

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:

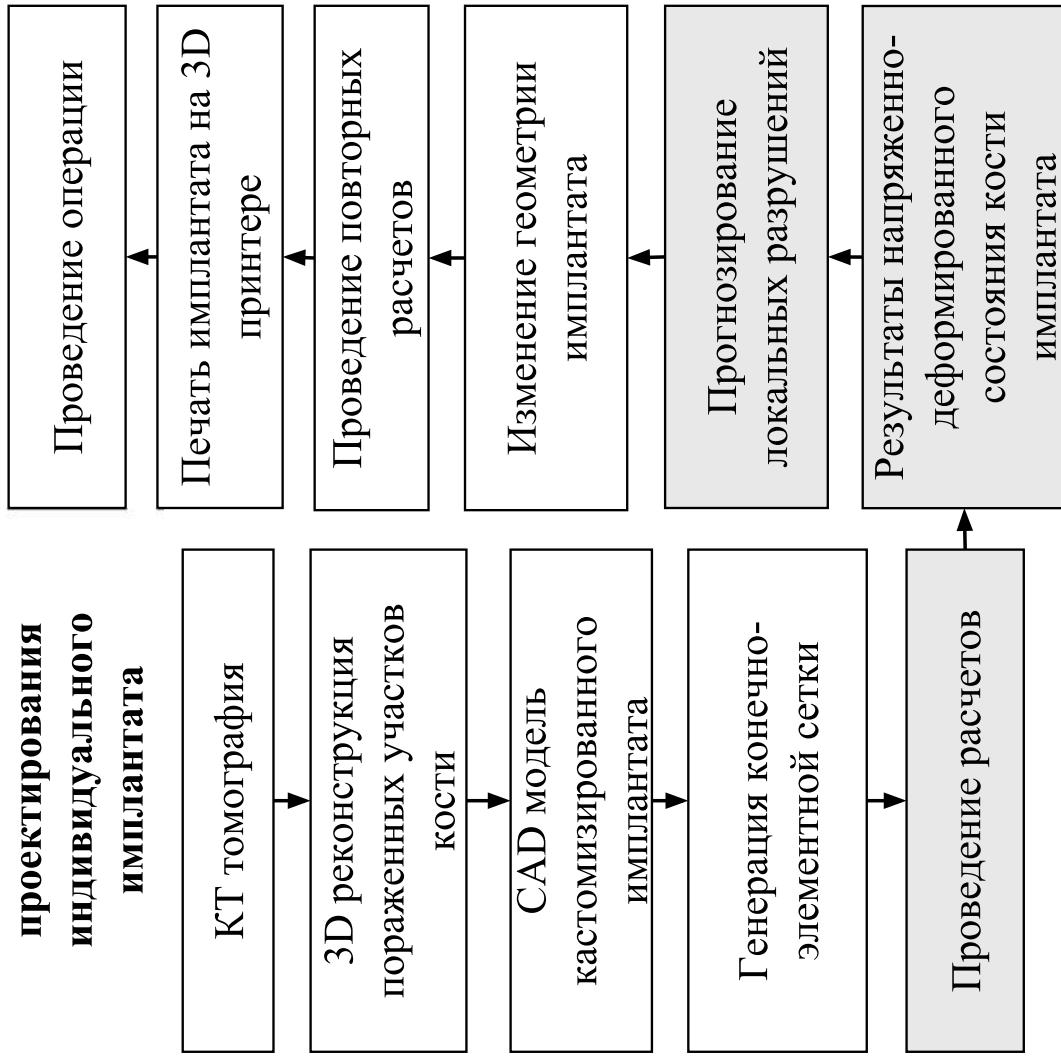
**Конечно-элементный анализ биомеханической
системы «кость – эндопротез» в сложных условиях нагружения**

Обучающийся: студент гр. 2-33М И.Л. Маслова
Научный руководитель: д.ф.-м.н., доцент Л.Б. Маслов

Иваново 2020

Введение

Алгоритм цифрового проектирования индивидуального имплантата



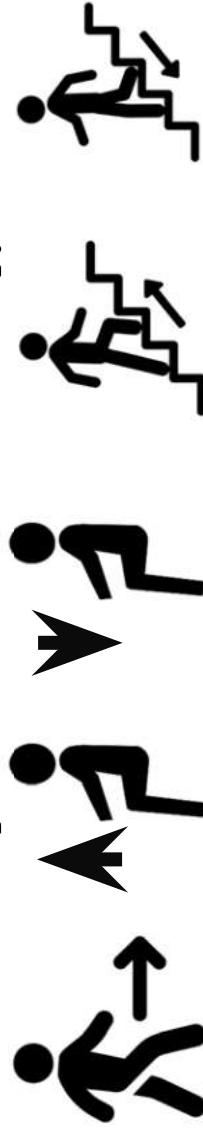
Цель и задачи



Цель:

Компьютерное моделирование системы «таз – кастомизированный имплантат» при сложных условиях нагружения.

Рассматриваемые сложные виды нагружений



Задачи:

1. Сбор и анализ существующих исследований о биомеханическом поведении таза в разных моделируемых ситуациях, а также о физико-механических свойствах костной ткани.
2. Создание и верификация конечно-элементной моделей костей, полученных с компьютерной томографии, имплантата и дополнительных компонент.
3. Создание системы «таз – кастомизированный имплантат» путем задания областей контактного взаимодействия и наложения граничных условий.
4. Проведение прочностных расчетов при пяти условиях нагружения: ходьба; подъем со стула; сесть на стул; подъем по лестнице; спуск по лестнице.
5. Сравнение полученных результатов с результатами здорового таза и аналогичных исследований.

1. Объекты и методы исследования

1.1. Биомеханика

1.2. Мат. постановка задачи

1.3. Метод исследования

Ходьба в среднем темпе (3.9 км/ч)

