

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина»
Факультет электромеханический
Кафедра теоретической и прикладной механики
Направление подготовки 01.03.03 Механика и математическое моделирование
Направленность (профиль) образовательной программы – Динамика и прочность
сложных механических систем

Конечно-элементный анализ прочности кости после хирургической операции

Студент группы 4-33:
Ларионова У.О.
Научный руководитель: доц., д.ф.-м.н.
Маслов Л.Б.

Иваново 2022

Цель работы – биомеханическая оценка работоспособности бедренной кости спустя некоторый период после хирургического вмешательства.

Задачи:

- Обработка КТ файлов и построение геометрической модели
- Создание конечно-элементной модели бедренной кости
- Проверка работоспособности модели
- Анализ результатов расчёта

Объект исследования:

- В работе представлены 3D изображение бедренной кости, а также файлы компьютерной томографии в формате DICOM в послеоперационный период, полученные из НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина.
- У данного пациента выявлено злокачественное образование, растущее из костной ткани и продуцирующее эту ткань.
- В результате была проведена хирургическая операция, в ходе которой новообразование вырезается вместе с участком здоровой кости, чтобы предотвратить рецидив. Агрессивная опухоль удаляется вместе с сочленением, но сустав не заменяется протезом.

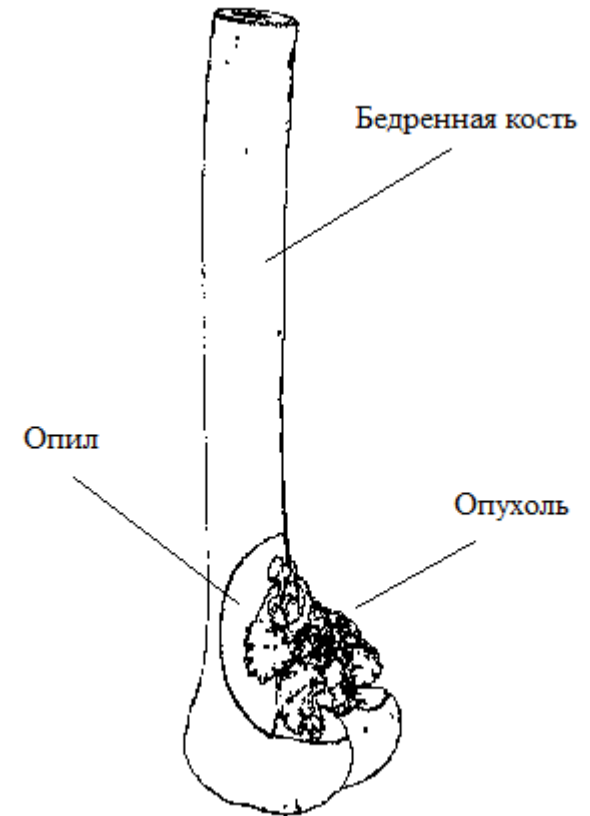


Рисунок 1 - Изображение бедренной кости

Планирование операции:



Рисунок 2 -
Опухоль



Рисунок 3 - Направляющая
деталь для резки
(опила)



Рисунок 4 - Бедренная
кость (опил)



Рисунок 5 -
Бедренная кость

Исходные данные, предоставленные НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина:

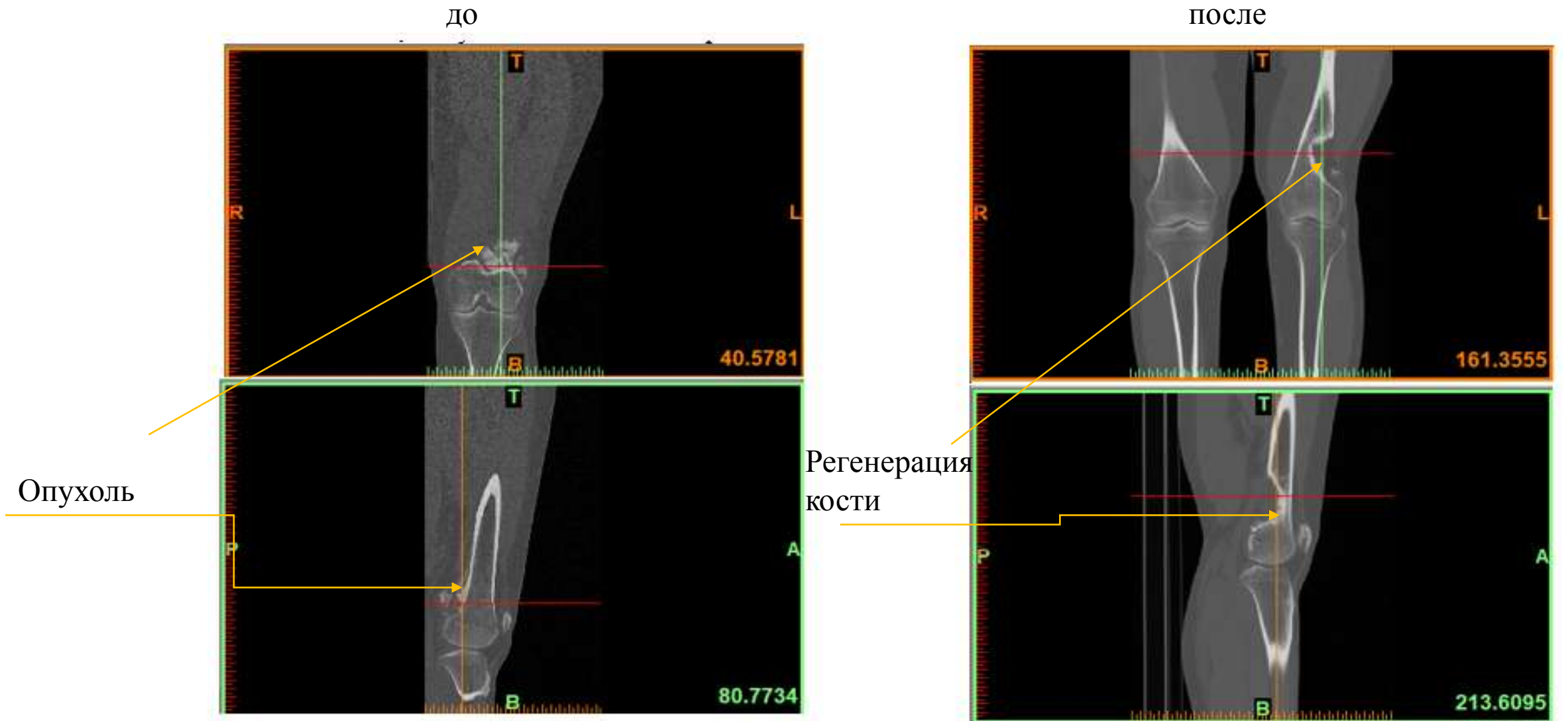


Рисунок 6 - Изображения компьютерной томографии до и после операции

Постановка задачи:

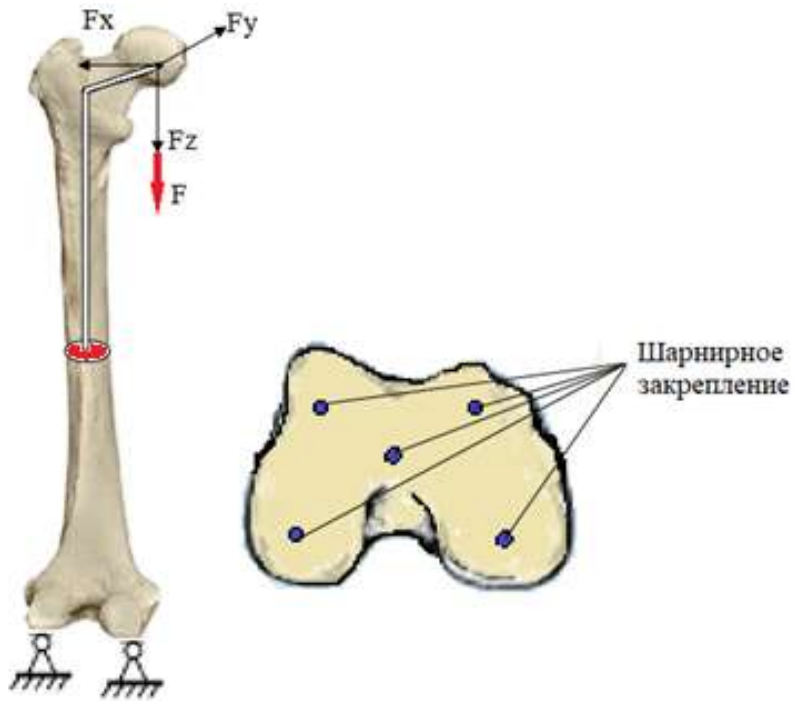


Рисунок 7 – Схема нагружения

Кинематические граничные условия:

1) $(u_x = u_y = u_z = 0)$.

Силовые граничные условия:

- 1) $F=780$ Н;
- 2) $F=2340$ Н (при быстрой ходьбе).

Уравнения теории упругости:

$$\nabla \sigma + f_v = 0$$

$$\varepsilon = \frac{1}{2} (\nabla u + (\nabla u)^T)$$

$$\sigma = \lambda \theta E + 2\mu \varepsilon$$

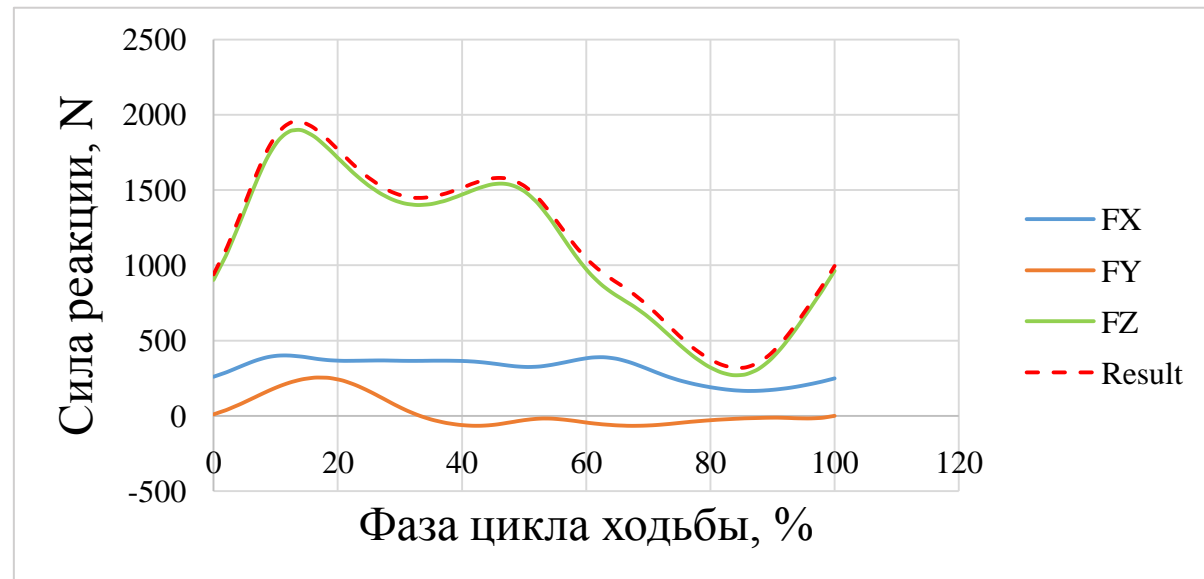


Рисунок 8 – График сил реакций бедра при быстрой ходьбе в трех проекциях для левой ноги [1]

Метод решения:

$$\text{СЛАУ МКЭ: } \mathbf{KU} = \mathbf{F}$$

где \mathbf{K} - матрица жесткости системы, \mathbf{U} - вектор узловых перемещений, \mathbf{F} - вектор внешних сил.

В его основе лежат две главные идеи:

- дискретизация исследуемого объекта на конечное множество элементов;
- кусочно-элементная аппроксимация исследуемых функций.

Программные обеспечения:

Materialise Mimics - ПО для обработки данных медицинских снимков;

Meshmixer – ПО для обработки геометрической модели;

Вонemat – ПО для получения характеристик костной ткани;

ANSYS – ПО для построения конечно-элементной модели;

Abaqus – ПО для расчета напряженно-деформированного состояния модели.

Выбор конечного элемента:

SOLID 187 - трехмерный (3D) - элемент объемного НДС с десятью узлами в форме тетраэдра.

