

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«ИВАНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ В.И. ЛЕНИНА»

Факультет электромеханический

Кафедра теоретической и прикладной механики

Направление подготовки 01.04.03 Механика и математическое моделирование

Направленность (профиль) образовательной программы – Динамика и прочность сложных механических систем

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

на тему:

«Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала»

Обучающаяся: студентка гр.2-33М А.Ю. Дмитриук

Руководитель: д.ф.-м.н. доцент Л.Б. Маслов

Иваново 2022

ВВЕДЕНИЕ

Цель: исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала.

Задачи работы:

1. анализ существующих исследований о биомеханическом поведении таза с использованием полимерного эндопротеза и учет взаимосвязи мышц и суставов при моделировании ходьбы человека;
2. создание и верификация конечно-элементных моделей биомеханической конструкции;
3. исследование напряженно-деформированного состояния системы «таз – полимерный имплантат» в случаях стандартного и индивидуального решений;
4. анализ полученных результатов.

ОБЪЕКТЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Математическая постановка задачи

Нагрузки и кинематические ограничения

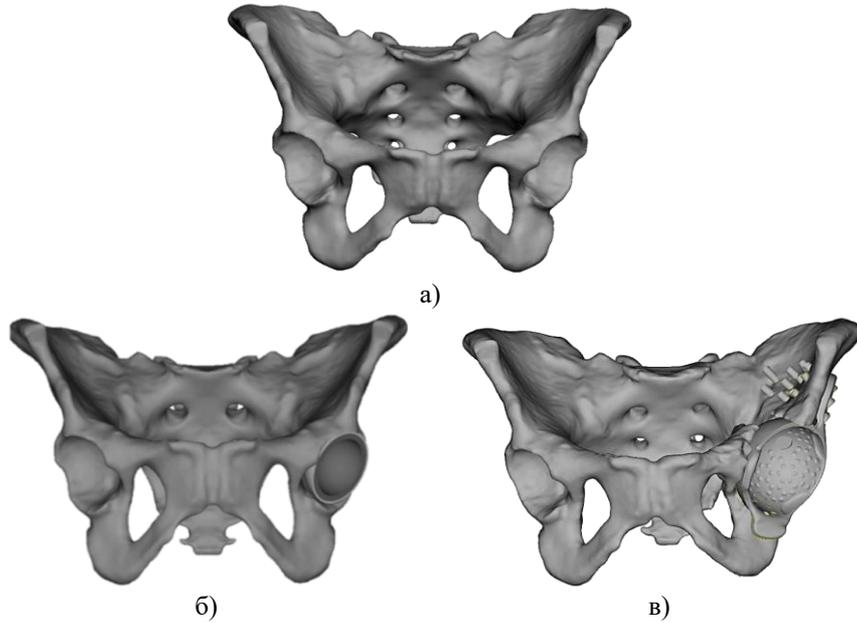
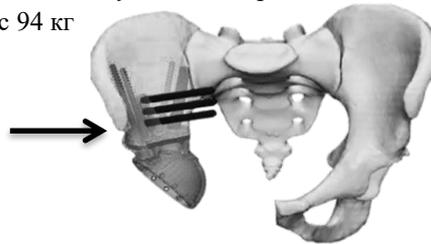


Рисунок 1 – Поверхностная цифровая модель таза пациента 1, построенная на основе компьютерной томографии: а) дооперационный период; б) послеоперационный период для стандартной операции; в) послеоперационный период для индивидуальной операции

Пациент 1: вес 94 кг

Сравнение индивидуального решения пациента 1 со схожей конструкцией, выполненной в НМИЦ им. Н.Н. Блохина (пациент 2)
Пациент 2: вес 64 кг



- Малые деформации и перемещения
- Линейно-упругие материалы
- Контактная постановка
- Метод решения: МКЭ, ABAQUS CAE

| | | |
|---|---|-----|
| Уравнения теории упругости, описывающие задачу исследования | $\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{f}_v = 0$ | (1) |
| | $\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)$ | (2) |
| | $\boldsymbol{\sigma} = \lambda \theta \mathbf{E} + 2\mu \boldsymbol{\varepsilon}$ | (3) |

| | | |
|--|---|-----|
| Общий вид кинематических и граничных условий | $\mathbf{u} _{S_1} = \mathbf{u}^*$ | (4) |
| | $\mathbf{t} = \mathbf{n} \cdot \boldsymbol{\sigma} _{S_2} = \mathbf{f}_s$ | (5) |

| | | |
|----------|---|-----|
| СЛАУ МКЭ | $\mathbf{KU} = \mathbf{F}_V + \mathbf{F}_S$ | (6) |
|----------|---|-----|

ОБЪЕКТЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Математическая постановка задачи

Нагрузки и кинематические ограничения

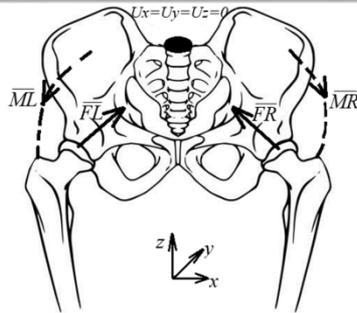
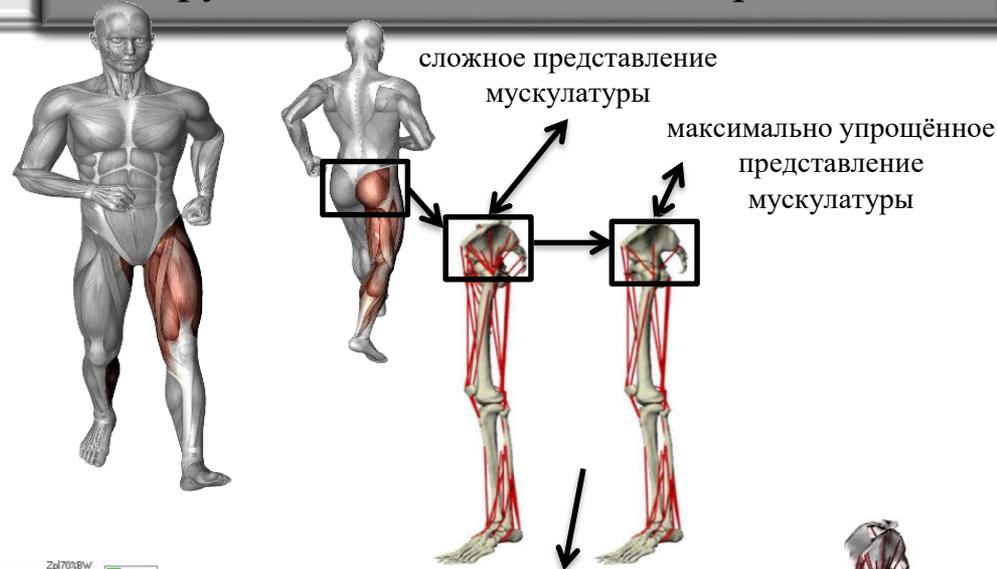