Подъем по лестнице

Спуск с лестницы

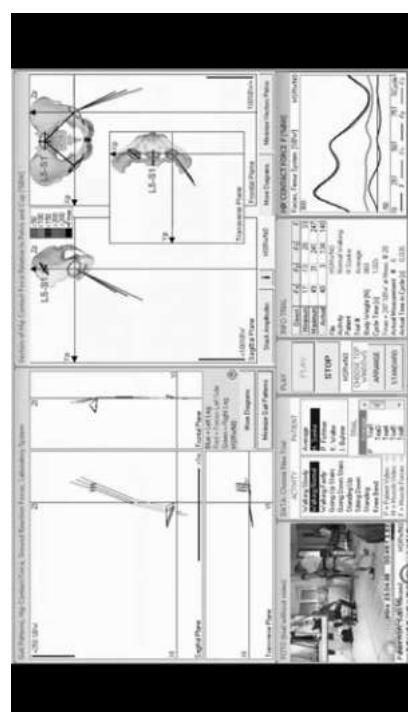
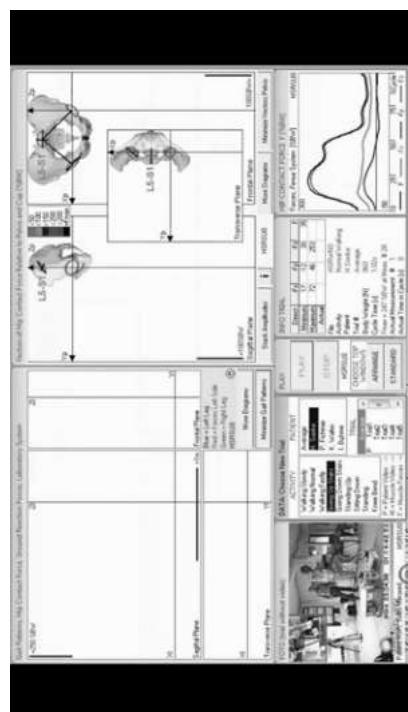
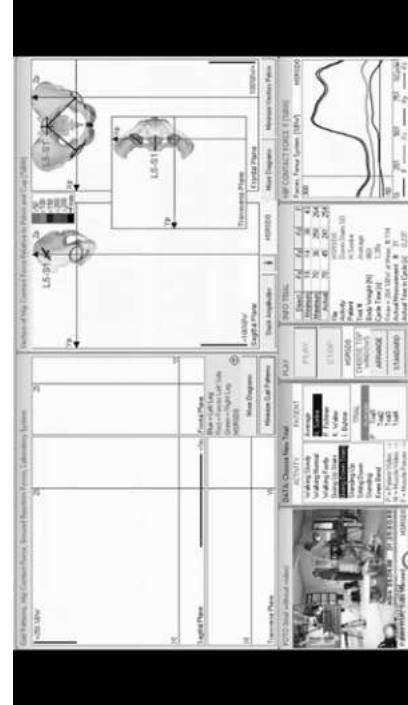
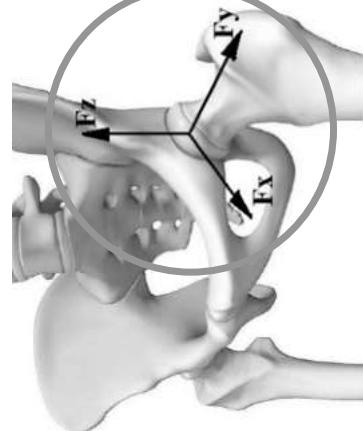


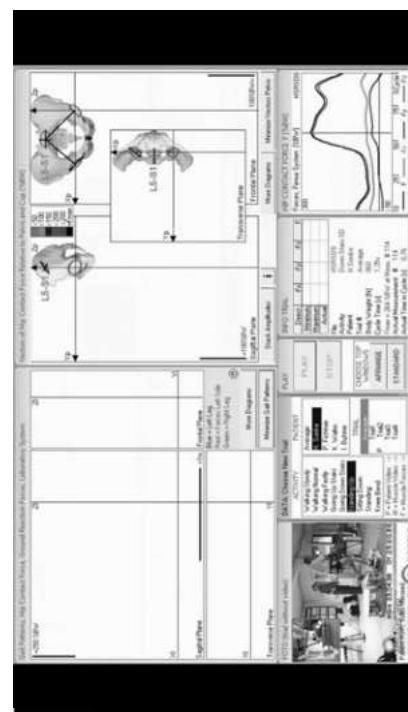
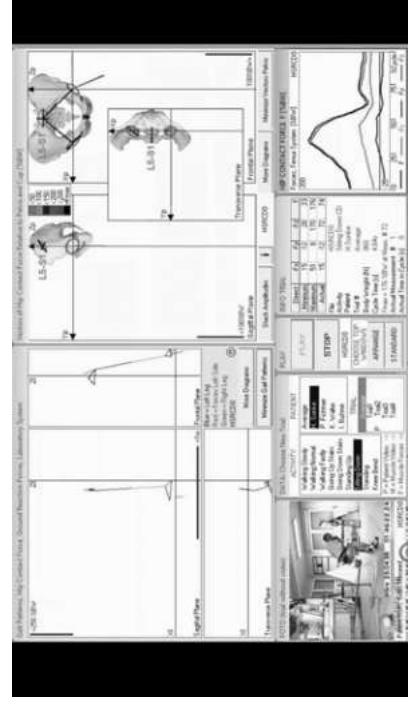
Рис. 1.1.1. Сила реакций ТБС



Стандартный
эндоопротез



Встывывание со стула



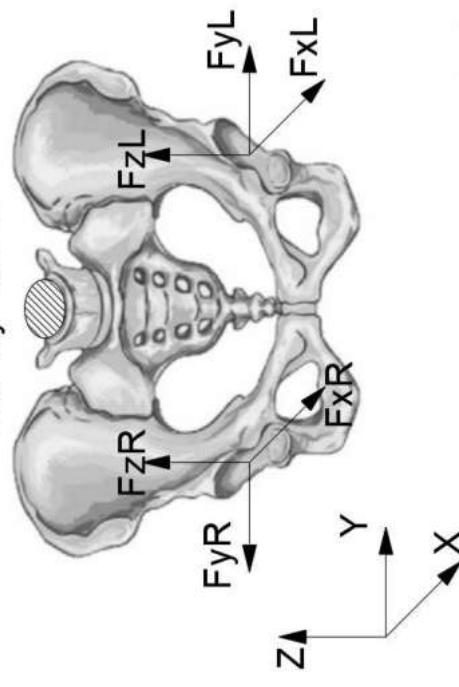
Присаживание на стул

1. Объекты и методы исследования

1.1. Биомеханика

Рисунок 1.2.1 – Схема нагружения системы «таз-костомизированный имплантат»

$$U_x = U_y = U_z = 0$$



1.2. Мат. постановка задачи

1.3. Метод исследования

Уравнения теории упругости,
описывающие задачу
исследования

Общий вид кинематических и
силовых граничных условий

Каждый расчетный случай состоит из двух шагов нагружения:

1. Затяжка винтов, стягивающих имплантат и кости
2. Приложение реактивных сил к центрам вертлужных впадин

1. ходьба;
2. вставание со стула;
3. присаживание на стул;
4. подъем по лестнице;
5. спуск по лестнице.