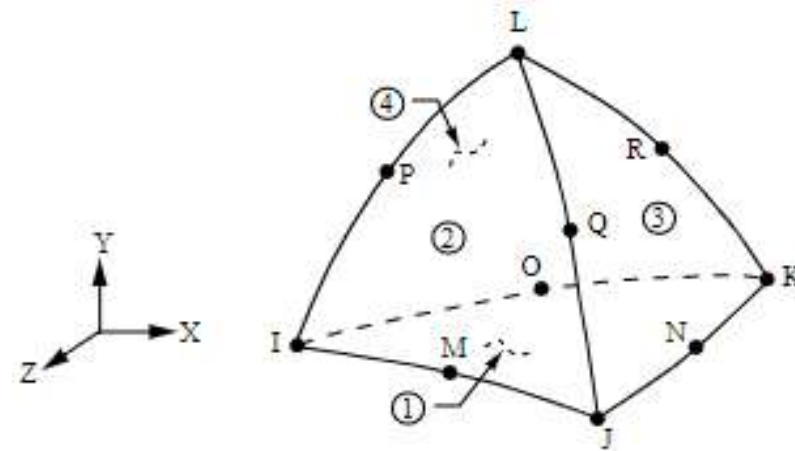
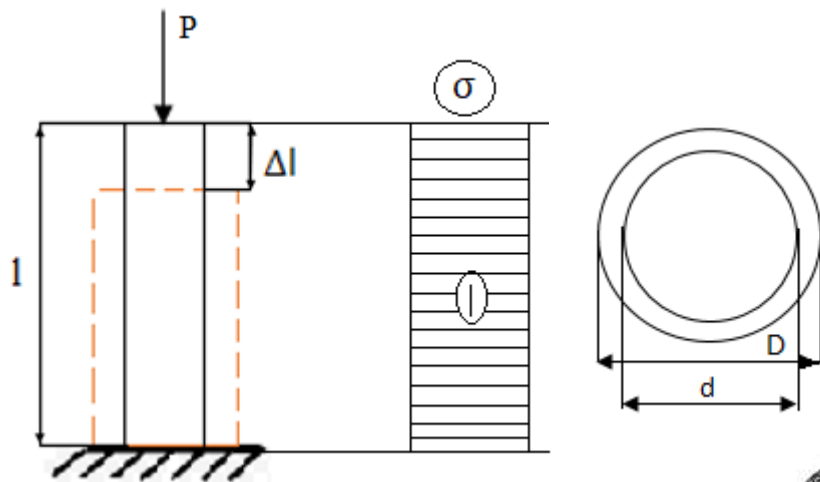


Рисунок 9 - Геометрия элемента SOLID187

Обоснование метода решения:



Дано:
 $l = 0.2 \text{ м}$
 $D = 0.03 \text{ м}$
 $d = 0.025 \text{ м}$
 $F = 1000 \text{ Н}$
 $E = 15000 \text{ МПа}$

Рисунок 10 – Схема нагружения

Таблица 1 – Сравнение результатов

	σ , МПа	Δl , мм	Погрешность измерения
Аналитическое решение	-4,64	-0,0617	1,2%
ПО ANSYS	-4,58	-0,0615	0,32%

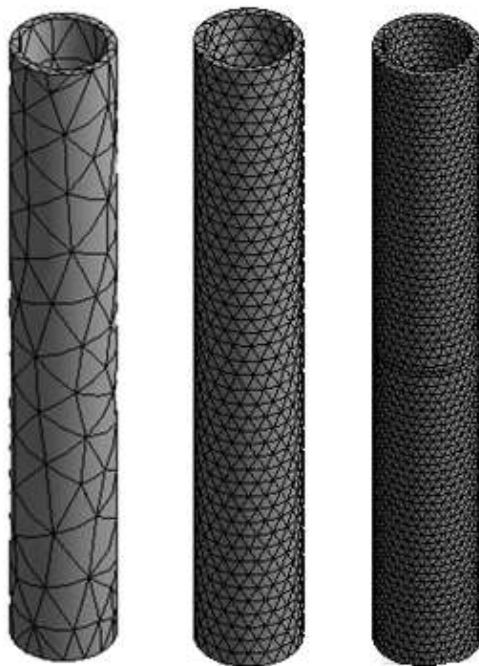


Рисунок 11 - Конечно-элементная сетка на 861, 4819 и 13449 элементов

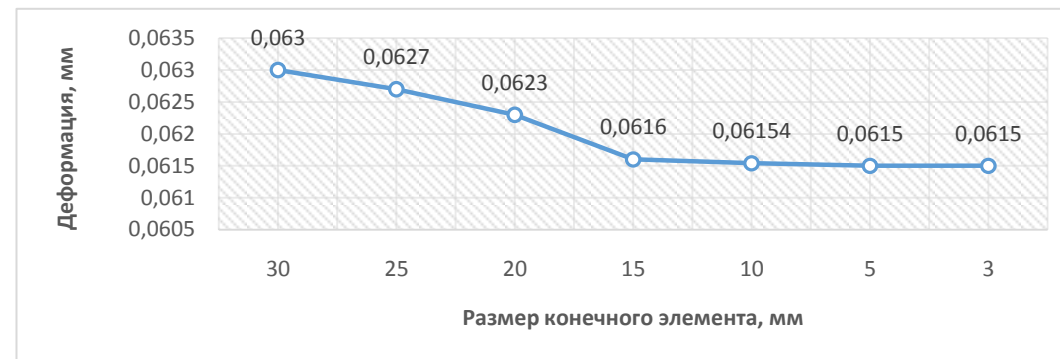


Рисунок 12 - Зависимости между напряжением и размером КЭ

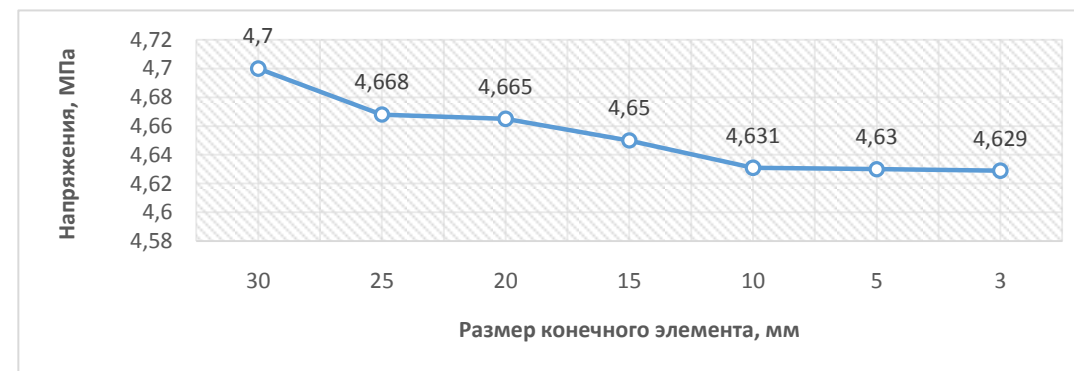


Рисунок 13 - Зависимости между деформацией и размером КЭ

Разработка геометрической модели:

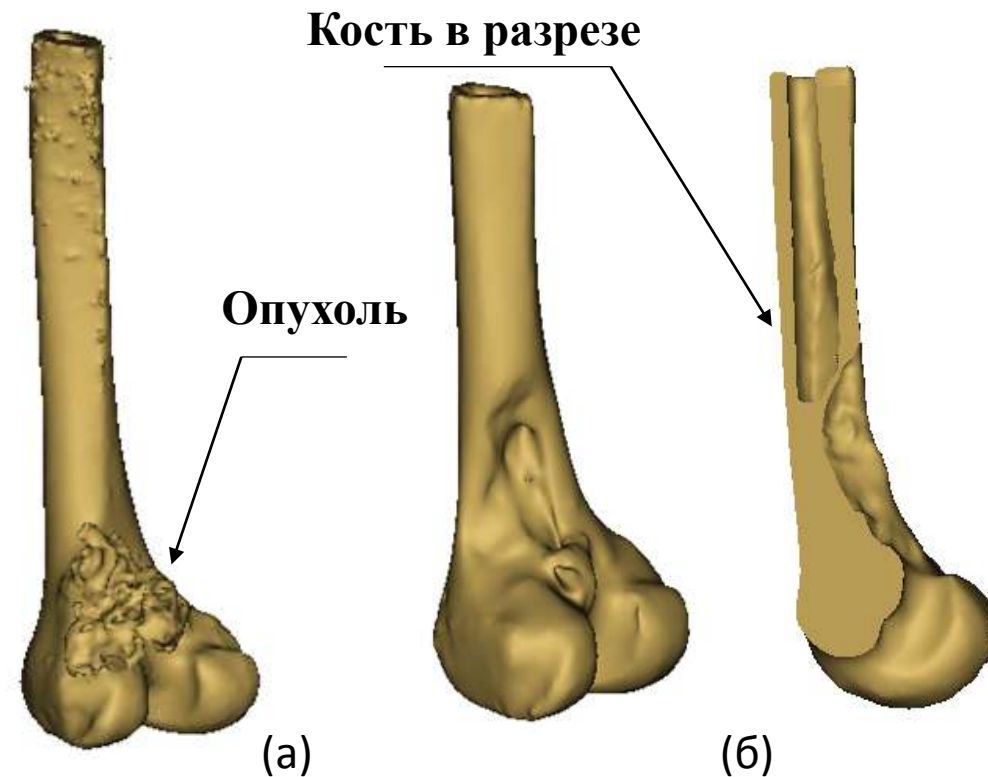
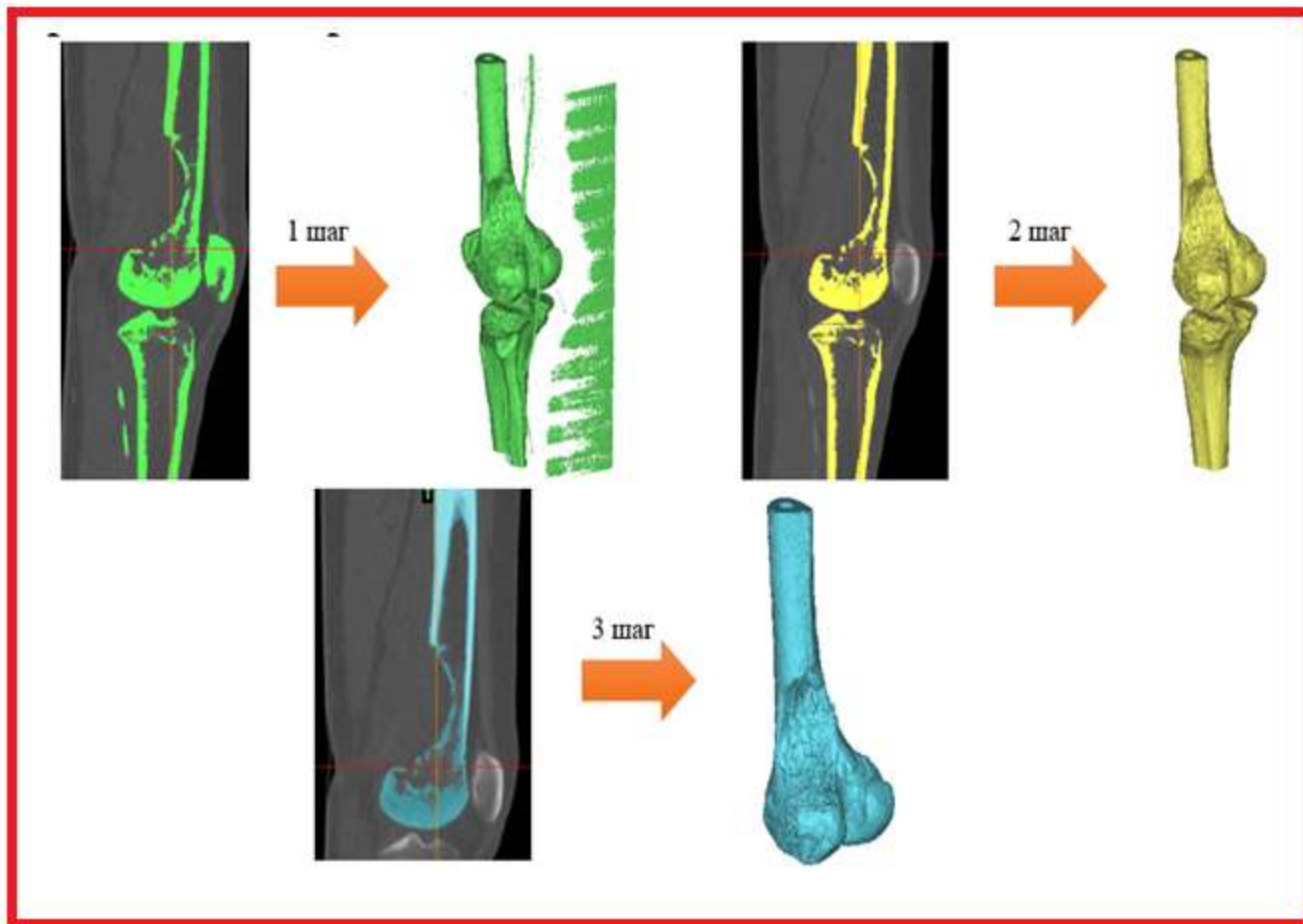


Рисунок 14 - Полученные геометрические модели:
(а) – 3D модель бедренной кости до операции;
(б) – 3D модель бедренной кости до операции

Разработка конечно-элементной модели бедренной кости:

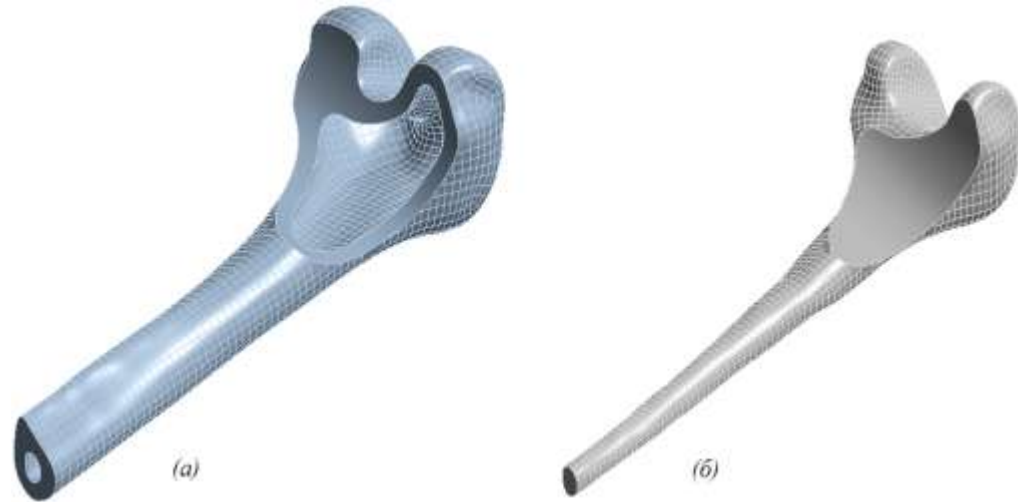


Рисунок 15 – Создание поверхностной сетки:
(а) – создание кортикального слоя; (б) –
создание губчатого слоя

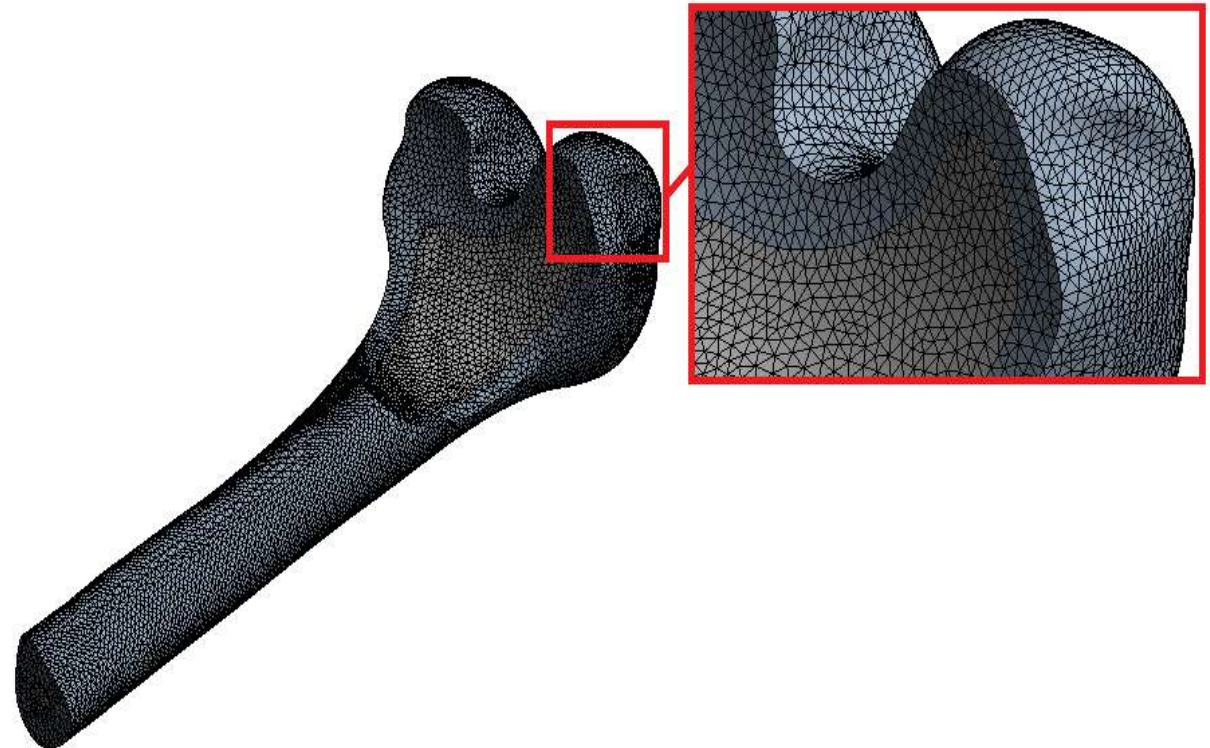


Рисунок 16 – Модель бедренной кости после обработки и
разбиения на конечные элементы



Верификация конечно-элементной модели

Таблица 2 – Характеристики конечно-элементной сетки

Модель	Количество конечных элементов	Тип конечных элементов	Число некачественных конечных элементов	
			Соотношение сторон > 4	Коэффициент асимметрии > 0.7
Бедренная кость	310 208	SOLID 187 – трехмерный тетраэдральный квадратный десятиузловый элемент	3 523 1,1 %	1 461 0.47 %

