

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

**«ИВАНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ им. В.И.ЛЕНИНА»**

Кафедра теоретической и прикладной механики

ОТЧЕТ

**ПО ПРОИЗВОДСТВЕННОЙ ПРАКТИКЕ
(ПРОЕКТНО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ)**

Обучающаяся:

студентка гр.2-33М А.Ю. Дмитриук

Место прохождения практики:

ООО «Политех-Инжинирг»

Руководитель от университета:

д.ф.-м.н. доцент Л.Б. Маслов

Руководитель от профильной организации:

С.С. Агафонов

Иваново 2022

Цель данного исследования состояла в моделировании ходьбы, где наилучшим образом были бы имитированы условия нагружения пациента с первичным эндопротезированием тазобедренного сустава с учётом взаимосвязи усилий мышц и суставов.

В качестве **основных задач** работы выделены:

- создание и верификация конечно-элементной модели биомеханической конструкции;
- исследование напряженно-деформированного состояния системы «таз – полимерный имплантат» при ходьбе с учётом взаимосвязи усилий мышц и суставов;
- анализ и сравнение полученных результатов.

Постановка задачи

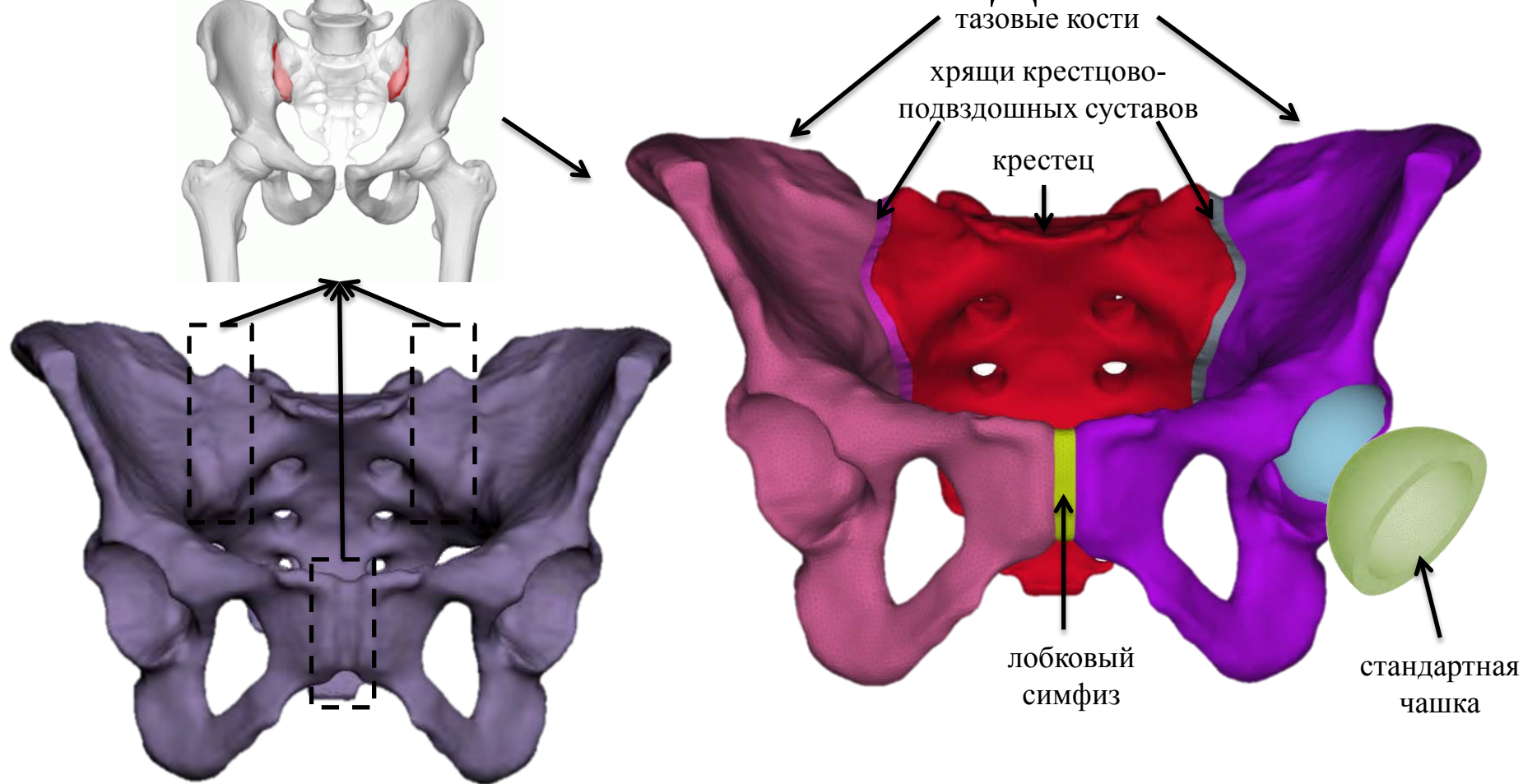


