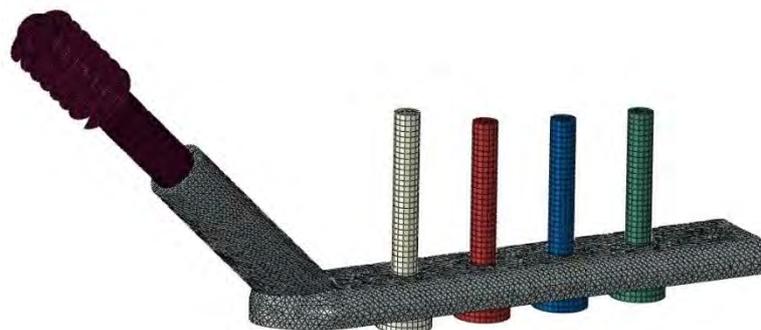


Конечно-элементная сетка

Расчетная модель была представлена из 400 тысяч элементов:

-линейными тетраэдрами моделировались кость, пластина, шеечный винт;

-линейными гексаэдрами моделировались компрессионный и фиксирующий винты.



Контактные области

В задаче присутствуют тела, находящиеся в контакте друг с другом. Для моделирования контакта было создано несколько контактных пар: болт-кость, болт-пластина, пластина-кость, винт-пластина, винт-кость, кость-кость (*плоскость разлома*).

Таблица 1. Значения коэффициентов трения для различных типов контактных пар [3]

Контактная пара	Коэффициент трения μ
металл-металл	0.15
кость-металл	0.30
кость-кость	0.5

Нагрузки и закрепления

Исследование проводилось в 2 этапа. На первом этапе рассматривалось нагружение установки предварительной осевой затяжкой компрессионного винта силой. На втором этапе затяжка фиксировалась и в дополнение к ней прикладывалась вертикальная нагрузка.

Для выполнения первого этапа анализа необходимо было определить усилие предварительной затяжки компрессионного винта.

Диаметр компрессионного винта составляет 5 мм [4], это соответствует винту с номинальным диаметром резьбы 5мм – (M5). Необходимо было выяснить класс прочности винта. Максимально близким является класс прочности 5.6.

Далее, воспользовавшись табличными данными для соответствующего типа резьбы и класса прочности, получаем необходимое значение для осевой затяжки винта – **1710 (N)** [5], что дало бы возможность бедренному винту прижимать отломанную часть кости по линии перелома.

Для определения численного значения давления на верхнюю полусферу головки бедренной кости были приняты следующие величины .

Вес человека составляет: **70 (кг)**.

Надбедренная часть туловища представляется равной двум третям от суммарного веса человека, т.е. **46.7 (кг)**.

Расположение человека — двуопорное стояние, т.е. сила, действующая на одну ногу со стороны веса туловища, равняется **229 (H)**.

Учитывая влияние дополнительных нагрузок на головку бедренной кости со стороны охватывающих связок и мышц, конечную силу, включающую в себя силу со стороны веса надбедренной части туловища и силу со стороны реакции опор охватывающих связок и мышц, следует увеличить в два раза:

$$F = 458 (H)$$

Диаметр головки бедренной кости принимаем равным:

$$D = 0.0434 (m)$$

Площадь поперечного сечения головки бедренной кости:

$$S = 0.001479 (m^2)$$

Давление на головку бедренной кости будет равным:

$$P = \frac{F}{S} = 309596 (Pa)$$

При приложении нагрузок жестко закрепим конец цилиндрической части кости и приложим равномерно распределенную нагрузку на сферическую часть.



Рис.8. Граничные условия, нагрузка на кость.

Свойства материалов

Модель материала для всех тел была выбрана как изотропная.

Таблица 2. Прочностные характеристики тканей неподверженных остеопорозу

Наименование ткани	Модуль упругости (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (МПа)
Кортикальная	17	0.3	160
Спонгиозная	1.5	0.3	6

Таблица 3. Прочностные характеристики тканей подверженных остеопорозу

Наименование ткани	Модуль упругости (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (МПа)
Кортикальная	20	0.3	120
Спонгиозная	3	0.3	4

В качестве материала для имплантата использовалась сталь 316L (аналог 03X16H15M3)

Таблица 4. Прочностные характеристики стали 316L

Модуль упругости (ГПа)	Коэффициент Пуассона	Предел прочности (σ_B), МПа	Предел текучести ($\sigma_{0,2}$), МПа	Относительное удлинение %
200	0,3	≥ 520	≥ 220	≥ 45

Результаты расчетов

В результате расчета необходимо было получить ответ на вопрос, удовлетворяет ли модель тем требованиям прочности и жесткости, которые к ней предъявляются. Решение статической задачи, моделирующей режим работы сборки бедренной кости с наконечным имплантатом, показало, что все элементы сборки работают в упругой зоне деформаций (максимальные напряжения в сборке не превышают предел текучести материала).