Рассматриваемые
расчетные случаи

1. Объекты и методы исследования

1.1. Биомеханика

1.2. Мат. постановка задачи

Силовые граничные условия для каждого условия нагружения

Графики реактивных сил ТБС [1]

Рис. 1.1.1.Ходьба в среднем темпе

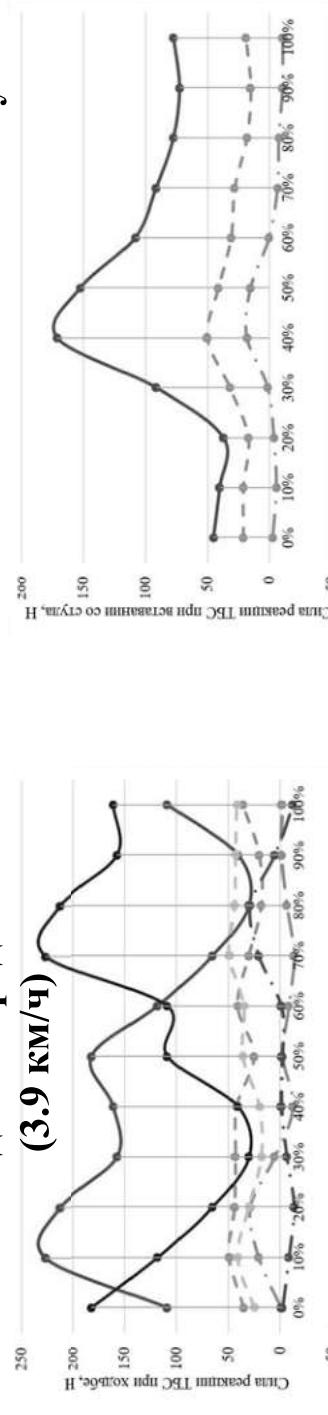


Рис. 1.1.2. Вставание со стула

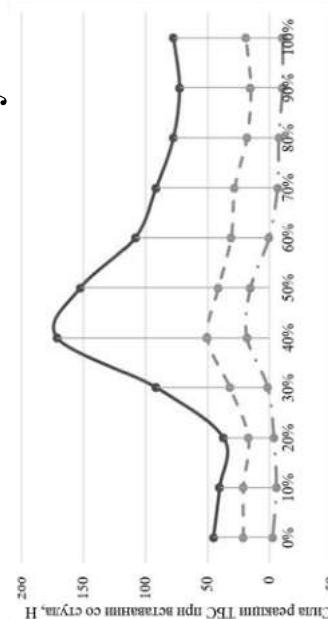


Рис. 1.1.3. Метод исследования

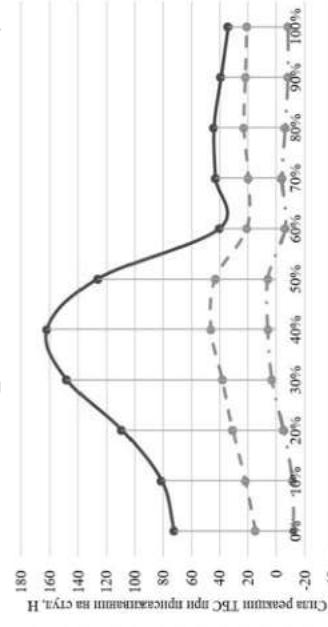


Рис. 1.1.4. Подъем по лестнице

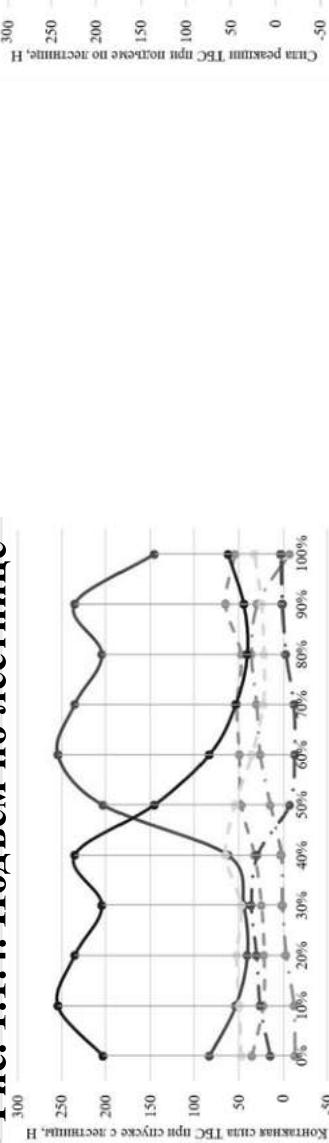
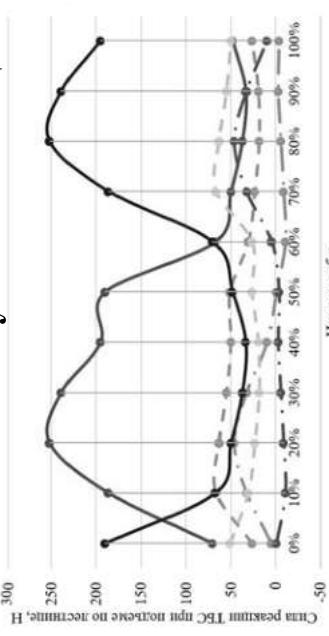


Рис. 1.1.5. Спуск с лестницы



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

1. Объекты и методы исследования

1.1. Биомеханика

1.2. Мат. постановка задачи

1.3. Метод исследования

Метод исследования: метод конечных элементов

Расширенная
постановка
задачи теории
упругости

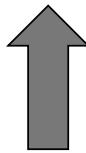
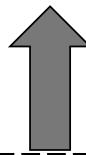
Вариационная постановка задачи теории
упругости

$$\delta U = 0$$

$$\delta U = \int_V \delta \pi \, dV - \int_V \underline{f}_V \cdot \delta \underline{u} \, dV - \int_{S_2} \underline{f}_S \cdot \delta \underline{u} \, dS = 0$$

СЛАУ МКЭ

$$KU = F_V + F_S$$



2. Физико-механические свойства используемых материалов

Рис. 2.1. Распределение модуля Юнга по спонгиозной ткани [2]

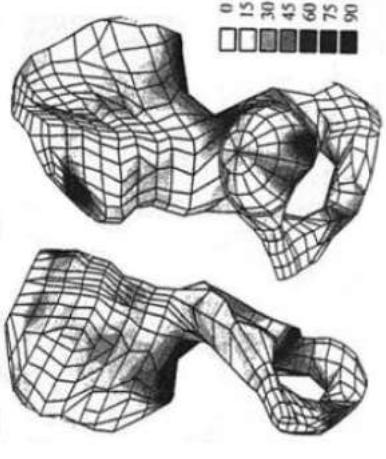


Рис. 2.2. Зависимость модуля Юнга от объемной плотности тазовой кости вдоль трех направлений нагружений а) X; б) Y; в) Z [1]