Рисунок 2 – Схема нагружения моделей таза



Рисунок 3 – Действие силы затяга винтов



1 этап
2 этап

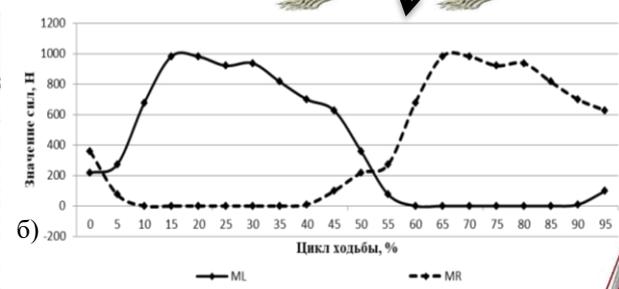
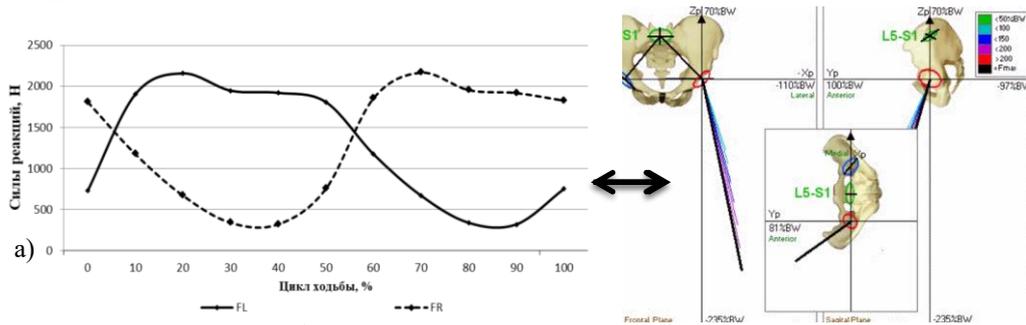
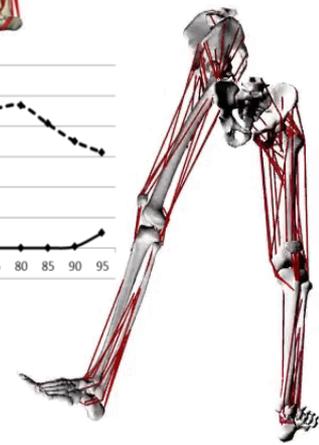


Рисунок 4 – График результирующих: а) сил ТБС при ходьбе; б) мышечных сил при ходьбе; нагрузки измеряются в Ньютонах [1]



\overline{FL} и \overline{FR} – вектора сил реакций, возникающие в левой и правой ногах в глобальной системе координат; \overline{ML} и \overline{MR} – вектора мышечных сил, возникающие в левой и правой ногах в глобальной системе координат

1. Bergmann G., Deuretzbacher G. Hip contact forces and gait patterns from routine activities // J Biomech. – 2001. – Vol. 34(7). – P. 859–871

ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ИСПОЛЬЗУЕМЫХ МАТЕРИАЛОВ

Таблица 1 – Физико-механические характеристики материалов

| Материал | Модуль упругости, МПа | Коэффициент Пуассона | Плотность, кг/м ³ | Предел текучести, МПа |
|---|-----------------------|----------------------|------------------------------|-----------------------|
| Кортикальная кость [1, 2] | 17000 | 0.3 | 1700 | 150* [4] |
| Спонгиозная кость [3, 4] | 70 | 0.2 | 200 | 2.1* [2] |
| Лобковый симфиз [6, 7, 8] | 5 | 0.495 | 2 | – |
| Хрящ крестцово-подвздошных суставов [6, 7, 8] | 350 | 0.495 | 1.05 | – |
| ЧИСТЫЙ PEEK [9] | 3600 | 0.42 | 1300 | 92 |
| Пористый PEEK (67,9%) | 370 | 0.25 | | 63 |
| Костный цемент | 2518 [10] | 0.4 | 1580 [11] | 150 |

* Для костных тканей используется понятие «условного» предела текучести

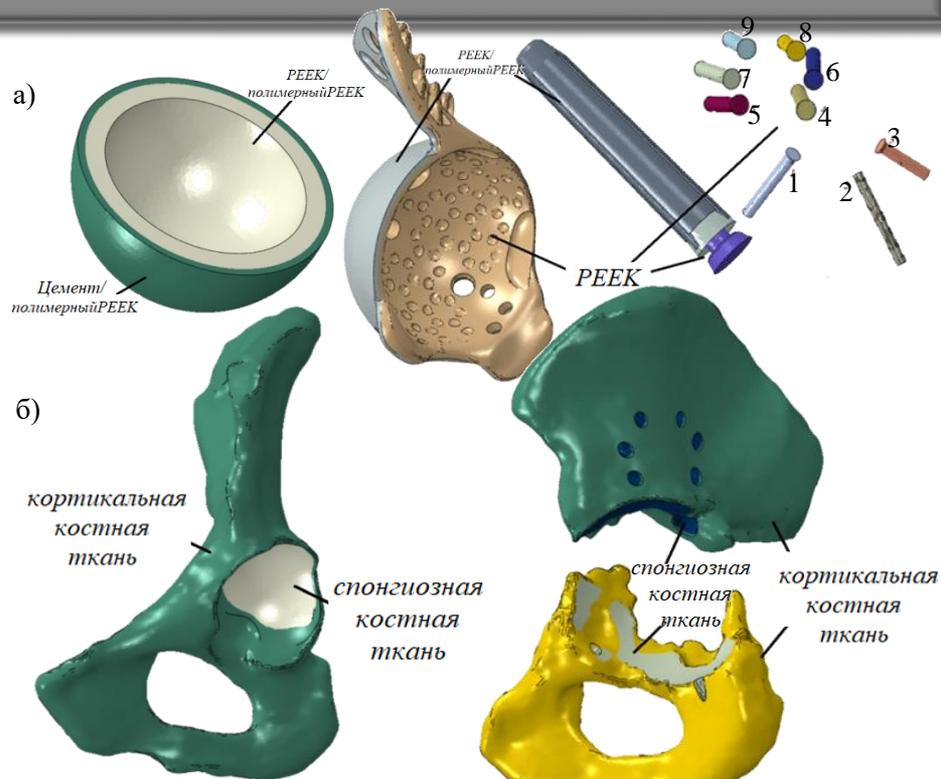
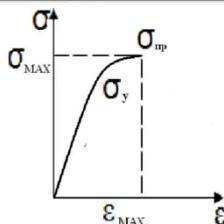


Рисунок 5 – Изображение свойств: а) для имплантатов и винтов; б) для биологических тканей

РАЗРАБОТКА КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ СИСТЕМЫ «ТАЗ – ИМПЛАНТАТ»