При проведении численного анализа были получены следующие результаты:

размерность шкалы напряжений – паскаль.

размерность шкалы перемещений – метр.

Результаты расчета со свойствами материала кости неподверженной остеопорозу

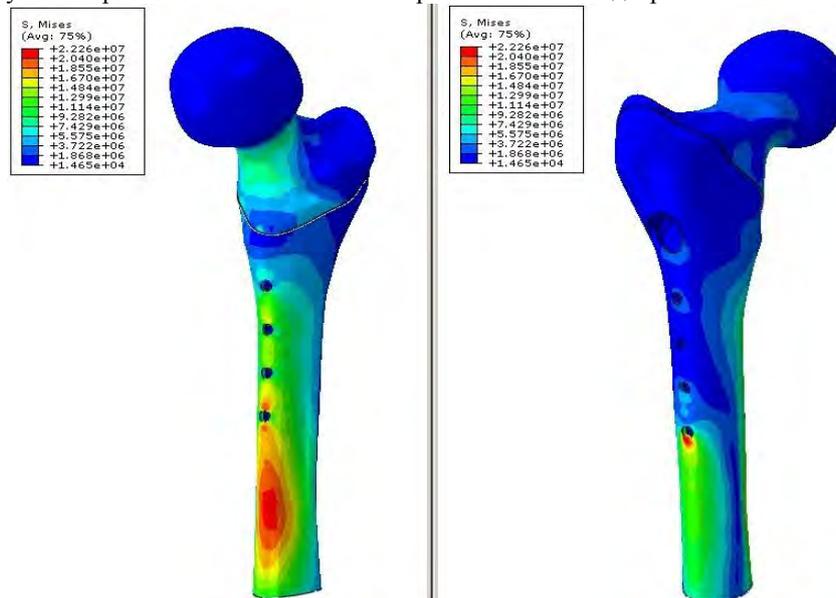


Рис.9. Напряжения в бедренной кости.

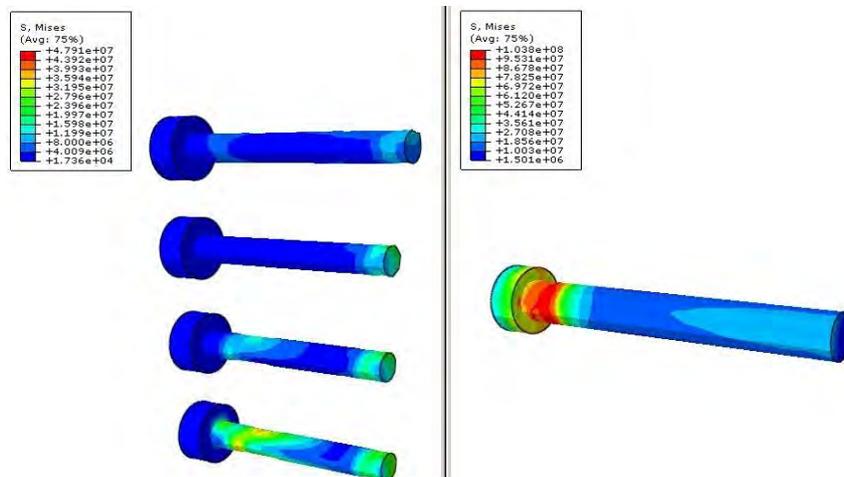


Рис.10. Напряжения в фиксирующих и компрессионном винтах.

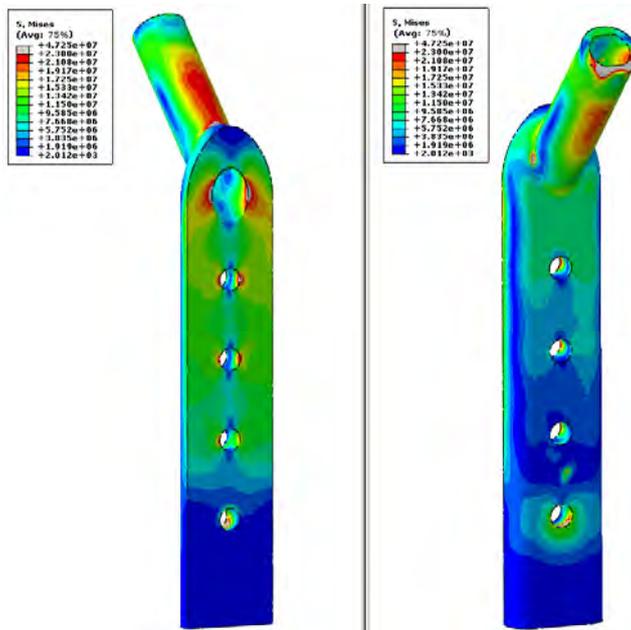


Рис.11. Напряжения в наконечной пластине.