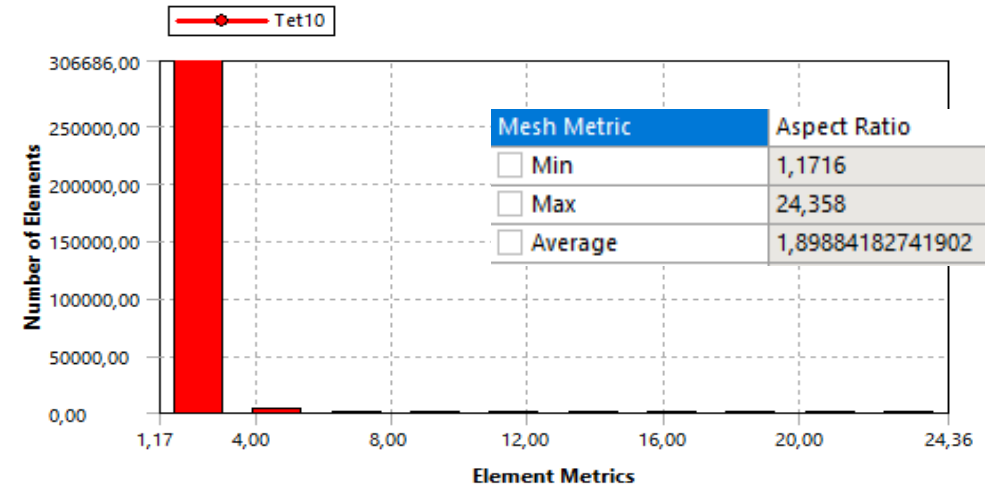


Рисунок 17 – Оценка качества элементов по соотношению сторон

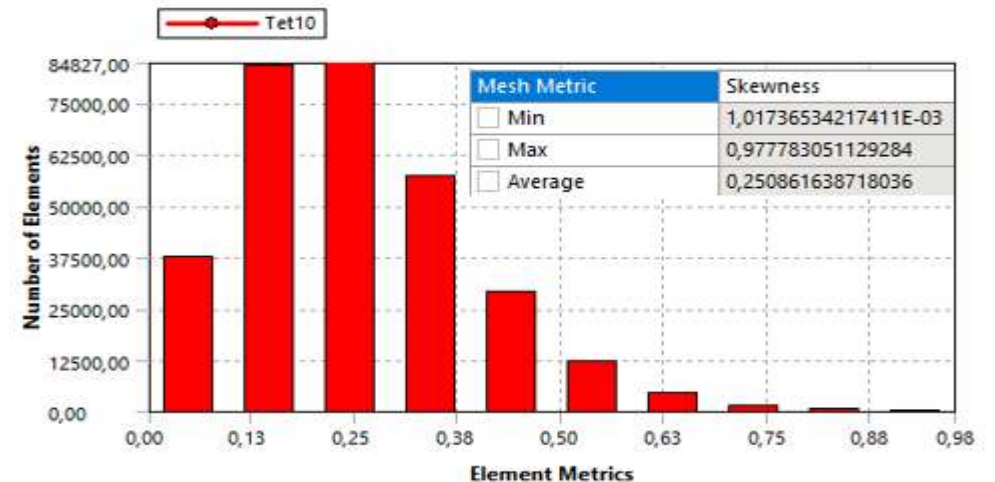


Рисунок 18 – Оценка качества элементов по коэффициенту асимметрии

Определение упругих свойств кости по данным компьютерной томографии:

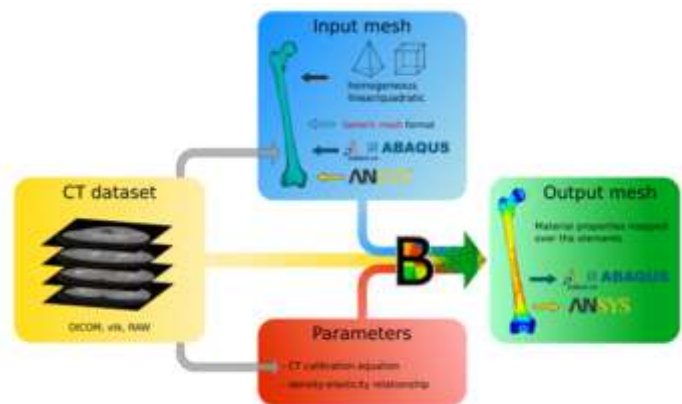


Рисунок 19 – Технология работы программы

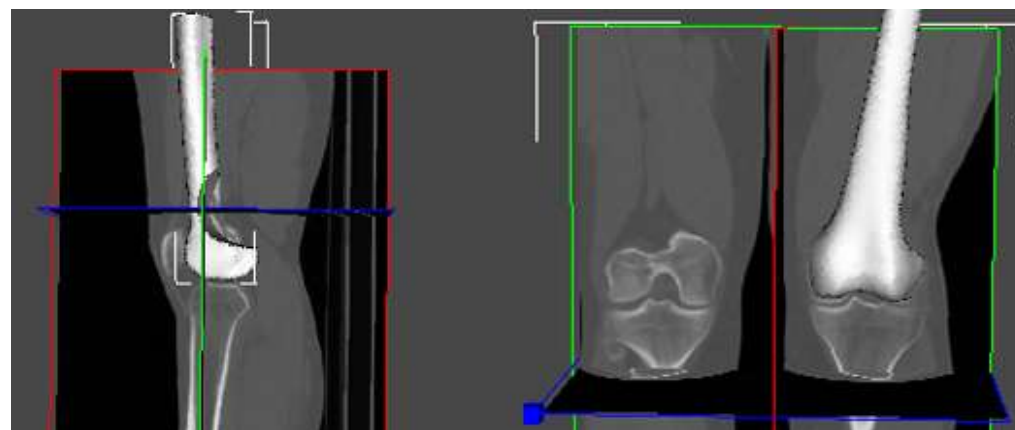


Рисунок 20 – Совмещенные снимки КТ и КЭ

Алгоритм Bonemat:

1. Пересчет единиц Хаунсфилда (HU) каждого вокселя в значения упругих модулей [2];

$$\rho_{QCT} = 0.00079 \cdot HU - 0.0039$$

$$\rho_{ash} = 0.877 \cdot \rho_{QCT} + 0.079$$

$$E = 14664 \cdot \rho_{ash}^{1.49}$$

2. Усреднение полученного поля модулей для каждого элемента;
3. Объединение элементов с близкими значениями модуля упругости в группы.

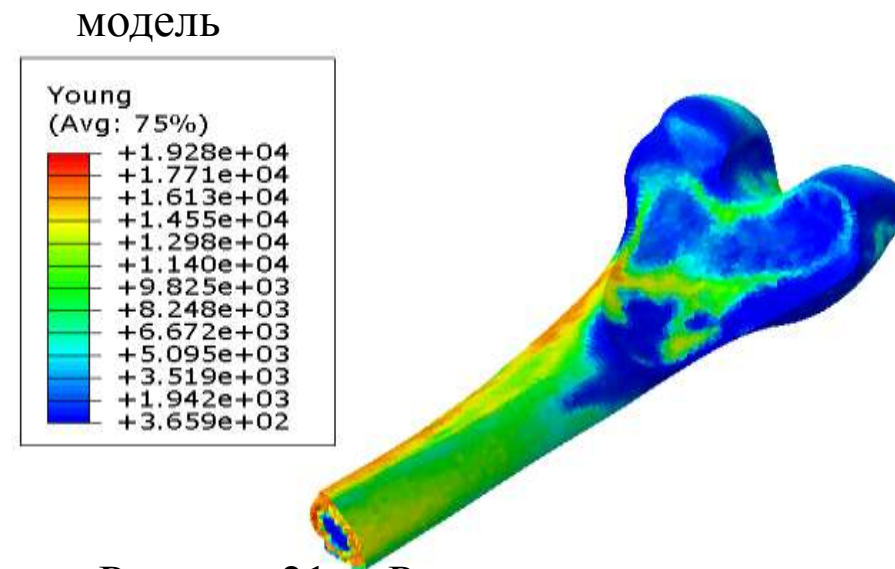


Рисунок 21 – Распределение упругих модулей в бедренной кости

Анализ результатов напряженно-деформированного состояния бедренной кости:

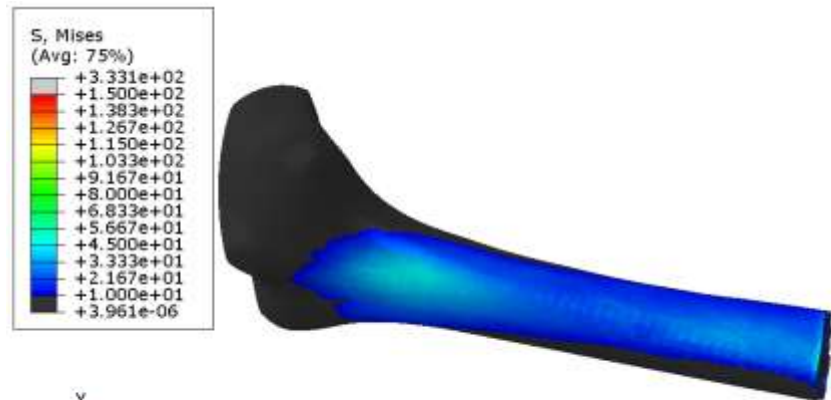


Рисунок 22 – Общее распределение напряжений в модели при нагрузке в 780 Н в диапазоне 10 МПа – 150 МПа

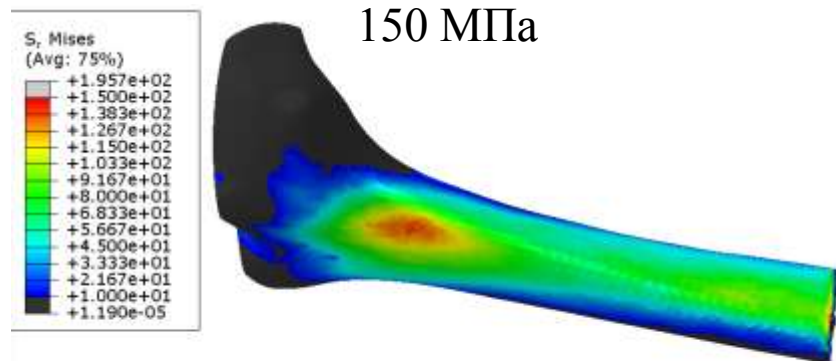


Рисунок 23 – Общее распределение напряжений в модели при нагрузке в 780 Н в диапазоне 10 МПа – 150 МПа

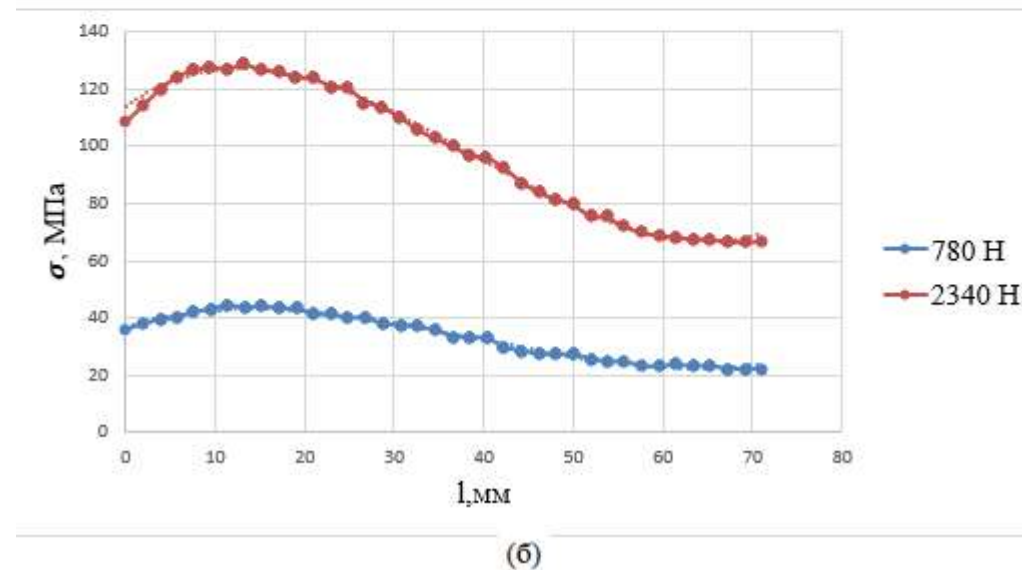
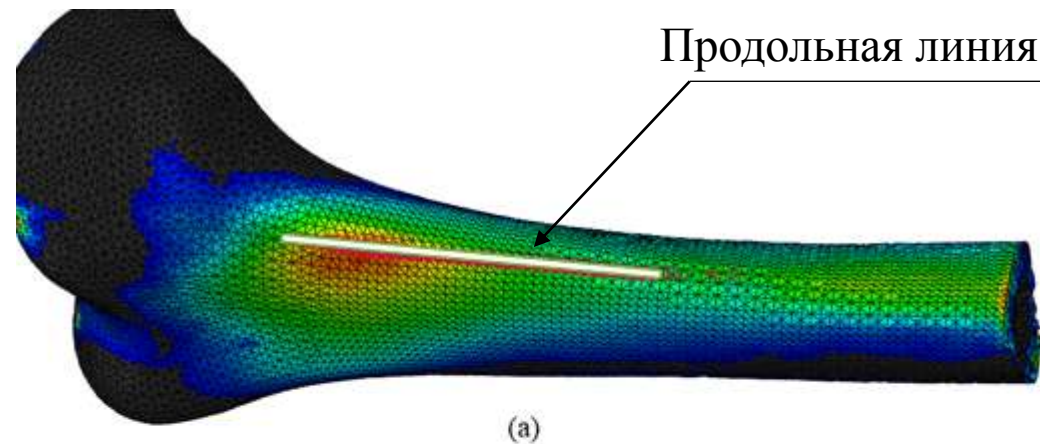


Рисунок 24 – Распределения максимальные в бедренной кости вдоль продольной линии: (а) – продольная линия в кости; (б) – максимальные напряжения