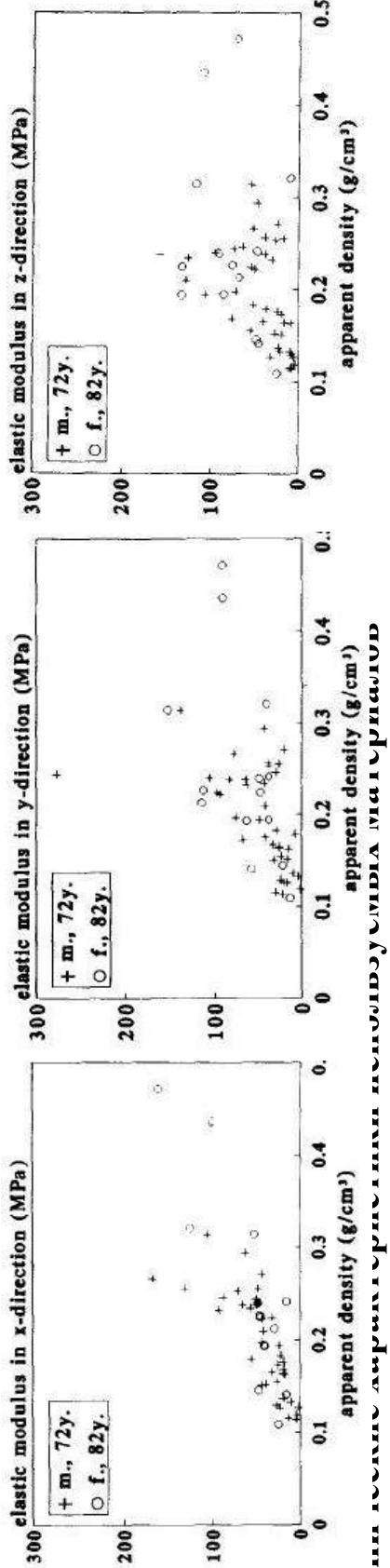


Таблица 2.1. Физико-механические свойства используемых материалов

Материал	Плотность, kg/mm^3	Упругость Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Преел прочности, МПа
Спонгиозная костная ткань	$0.2 \cdot 10^{-6}$ [1]	70 [1]	0.2 [1]	10 [3]
Кортикальная костная ткань	$1.7 \cdot 10^{-6}$ [1]	17 000 [2]	0.3 [2]	150 [3]
Титановый сплав (Ti6Al4V)	$4.43 \cdot 10^{-6}$ [4]	113 800 [4]	0.342 [4]	950 [4]
Полиэтилен	$0.95 \cdot 10^{-6}$ [5]	1 000 [5]	0.35 [5]	26 [5]

- Dalstra M, Huiskens R, Odgaard A, Eming LV. Mechanical and Textural Properties of Pelvic Trabecular Bone // J Biomech, – 1993, – Vol. 26, – P. 523–535.
- Dalstra M, Huiskens R, van Eming L. 1995. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone // J Biomech Eng. – Vol. 117. – P. 272–278.
- Wirtz DC, Schifflers N, Pandorf T, Rademacher K, Weichert D, Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur // Journal of Biomechanics – 2000. – Vol. 33. – P. 1325–1330.
- Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. R. Boyer, G. Welsch, and E. W. Collings, eds. ASM International, Materials Park, OH, 1994.
- MatWeb material property data. Overview of materials for High Density Polyethylene (HDPE), Injection Molded [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=ee23f90005d4fb58e12a1bce33ebdc&ckck=1>

3. Разработка конечно-элементной модели системы «таз – кастромизированный имплантат»

Рис. 3.1. КТ снимок

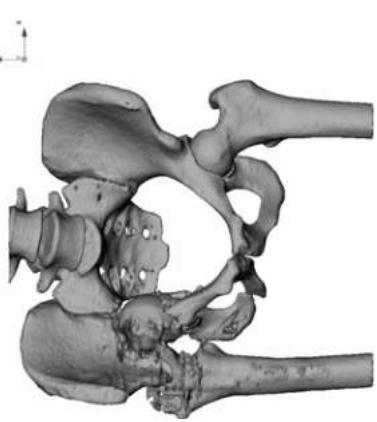


Рис. 3.3. Генерация конечно-элементной сетки

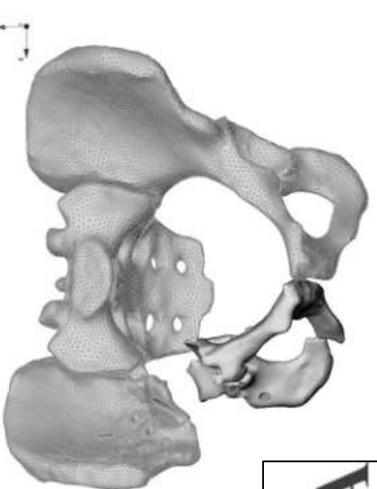


Рис. 3.4.

Конечно-элементная модель системы
«таз-кастромизированный имплантат»

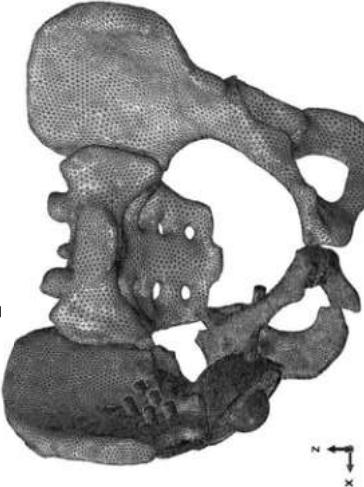


Рис. 3.2. Чистка геометрии
тазовой кости
Создание имплантата



Компоненты системы:

- Крестец
- Здоровая тазовая кость
- Две части разрушенной тазовой кости
- Имплантат
- Десять винтов
- Вкладыш
- Головка стандартного эндопротеза

Спонгиозная ткань Кортикальный слой

3. Разработка конечно-элементной модели системы «таз – кастомизированный имплантат»

3.1. Верификация

3.2. Взаимосвязи

3.3. Валидация

Таблица 3.1.1. Характеристики конечно-элементных моделей системы «таз – кастомизированный имплантат»

Компоненты модели	Количество конечных элементов	Тип конечных элементов	Количество некачественных элементов	Соотношение сторон	Коэффициент асимметрии
Неразрушенная тазовая кость	116 604			171	4 678
	70 348 – спонгиозный слой 46 256 – кортикальный слой			0.15 %	4.01 %
Разрушенная тазовая кость: верх	320 851			120	10 236
	268 151 – спонгиозный слой 52 700 – кортикальный слой			0.04%	3.19 %
Разрушенная тазовая кость: низ	231 489			33	10 378
	177 638 – спонгиозный слой 53 851 – кортикальный слой			0.01%	4.4 %
Крестец	125 534			179	4 728
	74 219 – спонгиозный слой 51 315 – кортикальный слой			0.08%	3.77 %
Эндопротез	676 767			15	27 227
	177 705 – пористый слой 499 062 – однородный слой			0.002%	4.02 %

Суммарное число конечных элементов модели = 1 732 365

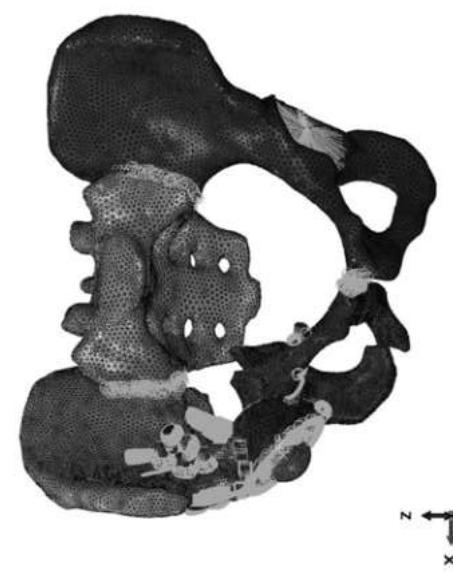
3. Разработка конечно-элементной модели системы «таз – кастромизированный имплантат»