Рисунок 1 – Поверхностная модель цифрового двойника

Конечно-элементные модели системы

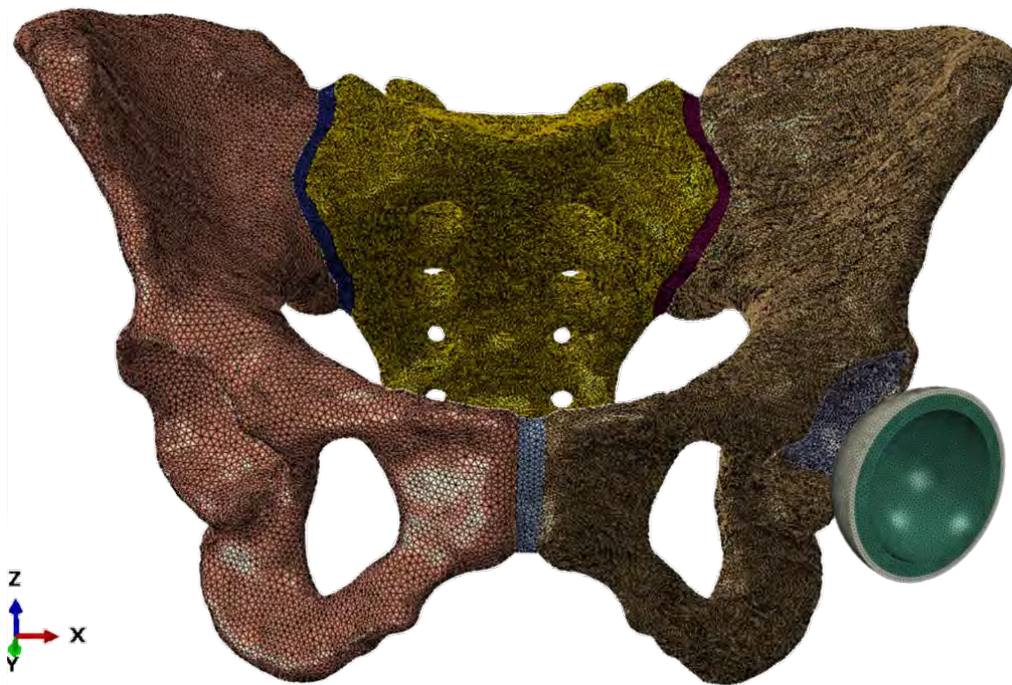


Таблица 1 – Характеристики конечно-элементной сетки компонентов биомеханической системы

Компоненты модели	Число элементов	Верификация			% «плохого качества»
		Aspect	Scwerness	Warping	
Крестец	451463	0	55975	0	12,4
Правая тазовая кость	324455	0	24430	0	7,5
Левая тазовая кость	597719	0	69340	0	11,6
Правый хрящ	10189	0	460	0	4,5
Левый хрящ	12077	0	1209	0	10
Лобковый симфиз	4537	0	491	0	10,8
Протез	128379	0	1471	0	1,2

Рисунок 2 – Разработка конечно-элементной модели системы

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



Физико-механические свойства материалов

Таблица 2 – Физико-механические характеристики материалов

Материал	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/м ³	Предел прочности, МПа	
				Текучесть	Усталость
Кортикальная кость [1,2]	17	0.3	1700	150 [4]	то же, что и текучесть
Спонгиозная кость [3,4]	0.07	0.2	200	2.1 [2]	
Лобковый симфиз [6,7,8]	0.005	0.495	2	–	–
Хрящ крестцово-подвздошных суставов [6,7,8]	0.35	0.495	1.05	–	–
РЕЕК [5]	8.3	0.3	1300	139	–
Пористый РЕЕК	0.849	0.225		14.2	–