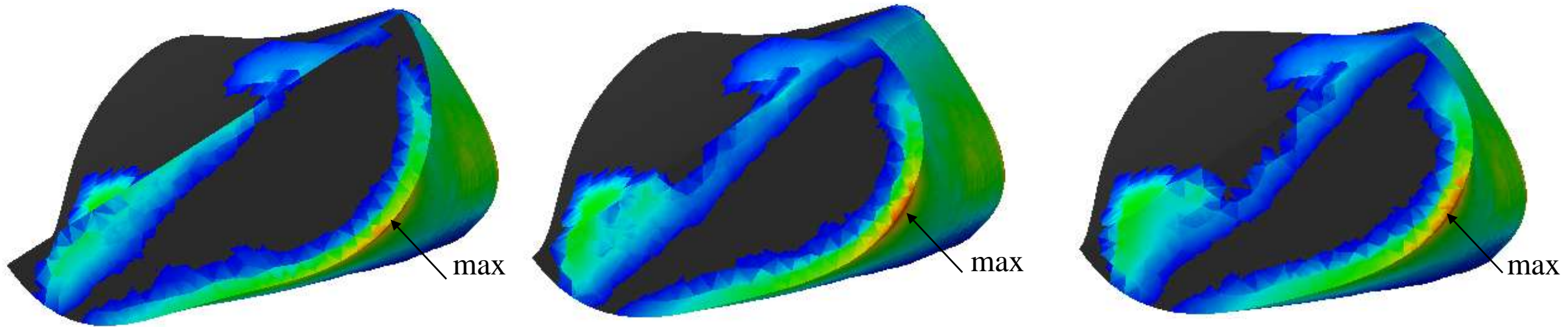


Рисунок 25 – Общее распределение напряжений в сечении кости при нагрузке в 2340 Н

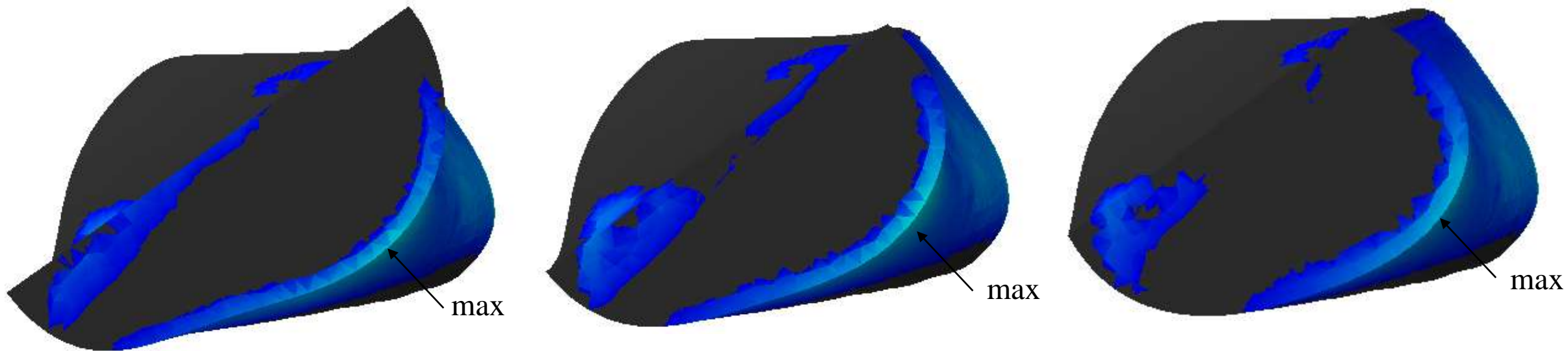


Рисунок 26 – Общее распределение напряжений в сечении кости при нагрузке в 780 Н

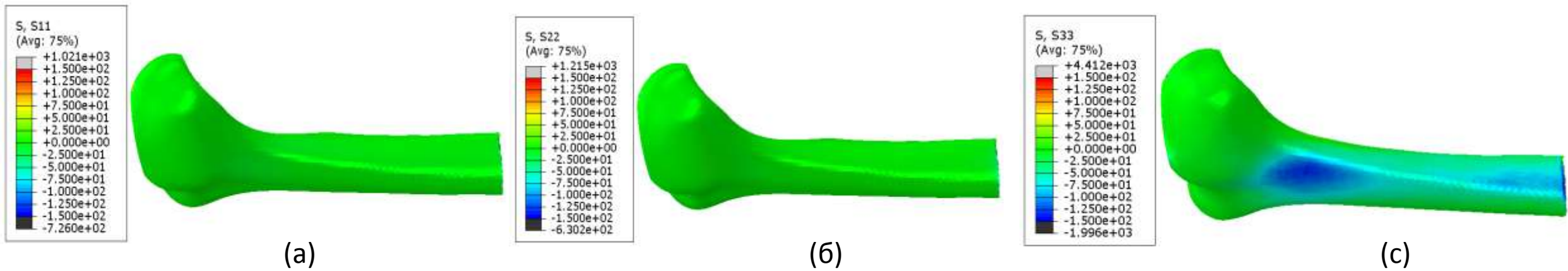


Рисунок 27– Главные напряжения в диапазоне -150 МПа – 150 МПа при нагрузке в 2340 Н: (а) – по оси x; (б) – по оси y; (с) – по оси z

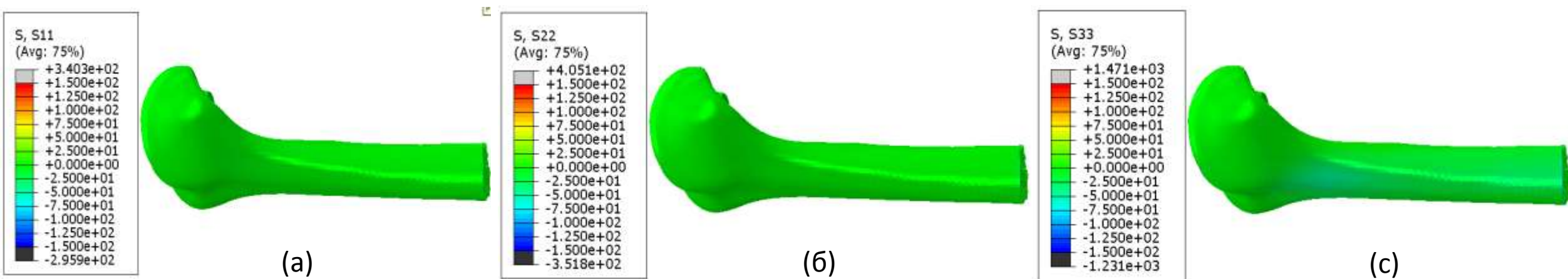


Рисунок 28– Главные напряжения в диапазоне -150 МПа – 150 МПа при нагрузке в 2340 Н: (а) – по оси x; (б) – по оси y; (с) – по оси z

Заключение:

- Построены геометрические модели в специализированном ПО Materialise Mimics.20.0.. На их основе создана конечно-элементная модель в расчетном модуле DesignModeler (DM) программном комплексе ANSYS.
- В программном обеспечении Bonemat рассчитан модуль упругости для бедренной кости, который варьируется от 360 до 19200 МПа.
- В программном комплексе ABAQUS проведен расчет напряженно-деформированного состояния бедренной кости при различном нагружении. Наибольшие напряжения наблюдаются на внешней стенке вблизи среза кости (~ 128МПа). Напряжения не превышают допусковых. Расчет подтверждает, что в этой области не должно произойти перелома.