3.1. Верификация

3.2. Взаимосвязи

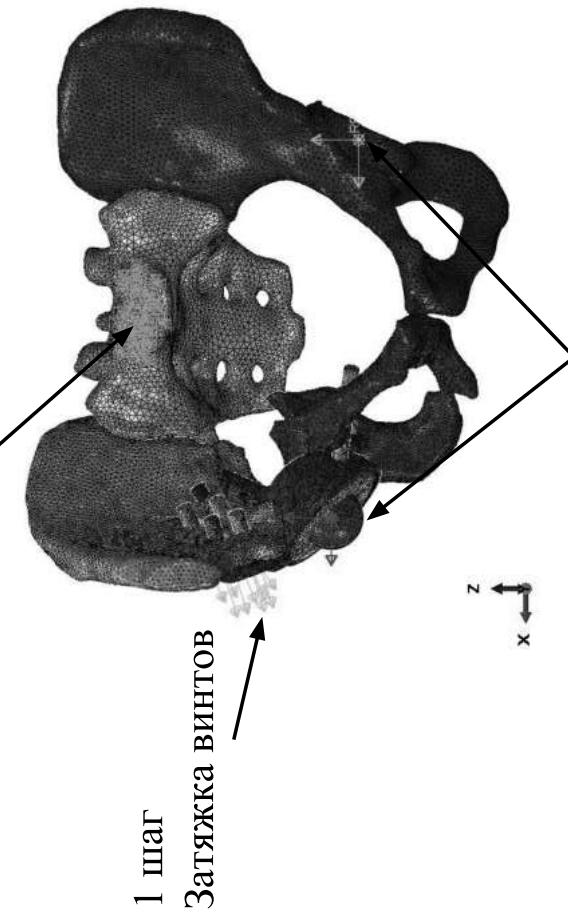
3.3. Валидация

Кинематические связи



Поверхность крестца закреплена $U_x=U_y=U_z=0$

Границочные условия



• Жесткие связи:

Крестец-газовые кости
Область лонного сочленения
Вкладыш – имплантат

• Связь центра и
поверхности
вертлужной впадины

• Связь центра и
поверхности головки
стандартного
эндопротеза

• Контактные пары:

Имплантат – кости
Вкладыш-головка стандартного
эндопротеза

2 шаг

Силы реакций

3. Разработка конечно-элементной модели системы «таз – кастомизированный имплантат»

3.1. Верификация

3.2. Взаимосвязи

3.3. Валидация

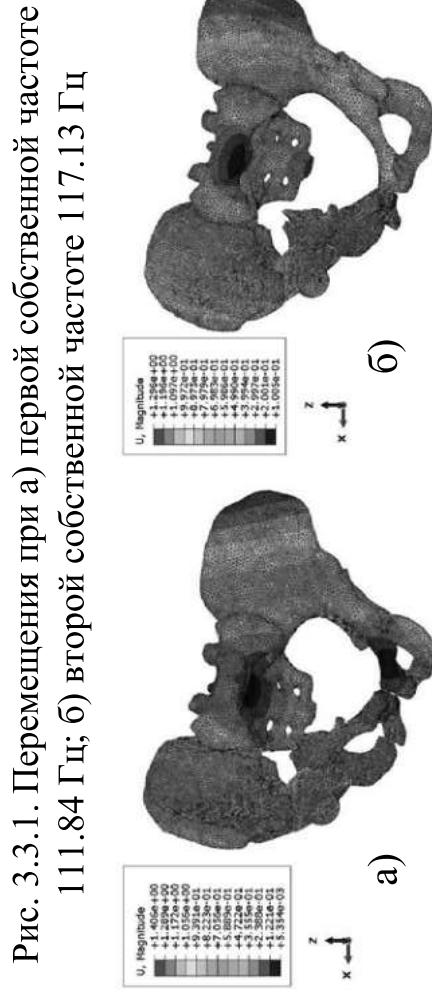


Рис. 3.3.1. Переицнения при а) первой собственной частоте 111.84 Гц; б) второй собственной частоте 117.13 Гц

1. Верификация – процент некачественных элементов < 5%.

2. Достоверные физико-механические характеристики материалов.

3. Точные области контактных взаимодействий.

4. Схема наложения граничных условий апробирована в исследований [2, 4, 6, 7].

5. Графики сил реакций ТБС [1] использовались учеными-исследователями [3, 4, 5, 7].

6. Частотный анализ: компьютерная модель реконструированного таза собрана воедино и в модели нет несвязанных элементов.

1. Bergmann G., Deuretzbacher G. Hip contact forces and gait patterns from routine activities // J Biomech. – 2001. – Vol. 34(7). – P. 859–871.
2. Fu J., Ni M., Chen J., Li X., Chai W., Hao L., Zhang G., Zhou Y. Reconstruction of Severe Acetabular Bone Defect with 3D Printed Ti6Al4V Augment: A Finite Element Study // BioMed Research International. – 2018. – Vol. 2018. – P. 1–8.
3. Klüss D., Wiedding J., Souffrant R., Mittelmeier W., Bader R. Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics // Finite Element Analysis. – 2010. – P. 151–170.
4. Liu D., Hua Z., Yan X., Jin Z. Design and biomechanical study of a novel adjustable hemipelvic prosthesis // Medical Engineering and Physics. – 2016. – Vol. 000. – P. 1–10.
5. Majumder S., Roychowdhury A., Pal S. Variations of stress in pelvic bone during normal walking, considering all active muscles // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. – 2004. – Vol. 17(2). – P. 48–53.
6. Phillips A., Pankaj P., Howie C., Usmani A., Simpson A. Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions // Medical Engineering & Physics. – 2007. – Vol. 29(7). – P. 739–748.
7. Shim V., Höch A., Grunert R., Peldschus S., Böhme J. Development of a Patient-Specific Finite Element Model for Predicting Implant Failure in Pelvic Ring Fracture Fixation // Hindawi Computational and Mathematical Methods in Medicine. – 2017. – Vol. 2017. – P. 1–11.