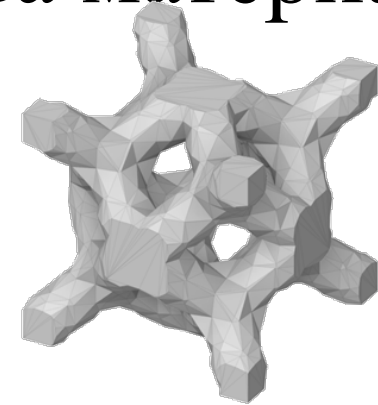


Рисунок 3 – Элементарная ячейка пористого полимера

1. Dalstra M., Huiskes, R., van Erning, L. Development and Validation of a Three-dimensional Finite Element Model of the Pelvic Bone // J. Biomech. Eng. – 1995. Vol. 117. P. 272–278.
2. Reilly D.T., Burstein A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue // J. Biomech. – 1975. Vol. 8. P. 393–405.
3. Dalstra M., Huiskes R., Odgaard A., van Erning L. Mechanical and Textural Properties of Pelvic Trabecular Bone // J. Biomech. – 1993. Vol. 26. P. 523–535.
4. Keaveny T.M., Wachtel E.F., Kopperdahl D.L. Mechanical behavior of human trabecular bone after overloading // J. Orthop. Res. – 1999. Vol. 17. P. 346–353.
5. Black J., Hastings G.W. Handbook of Biomaterials Properties // Chapman and Hall. – 1998.
6. Ricci, PL., Maas, S., Kelm, J. et al. Finite element analysis of the pelvis including gait muscle forces: an investigation into the effect of rami fractures on load transmission // J EXP ORTOP. – 2018. – 5(33).
7. Bruna-Rosso, Claire et al. Finite Element Analysis of Sacroiliac Joint Fixation under Compression Loads // International Journal of Spine Surgery. – 2016. – Vol. 10.
8. Fan Y, Lei J, Zhu F, Li Z, Chen W, Liu X. Biomechanical Analysis of the Fixation System for T-Shaped Acetabular Fracture. // Comput Math Methods Med. – 2015:370631.

Нагрузки и кинематические ограничения

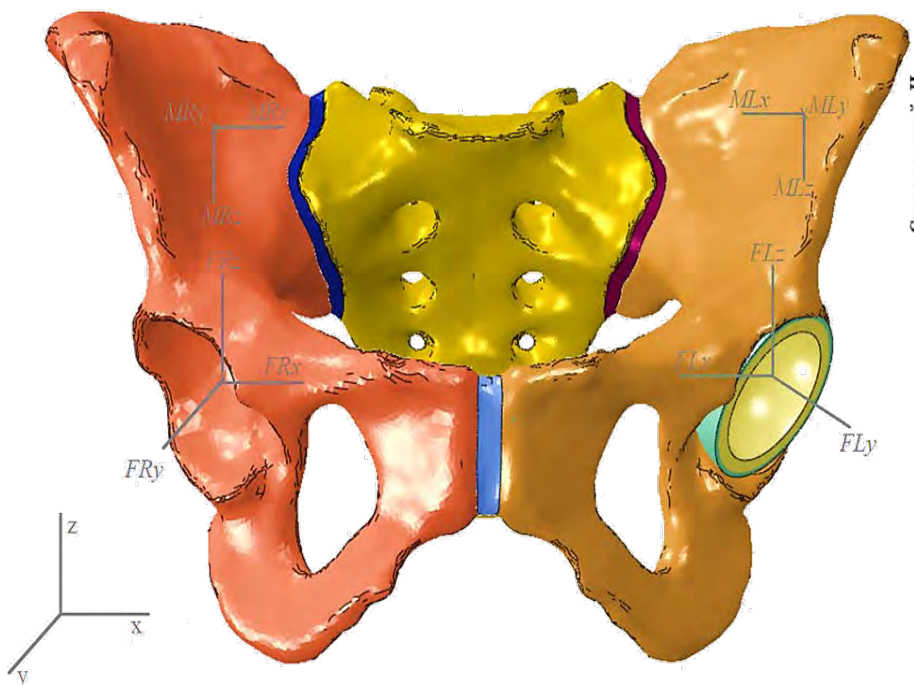


Рисунок 4 – Схема нагружения системы «таз – кастомизированный имплантат»

Здесь и далее по тексту: FLx , FLy , FLz , FRx , FRy , FRz – силы реакций, возникающие в левой и правой ногах соответственно в трех проекциях глобальной системы координат; MLx , MLy , MLz , MRx , MRy , MRz – мышечные силы, возникающие в левой и правой ногах соответственно, в трех проекциях глобальной системы координат