Построение КЭ-сетки и её верификация

Сборка системы и запуск на расчет

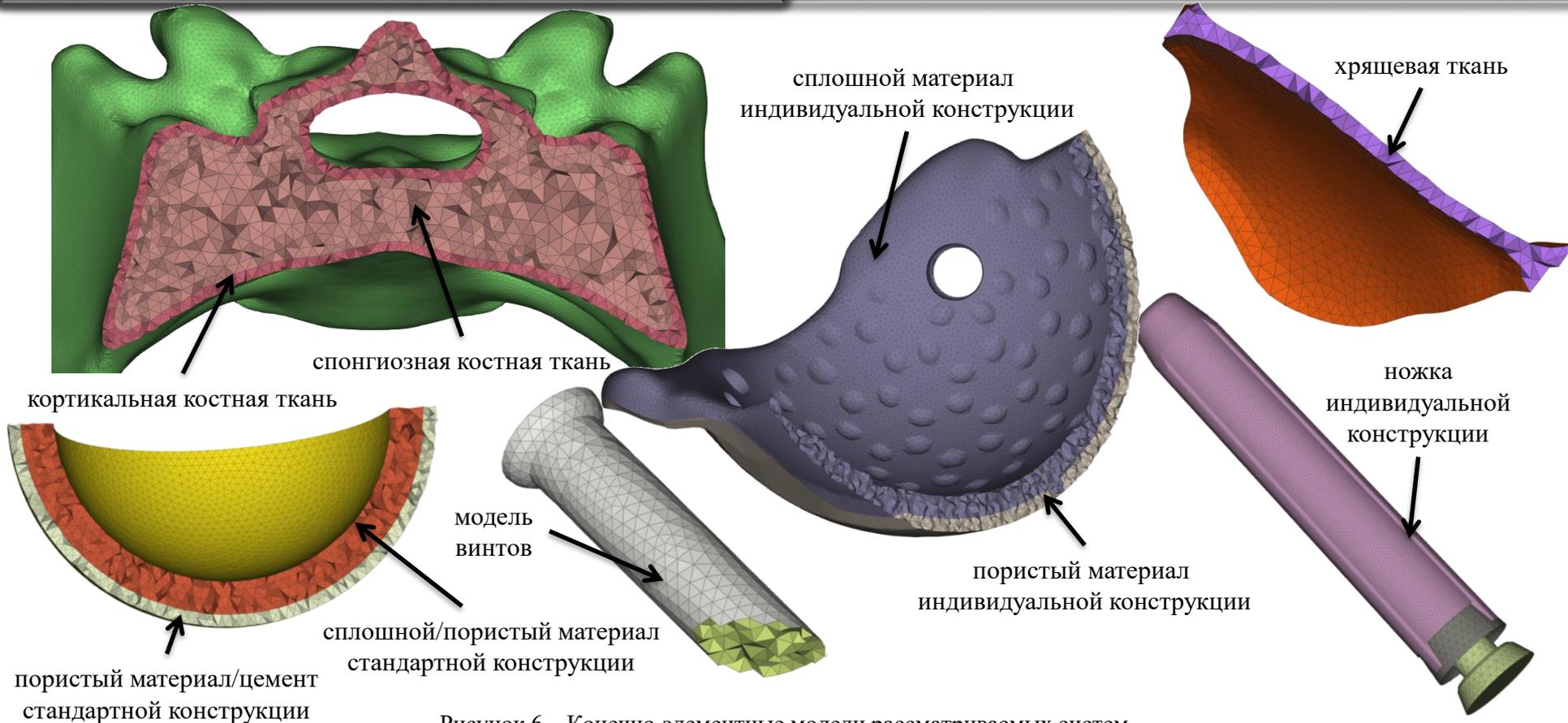


Рисунок 6 – Конечно-элементные модели рассматриваемых систем

- тип конечного элемента: трехмерный тетраэдральный линейный четырехузловой элемент (C3D4);
- толщина кортикального слоя – 1.5 мм;
- глубина пористого слоя – не менее 1.5 мм;

РАЗРАБОТКА КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ СИСТЕМЫ «ТАЗ – ИМПЛАНТАТ»

Построение КЭ-сетки и её верификация

Сборка системы и запуск на расчет

Таблица 2 – Верификация КЭ-сетки системы «таз-имплантат» пациента 1

| Компоненты модели | Число элементов | Верификация | | | % «плохого качества» |
|---|-----------------|--------------|----------|---------|----------------------|
| | | Aspect Ratio | Skewness | Warping | |
| Общие компоненты системы «таз – имплантат» | | | | | |
| Крестец | 451463 | 0 | 55975 | 0 | 12,4 |
| Правая тазовая кость | 324455 | 0 | 24430 | 0 | 7,5 |
| Правый хрящ | 10189 | 0 | 460 | 0 | 4,5 |
| Левый хрящ | 12077 | 0 | 1209 | 0 | 10 |
| Лобковый симфиз | 4537 | 0 | 491 | 0 | 10,8 |
| Компоненты системы «таз – стандартный имплантат» | | | | | |
| Левая тазовая кость | 597719 | 0 | 69340 | 0 | 11,6 |
| Стандартный имплантат | 128379 | 0 | 1471 | 0 | 1,2 |
| Компоненты системы «таз – индивидуальный имплантат» | | | | | |
| Левая тазовая кость (верх) | 744591 | 0 | 21761 | 0 | 2,9 |
| Левая тазовая кость (низ) | 251985 | 0 | 13869 | 0 | 5,5 |
| Индивид. имплантат | 707194 | 0 | 7498 | 0 | 1,1 |
| Винты | 70882 | 0 | 159 | 0 | 0,2 |

«Таз – стандартный имплантат»

- Суммарное количество конечных элементов – 1539271;
- Суммарное количество узлов – 338339;
- Общее число степеней свободы – 1027431.

«Таз – индивидуальный имплантат»

- Суммарное количество конечных элементов – 2810322;
- Суммарное количество узлов – 636724;
- Общее число степеней свободы – 1910862.

РАЗРАБОТКА КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫХ МОДЕЛЕЙ СИСТЕМЫ «ТАЗ – ИМПЛАНТАТ»

Построение КЭ-сетки и её верификация

Сборка системы и запуск на расчет

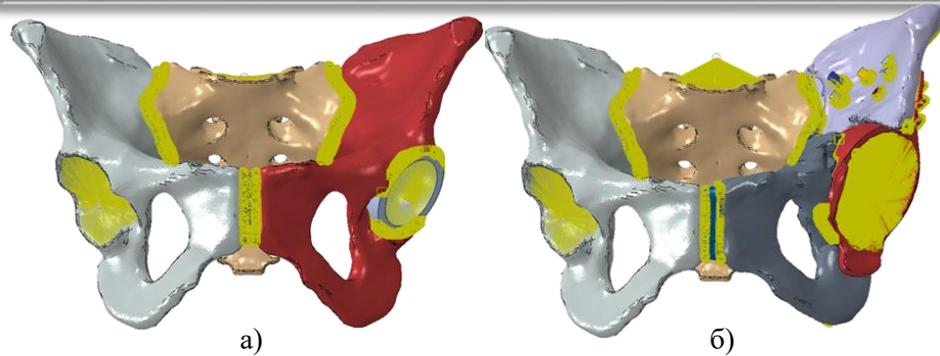
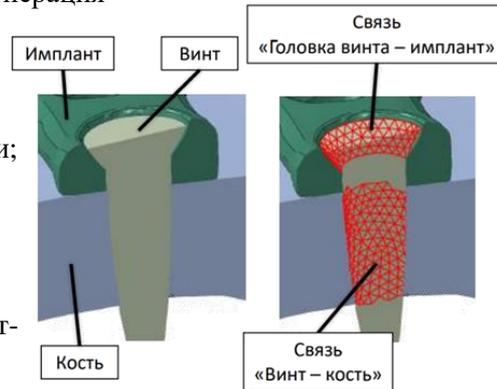