4. Анализ расчетов напряженно-деформированного состояния

4.1. Перемещения в костях

4.2. Напряжения в костях

4.3. Напряжения в имплантате

Рисунок 4.1.1 – Выделенные узлы, в которых берутся пробы перемещений

Восстановленный таз

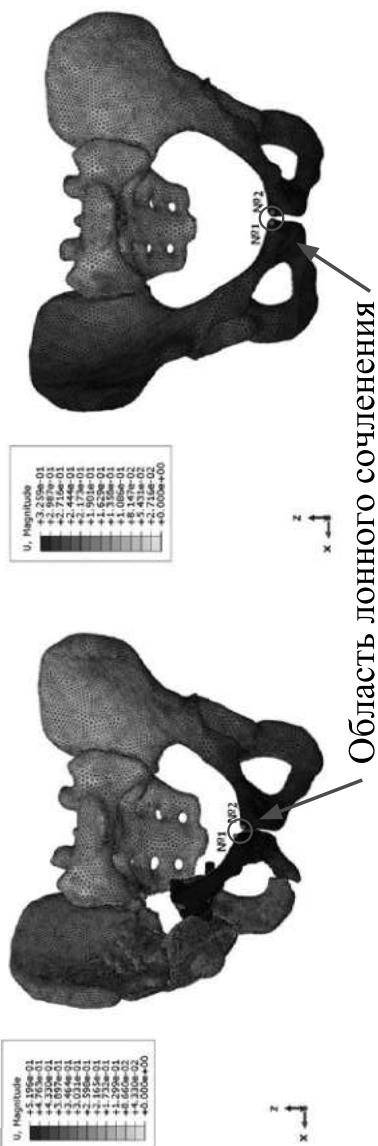


Рисунок 4.1.2 – Графики перемещений костей в узле №1 для восстановленного таза при разных видах нагружения

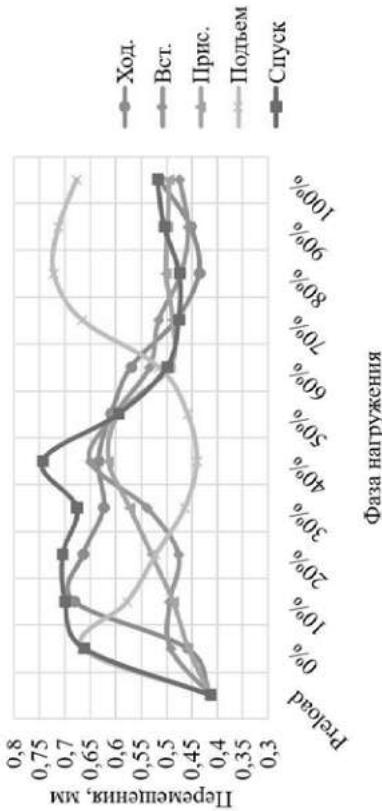


Рисунок 4.1.2 – Графики перемещений костей в узле №1 для восстановленного таза при разных видах нагружения

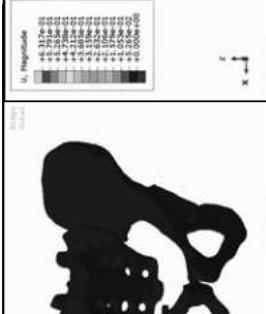
Спуск с лестницы



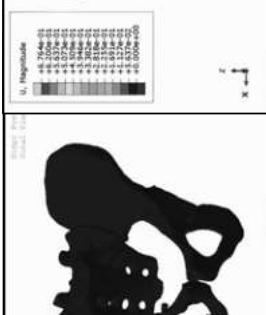
Подъем по лестнице



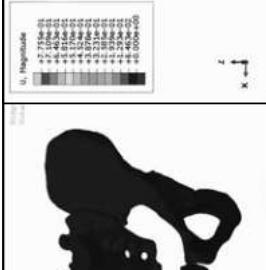
Вставание



Ходьба



Спуск с лестницы



4. Анализ расчетов напряженно-деформированного состояния

4.1. Перемещения в костях

4.2. Напряжения в костях

4.3. Напряжения в имплантате

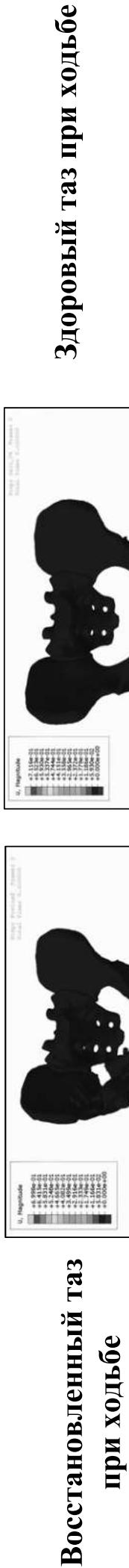
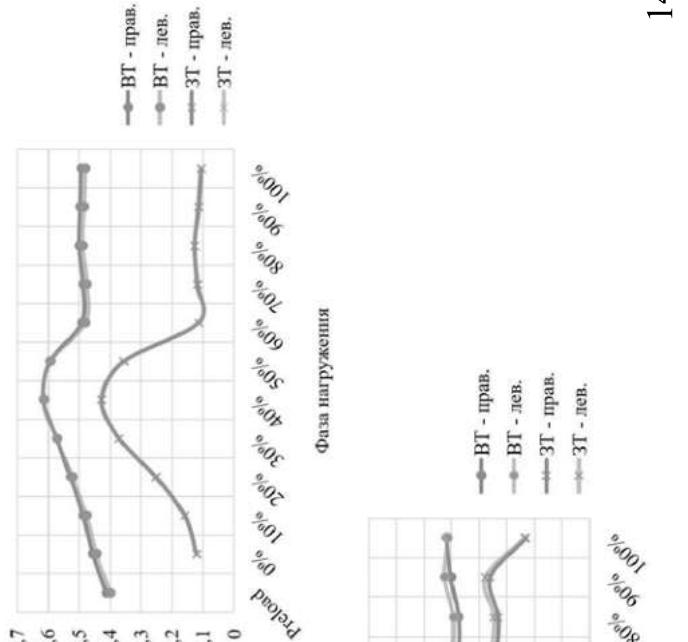


Рисунок 4.1.3 – Графики перемещений костей в узлах №1 (прав.) и №2 (лев.) для восстановленного (ВТ) и здорового (ЗТ) газов при разных видах нагружения