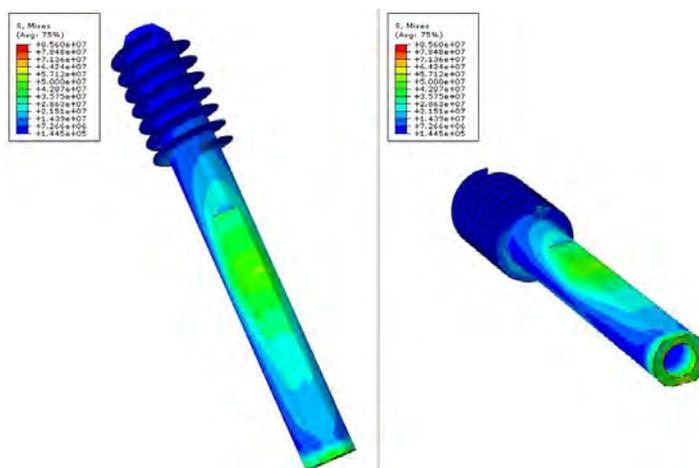


Рис.12. Напряжения в шеечном винте шнекового типа.

Деформированная форма с масштабным фактором

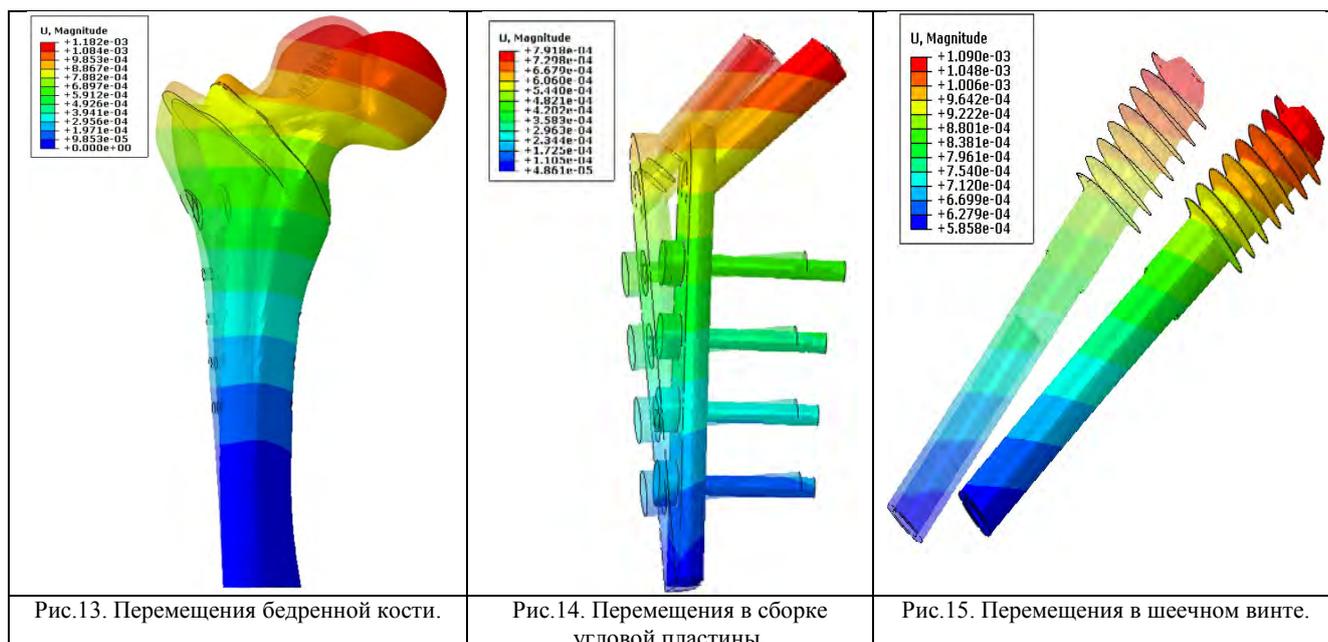


Рис.13. Перемещения бедренной кости.