Рисунок 7 – Контактные области системы «таз – полимерный имплантат» пациента 1: а) стандартная операция; б) индивидуальная операция



Взаимосвязи в винтовом соединении

- жесткие связи: крестец-хрящи; хрящи-тазовые кости; винт-тазовая кость, головка винта-имплантат, тазовая кость-цемент, цемент-имплантат;
- контактные пары: имплантат-кость (коэффициент трения 0,35 [1])

Таблица 3 – Схема анализа рассматриваемых систем

| Вид операции | Стандартная операция | | | Индивидуальная операция | |
|----------------|-----------------------------|---|--|-------------------------|------------------------|
| | Случай 1 | Случай 2 | Случай 3 | Пациент 1 | Пациент 2 |
| Вариант задачи | Фиксация при помощи цемента | Фиксация press-fit (наличие пористого слоя) | Фиксация press-fit (сплошная пористость) | Анализ результатов | Обсуждение и сравнение |

- Используется динамический решатель в квазистатической постановке

АНАЛИЗ КОСТНЫХ ТКАНЕЙ ПАЦИЕНТА 1

Стандартная операция

Индивидуальная операция

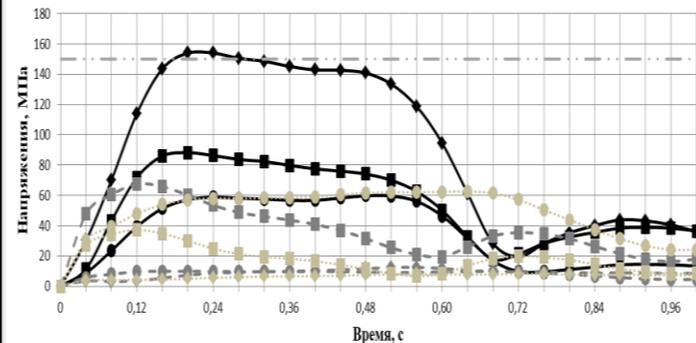
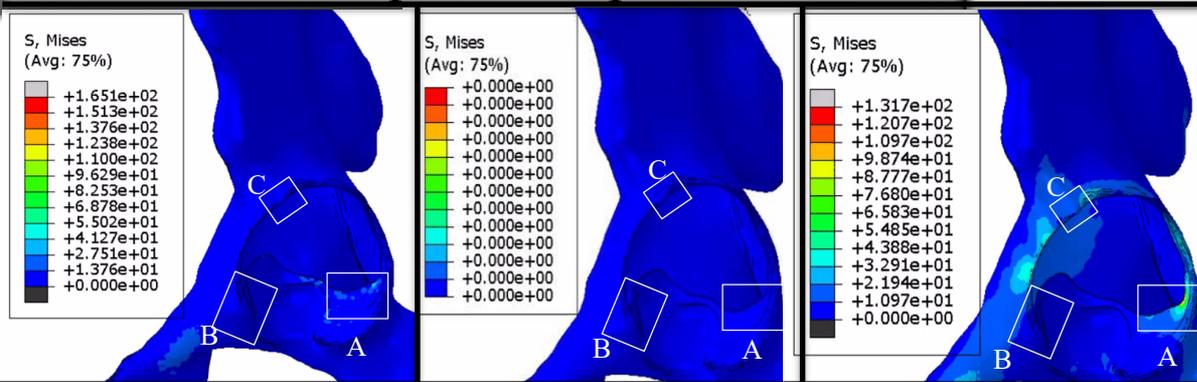
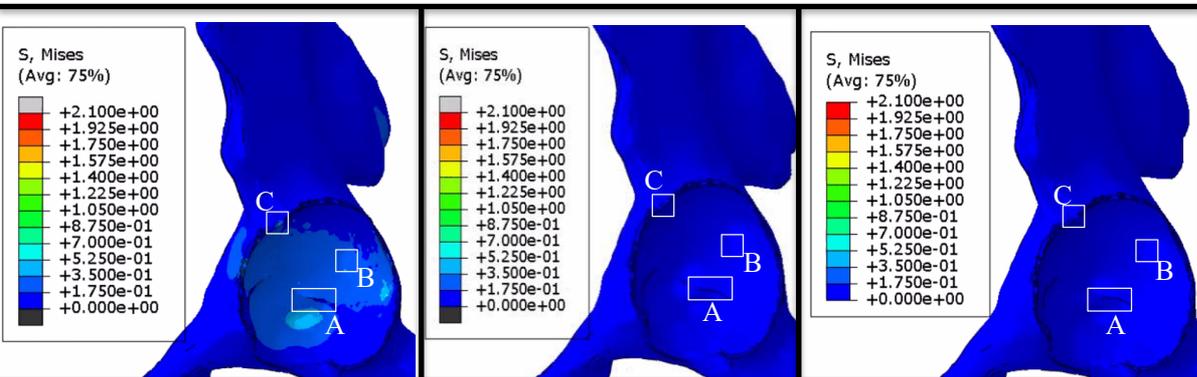


Рисунок 8 – Распределение напряжений в компактной костной ткани, МПа



Случай 1

Случай 2

Случай 3

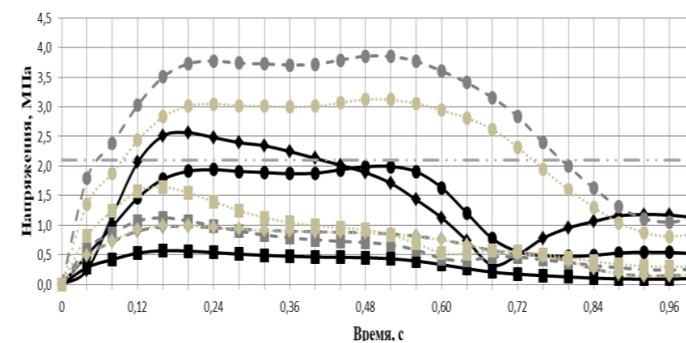


Рисунок 9 – Распределение напряжений в спонгиозной костной ткани, МПа

- Случай 1 (т.А), МПа
- Случай 2 (т.А), МПа
- Случай 3 (т.А), МПа
- Предельный показатель, МПа