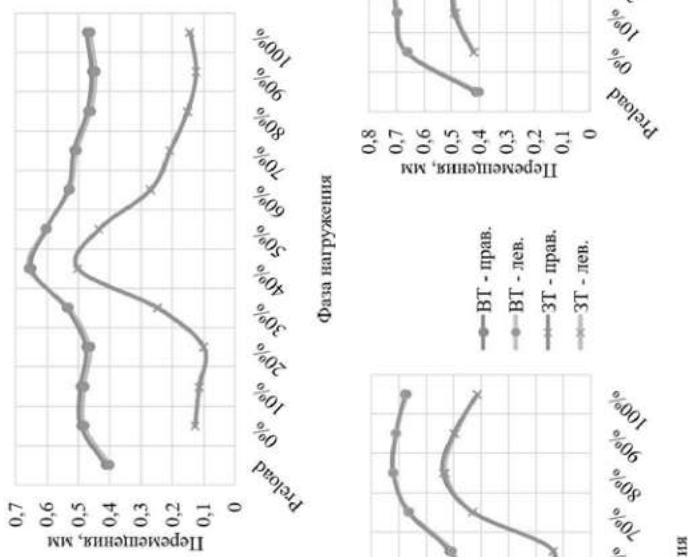
Ходьба

Присаживание



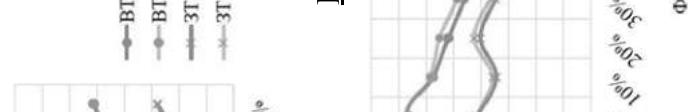
Вставание

Выставление



Спуск

Падение



Фаза нагрузки
Phase of loading

4. Анализ расчетов напряженно-деформированного состояния

4.1. Перемещения в костях

4.2. Напряжения в костях

4.3. Напряжения в имплантате

Рисунок 4.2.1 – Выделенные элементы в костях, в которых берутся пробы напряжений

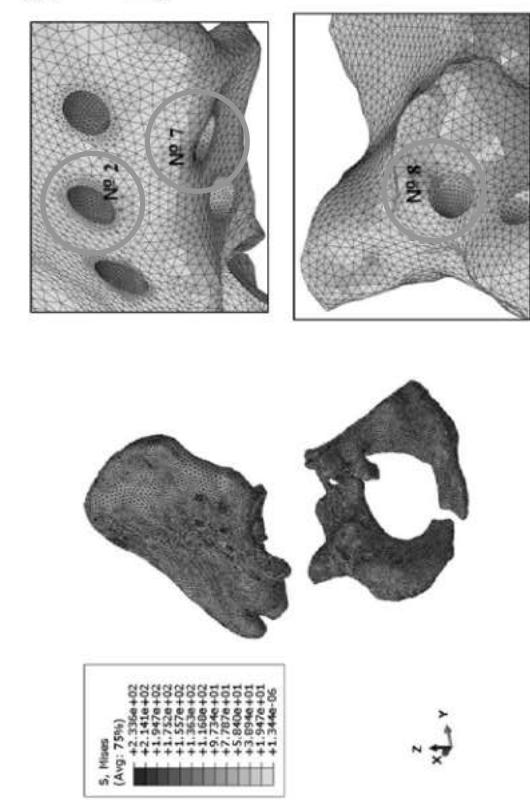
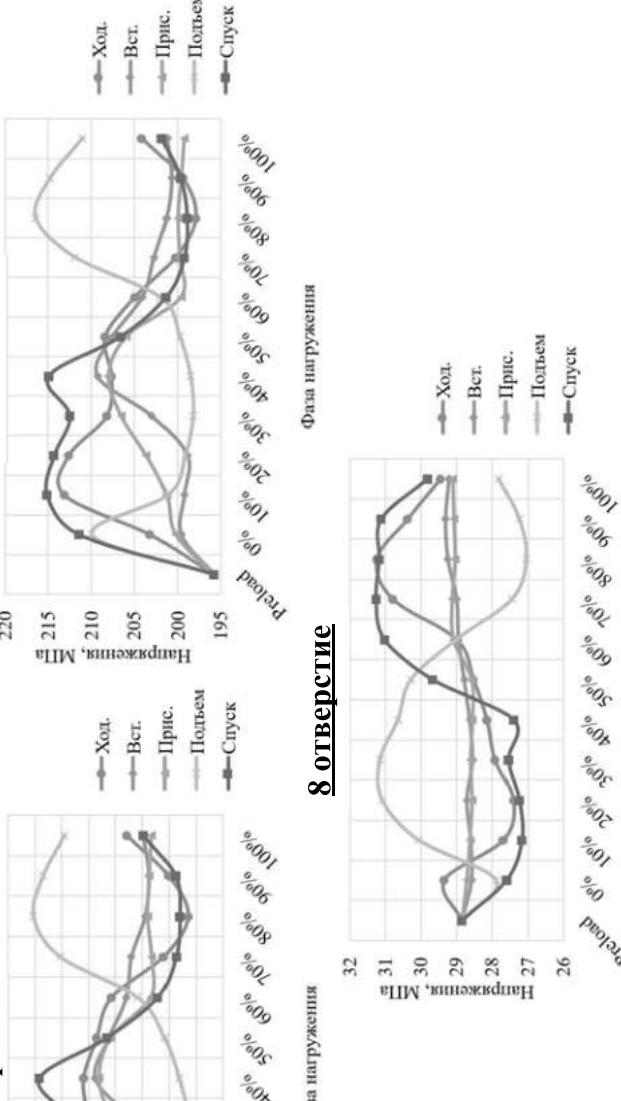


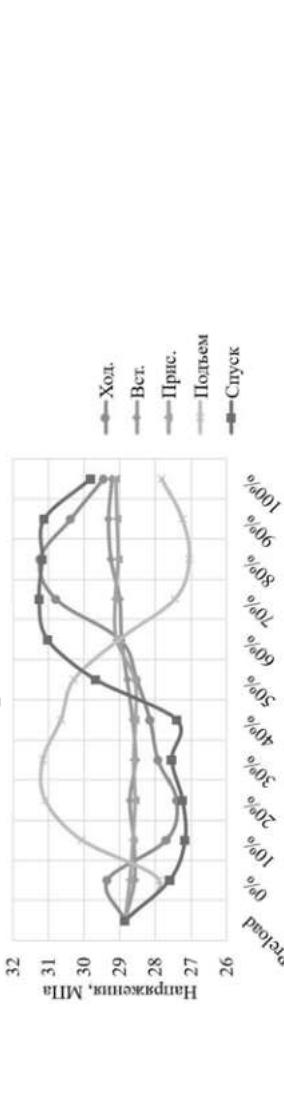
Рисунок 4.2.2 – Графики напряжений в костях в элементах a) №2; б) №7; в) №8 при разных видах нагружения