Рис.14. Перемещения в сборке угловой пластины.

Рис.15. Перемещения в шеечном винте.

Анализ распределения напряжённо-деформированного состояния (НДС) бедренной кости с внешней наконечной фиксацией угловой пластиной с одним шеечными винтом со спиралевидной резьбой показал зоны с повышенным напряженным состоянием.

Установлено, что основную нагрузку несет кортикальный слой бедренной кости. В бедренной кости максимальные напряжения расположены в дистальном отделе и составляют 22 МПа. Наиболее напряженным участком в проксимальном отделе является нижняя часть шейки бедренной кости вблизи межвертельной зоны, где величина интенсивности напряжений достигает значения 10 МПа. Под большим вертелом уровень напряжений не превышает значения 3.8 МПа. Также обнаружена дополнительная зона концентрации напряжений равная 20 МПа, локализованная в месте контакта нижнего фиксирующего винта с костью. Максимальный уровень перемещений составляет 1.18 мм на краю головки бедренной кости. Смещений отломков друг относительно друга по плоскости перелома не обнаружено.

В общем виде наблюдаются скачки напряжений на границе перехода от костной ткани к металлическому имплантату, свидетельствующие о том, что происходит перекачка напряжений от костной ткани к имплантату, т.е. имплантат берёт на себя часть напряжений, разгружая тем самым костную ткань.

Распределение интенсивности напряжений и их значения в фиксирующей конструкции свидетельствует о том, что винты принимают на себя основную нагрузку.

Максимальные напряжения в блокирующем винте, вызванные предварительной затяжкой, обеспечивающей условие нераскрытия стыка в месте межвертельного перелома, составили 100 МПа.

Максимальные напряжения в шеечном винте, которые возникают на его основании, и вызванные компрессией основания шеечного винта к пластине компрессионным винтом, равняются 85 МПа.

Максимальные напряжения в шеечном винте, вызванные изгибающим моментом от действия равнодействующей силы, составили порядка 60 МПа и расположены на выходе винта из направляющей шеечного винта пластины, так как в этой месте момент будет максимальным. Напряжения на витках резьбы шеечного винта шнекового типа равны 15-20 МПа

Максимальные напряжения в фиксирующей пластине, локализованные в направляющей шеечного винта, равны 45 МПа

Максимальную установленную нагрузку фиксирующих винтов несет нижний винт. Обширная зона повышенного напряженного состояния распределена по длине винта и равна 48 МПа.

Выводы

1. Созданная конечно-элементная модель бедренной кости позволяет выполнять исследования напряженно-деформированного состояния при различных направлениях и местах установки накостного имплантата, а также при различных локализациях перелома с целью изучения возможностей повышения стабильности костных фрагментов.

2. Созданная модель позволяет исследовать влияние геометрических размеров и свойств материала элементов сборки «угловой пластины с динамическим бедренным винтом» на общую жесткость системы, оценивая влияние отдельных элементов сборки на стабильность костных отломков при разломе кости.

3. Из сопоставления найденных расчетных напряжений и предельных напряжений материала делается заключение о прочности конструкции, и находятся коэффициенты запаса прочности.

Таблица 4. Коэффициенты запаса прочности расчетной модели в случае без остеопороза.

Материал	Коэффициент запаса прочности
Сталь	5.2
Кортикальный слой	7.2
Спонгиозный слой	2

Таблица 5. Коэффициенты запаса прочности расчетной модели в случае с остеопорозом.

Материал	Коэффициент запаса прочности
Сталь	5
Кортикальный слой	5.6
Спонгиозный слой	1.33

Как можно заметить из последних двух таблиц, влияние остеопороза бедренной кости в рассматриваемой задаче уменьшает коэффициент запаса кортикального слоя на 22%, спонгиозного слоя на 33% и стали на 4%, сохраняя при этом достаточные условия прочности по каждому из материалов.

Литература

1. Агаджанян В.В., Ярулин И.М. Динамический компрессионный остеосинтез при переломах и ложных суставах шейки бедренной кости // Ортопедия, травматология и протезирование. 1991. - № 9. — С. 45-46.
2. Омаров М.М., Абакаров А.А. Применение углообразной вилки-пластинки при межвертельных остеотомиях бедра // Материалы VI съезда травматологов и ортопедов России. Н-Новгород, 1997. - С. 433.
3. T.D. Brown, J.A. Ferguson, "Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur", 1980, vol. 13, pp.687-699.
4. ISO 965-2 / DIN 13-20, 21, 22, 27.
5. Preloads and tightening torque for fasteners of steel.