- Случай 1 (т.В), МПа
- Случай 2 (т.В), МПа
- Случай 3 (т.В), МПа

- Случай 1 (т.С), МПа
- Случай 2 (т.С), МПа
- Случай 3 (т.С), МПа

АНАЛИЗ ЭНДОПРОТЕЗА ПАЦИЕНТА 1

Стандартная операция

Индивидуальная операция

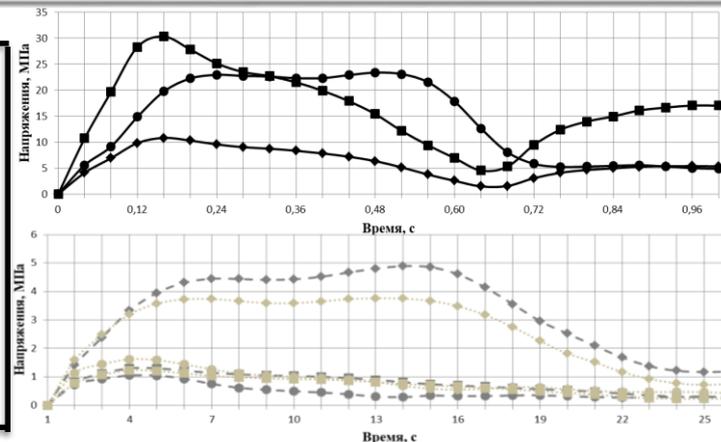
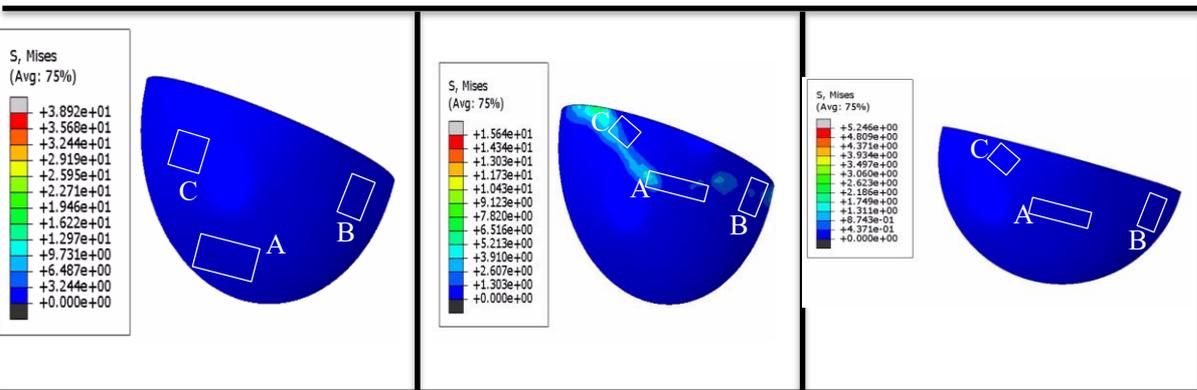
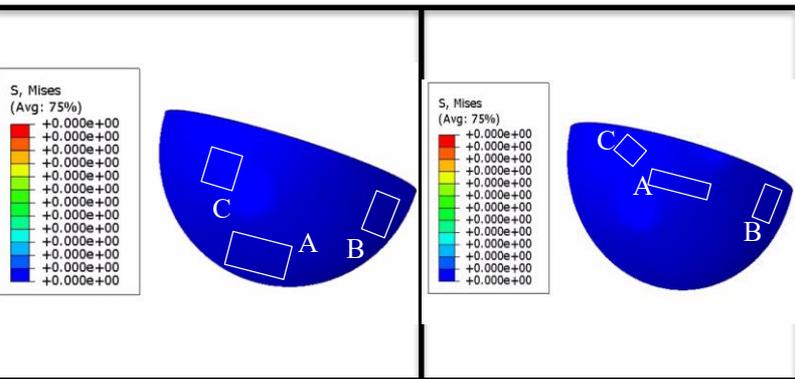


Рисунок 10 – Распределение напряжений в цементном/пористом слое эндопротеза, МПа



Случай 1

Случай 2

Случай 3

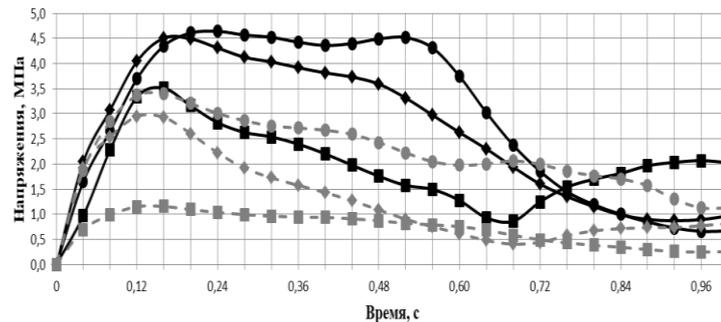


Рисунок 11 – Распределение напряжений в сплошном слое эндопротеза, МПа

—■— Случай 1 (т.А), МПа
 -■- Случай 2 (т.А), МПа
 -◆- Случай 3 (т.А), МПа

—●— Случай 1 (т.В), МПа
 -◆- Случай 2 (т.В), МПа
 -◆- Случай 3 (т.В), МПа

—●— Случай 1 (т.С), МПа
 -●- Случай 2 (т.С), МПа
 -◆- Случай 3 (т.С), МПа

АНАЛИЗ КОСТНЫХ ТКАНЕЙ ПАЦИЕНТА 1

Стандартная операция

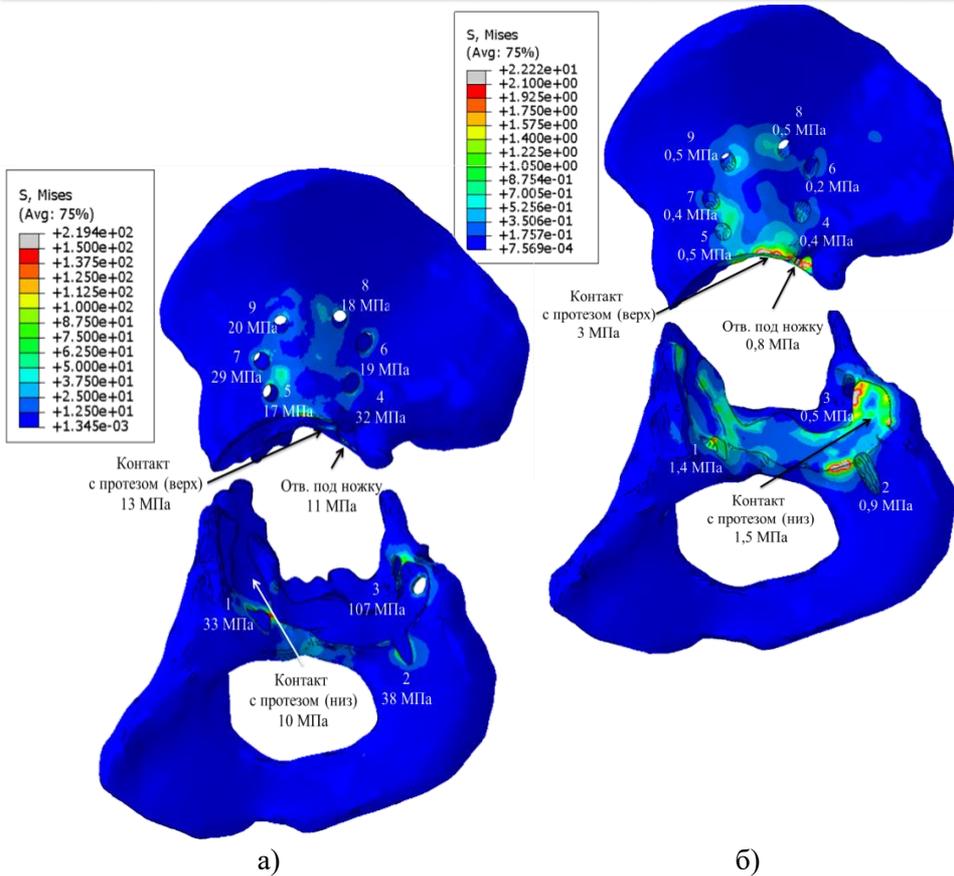


Рисунок 12 – Распределение напряжений в костных тканях пациента 1 на этапе затяга винтов, МПа: а) кортикальная ткань; б) спонгиозная ткань