2 отверстие



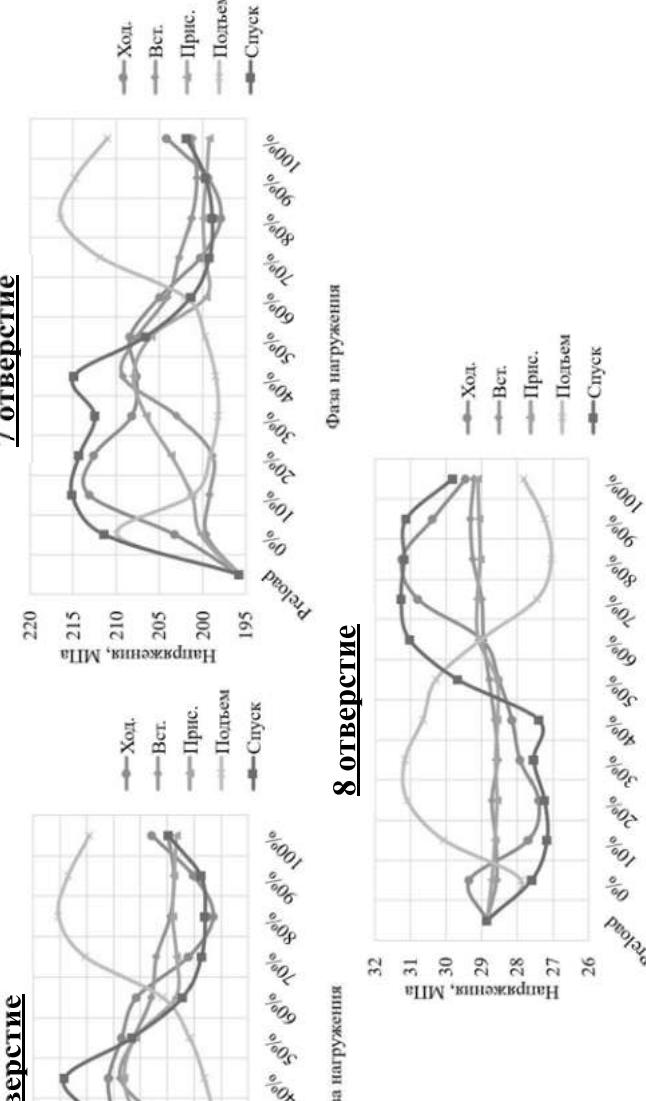
Фаза нагрузжения

8 отверстие



Фаза нагрузжения

7 отверстие



Фаза нагрузжения

Рисунок 4.2.2 – Графики напряжений в костях в элементах а) №2; б) №7; в) №8 при разных видах нагружения

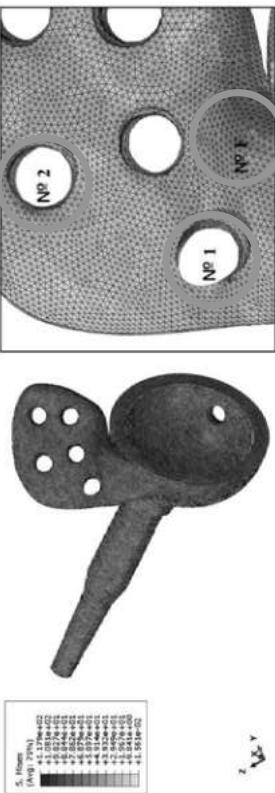


4. Анализ расчетов напряженно-деформированного состояния

4.1. Перемещения в костях

4.2. Напряжения в костях

Рисунок 4.3.1 – Выделенные элементы в имплантате в элементах а) №1; б) №2; в) №3 при разных видах нагружения

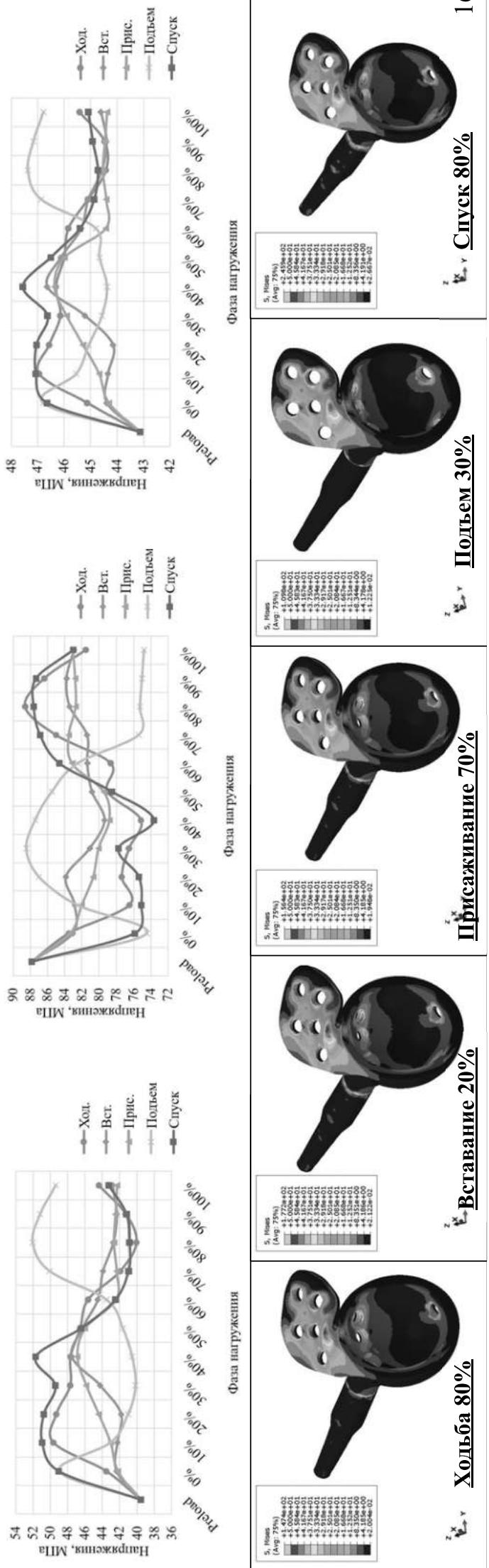


4.3. Напряжения в имплантате

Рисунок 4.3.2 – Графики напряжений в имплантате в элементах а) №1; б) №2; в) №3 при разных видах нагружения

2 отверстие

Фланец



Ходьба 80%

Вставание 20%

Прижимание 70%

Подъем 30%

Спуск 80%

Заключение

В ходе работы смоделирована система «таз – кастомизированный имплантат» при сложных условиях нагружения – ходьба, вставание со стула, присаживание на стул, подъем по лестнице, спуск с лестницы.

- Проведен обширный обзор литературы о биомеханическом поведении таза в разных моделируемых ситуациях.
- Собраны данные о физико-механических свойствах костных тканей бедренной и газовых костей для сравнения и определения усредненных упругих характеристик костных тканей.
- Создана и верифицирована конечно-элементная модель рассматриваемой системы, суммарное число конечных элементов составило 1 732 365. Процент некачественных элементов для каждой компоненты не превышает 5 %.
- Система «таз – кастомизированный имплантат» загружена в ABAQUS где заданы области контактного взаимодействия и наложены граничные условия.
- В результате прочностного расчета получены пять напряженно-деформированных состояний системы. Анализируются отдельно состояния костей и имплантата в областях прогнозируемых локальных разрушений. Перемещения костей сравниваются с перемещениями здорового таза. Результаты НДС сравниваются с релевантными исследованиями.
- По анализу результатов можно сказать, что ходьба, присаживание и вставание со стула являются более безопасными видами нагрузений, чем подъем и спуск по лестнице для нашего конкретного пациента. Однако последние виды нагрузений ему не противопоказаны, т.к. общее напряженно-деформированное состояние не превышает допустимое.
- Особое внимание стоит обратить на кромку отверстия №7, т.к. здесь прогнозируются локальные разрушения. Все остальные рассмотренные отверстия в костях и имплантате не представляют угроз.

Данный имплантат установлен пациенту ФГБУ «НМИЦ травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена» (г. Санкт-Петербург) министерства здравоохранения Российской Федерации.

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

СПАСИБО ЗА ВНЕШНИЕ

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
на тему:

«Конечно-элементный анализ биомеханической системы «кость – эндопротез» в сложных условиях нагружения»

Обучающийся: студент гр. 2-33М И.Л. Маслова
Научный руководитель: д.ф.-м.н., доцент Л.Б. Маслов

Иваново 2020