Индивидуальная операция

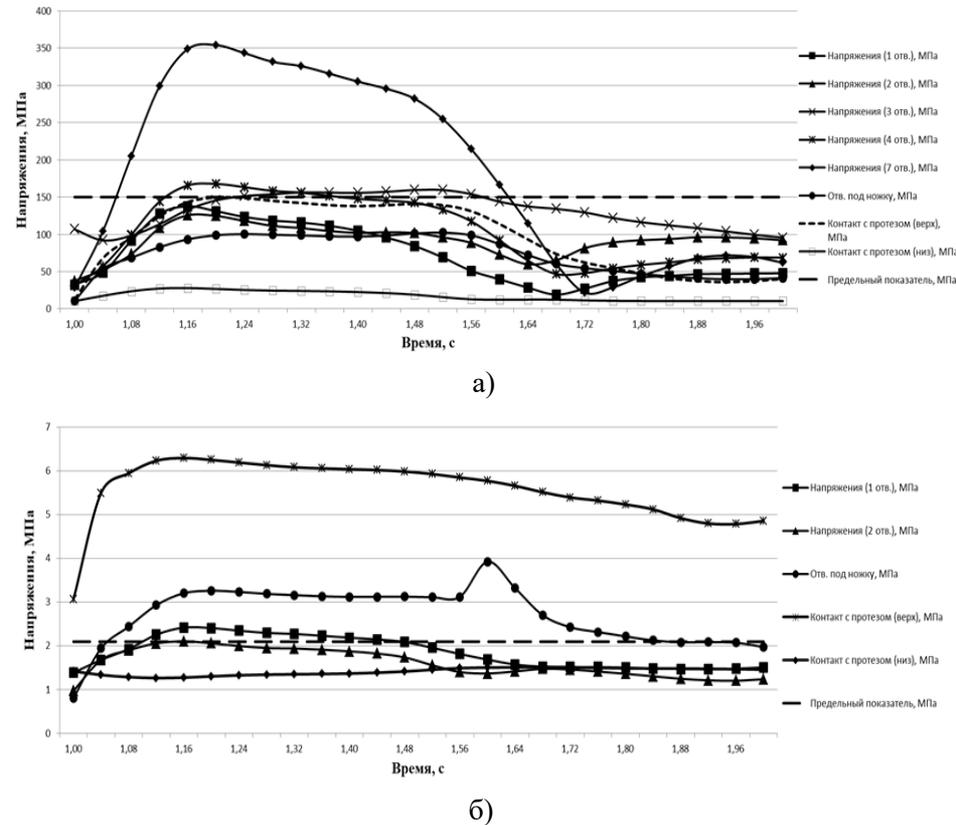
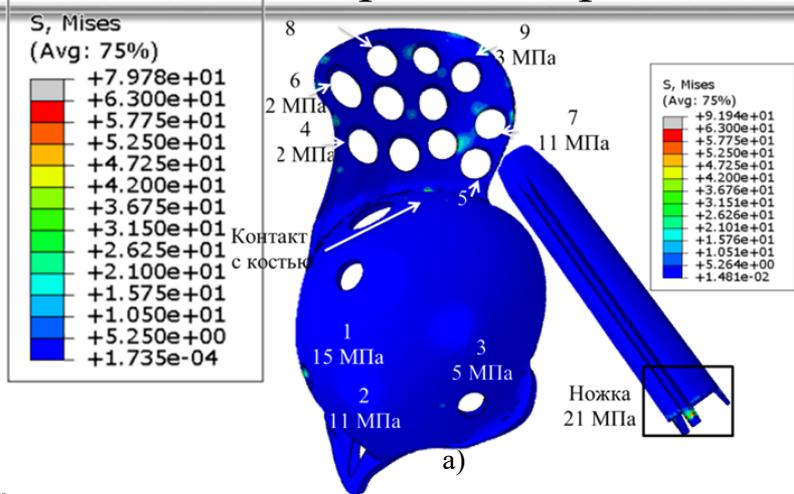


Рисунок 13 – Распределение напряжений в костных тканях пациента 1 при ходьбе, МПа: а) кортикальная ткань; б) спонгиозная ткань

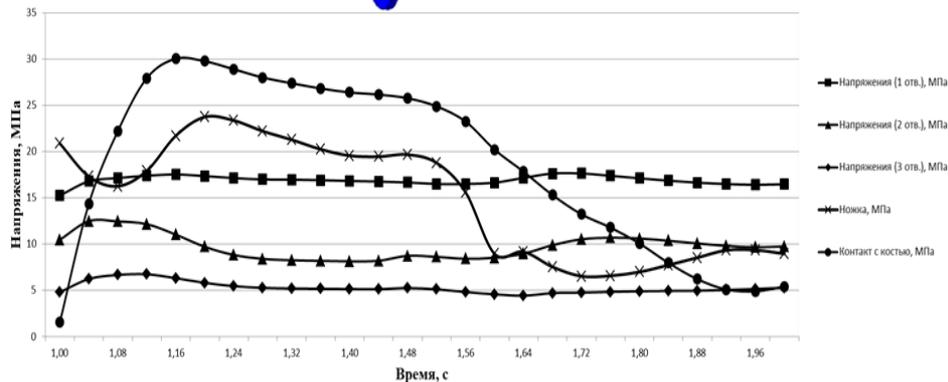
АНАЛИЗ ЭНДОПРОТЕЗА ПАЦИЕНТА 1

Стандартная операция

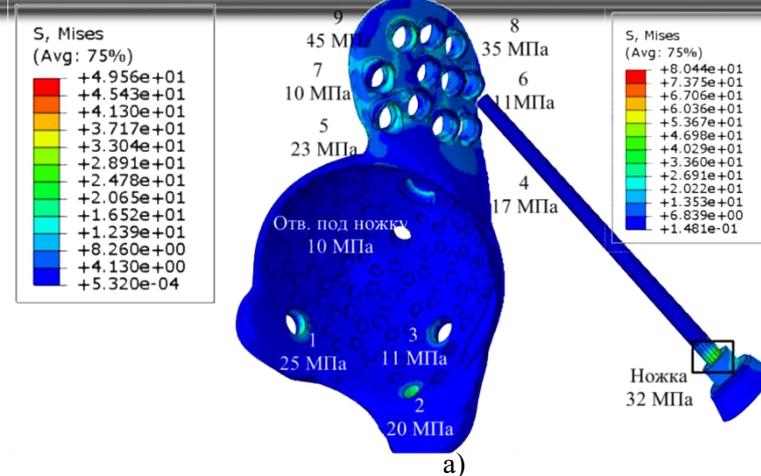


б)

Рисунок 14 – Распределение напряжений в пористом слое эндопротеза пациента 1, МПа: а) на этапе затяга винтов; б) во время ходьбы

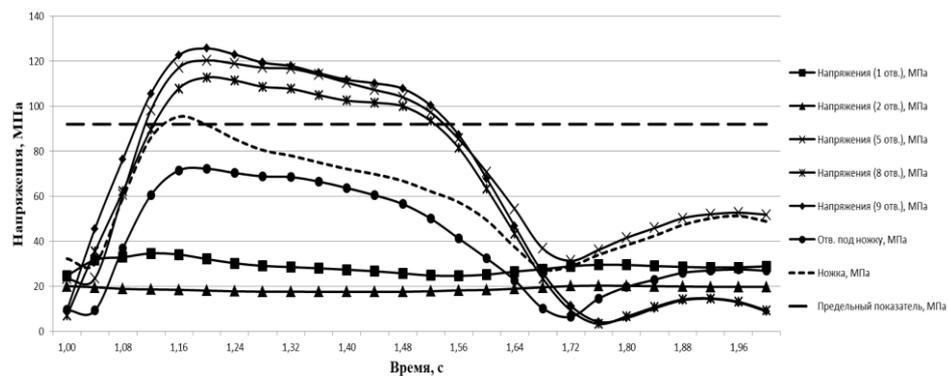


Индивидуальная операция



б)

Рисунок 15 – Распределение напряжений в сплошном слое эндопротеза пациента 1, МПа: а) на этапе затяга винтов; б) во время ходьбы



АНАЛИЗ КОСТНЫХ ТКАНЕЙ ПАЦИЕНТА 2

Стандартная операция

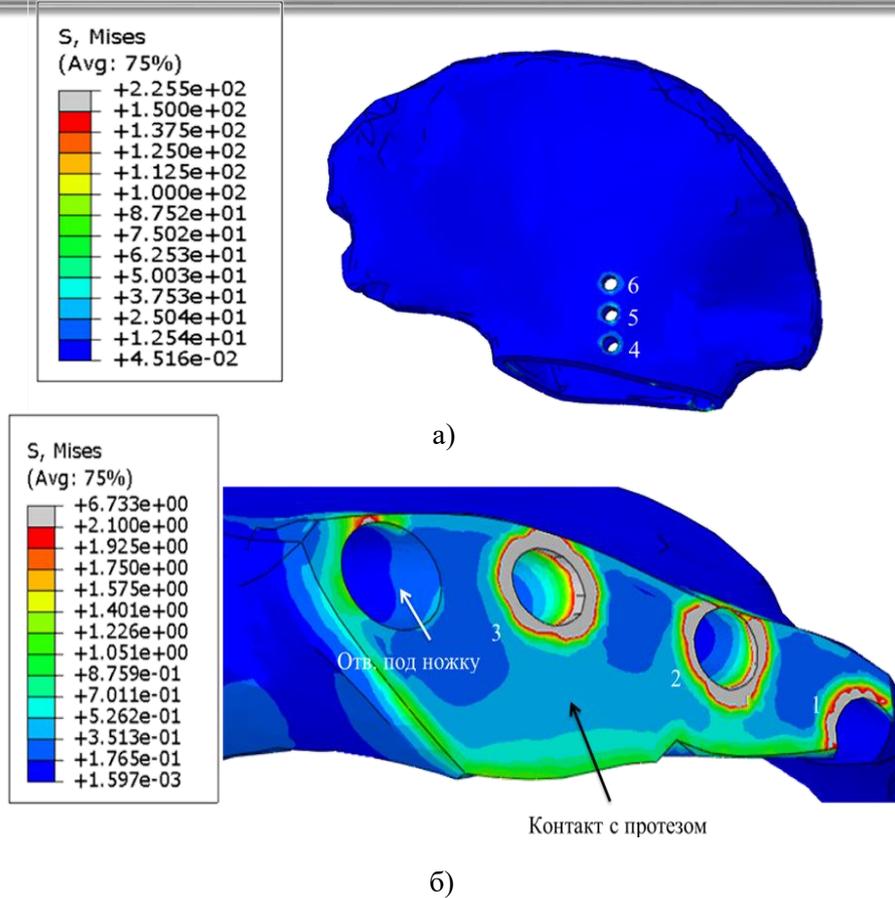


Рисунок 16 – Распределение напряжений в костных тканях пациента 2 на этапе затяга винтов, МПа: а) кортикальная ткань; б) спонгиозная ткань

Индивидуальная операция

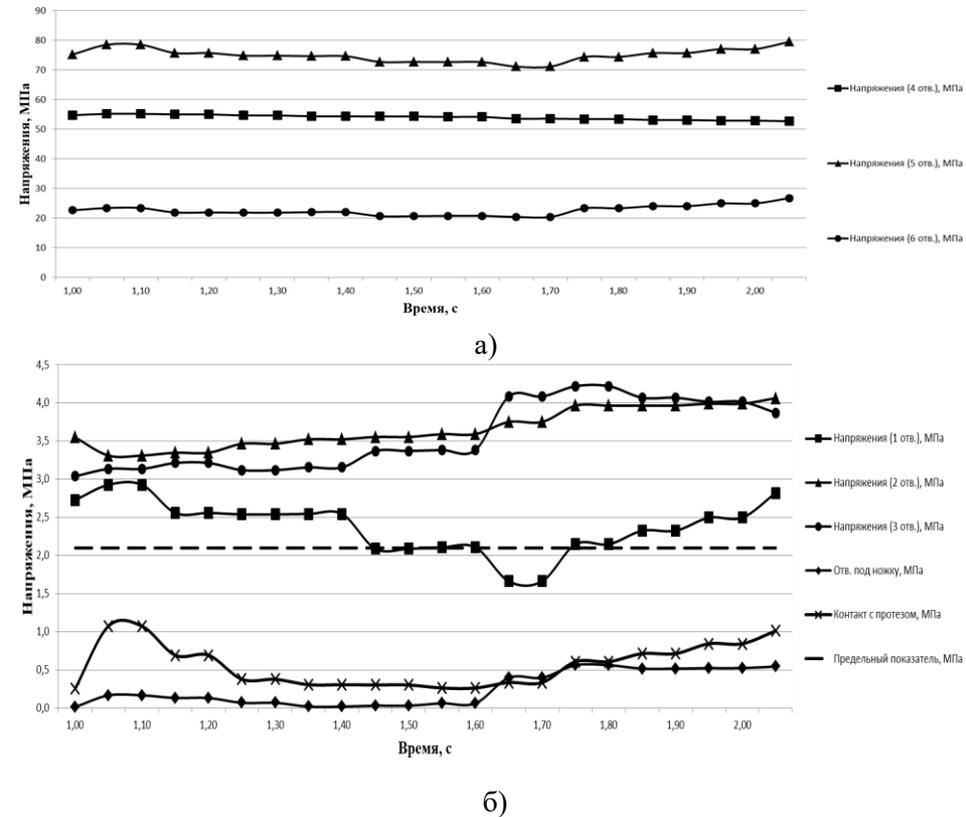
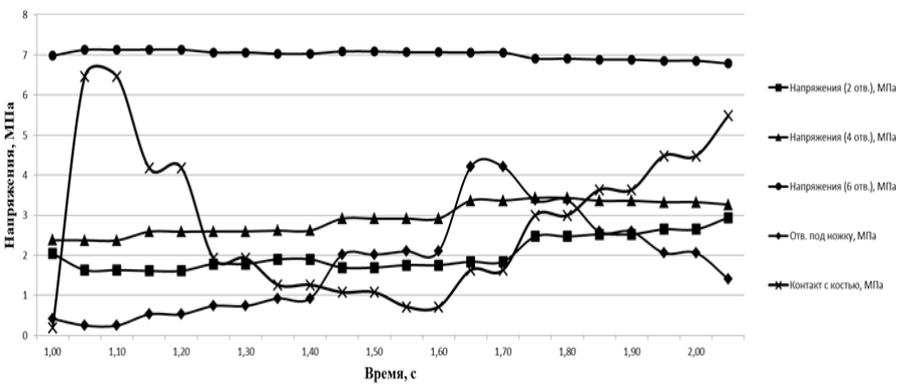
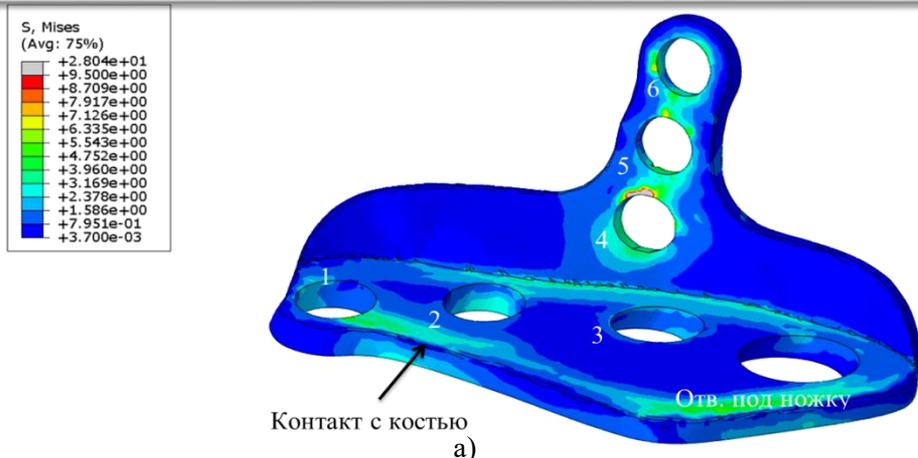


Рисунок 17 – Распределение напряжений в костных тканях пациента 2 при ходьбе, МПа: а) кортикальная ткань; б) спонгиозная ткань

АНАЛИЗ ЭНДОПРОТЕЗА ПАЦИЕНТА 2

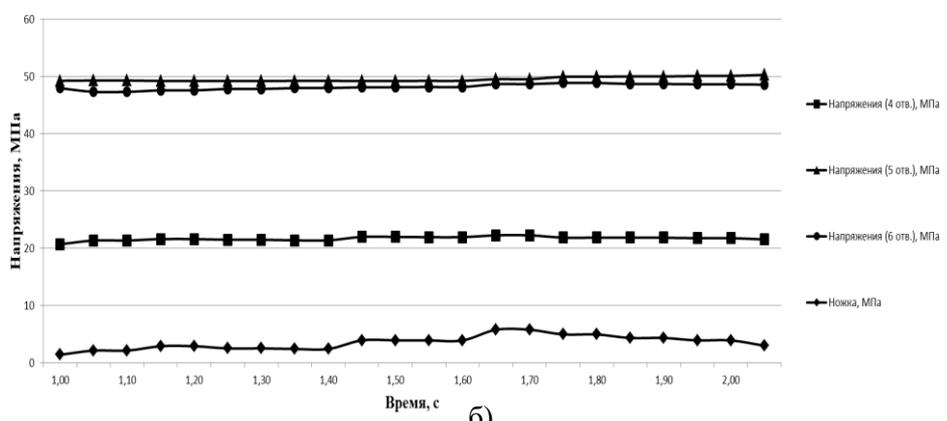
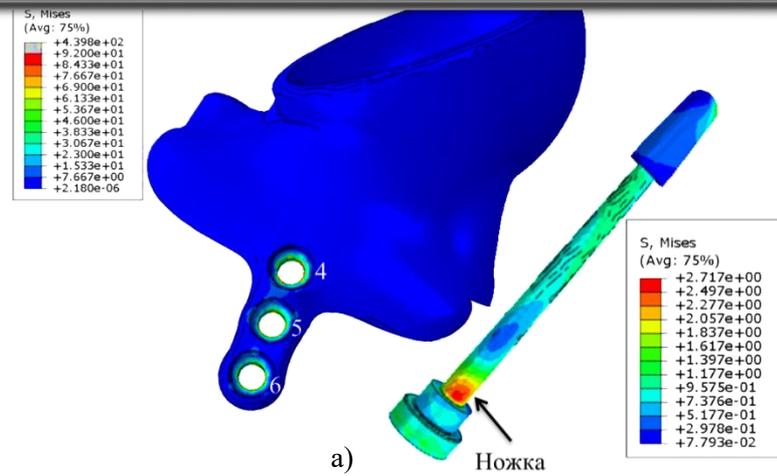
Стандартная операция



б)

Рисунок 18 – Распределение напряжений в пористом слое эндопротеза пациента 2, МПа: а) на этапе их затяга; б) во время ходьбы

Индивидуальная операция



б)

Рисунок 19 – Распределение напряжений в сплошном слое эндопротеза пациента 2, МПа: а) на этапе их затяга; б) во время ходьбы

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе работы проведено исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала:

1. поставленные задачи выполнены;
2. рассмотренные варианты фиксации стандартного эндопротеза показали приемлемые результаты и могут использоваться на практике;
3. анализ индивидуальной конструкции показал необходимость увеличения числа винтов с целью снижения напряжения в костных тканях;
4. рекомендуется обратить внимание на контактные поверхности эндопротеза;
5. требуется дальнейший анализ с упрочненным материалом эндопротеза.

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования
«ИВАНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ В.И. ЛЕНИНА»

Факультет электромеханический

Кафедра теоретической и прикладной механики

Направление подготовки 01.04.03 Механика и математическое моделирование

Направленность (профиль) образовательной программы – Динамика и прочность сложных механических систем

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

на тему:

«Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала»

Обучающаяся: студентка гр.2-33М А.Ю. Дмитриук

Руководитель: д.ф.-м.н. доцент Л.Б. Маслов

Иваново 2022