Условия нагружения

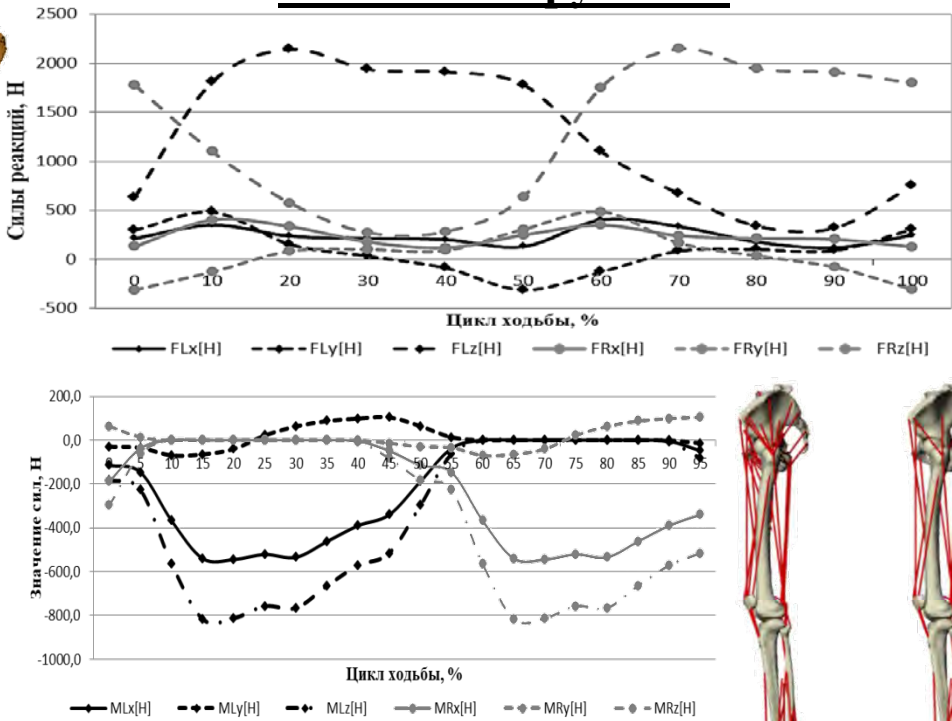
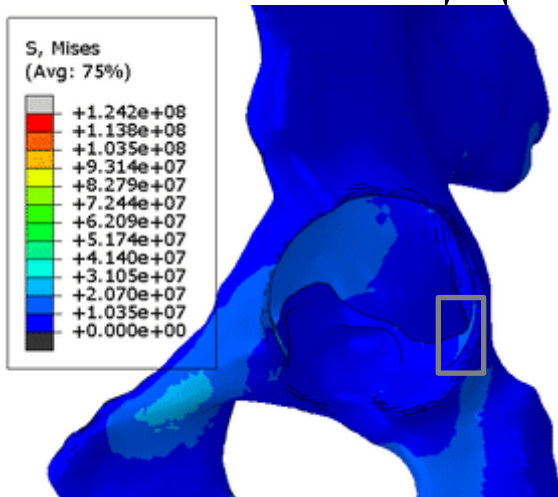


Рисунок 5 – Графики сил реакций ТБС и мышечных усилий при ходьбе в трех проекциях

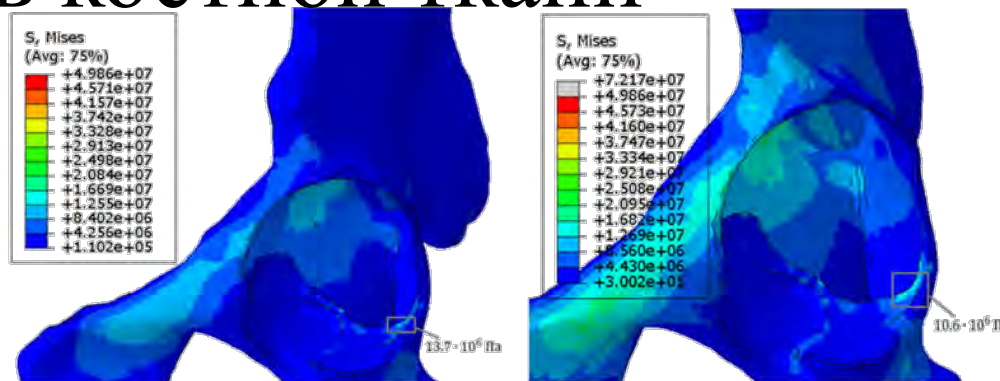
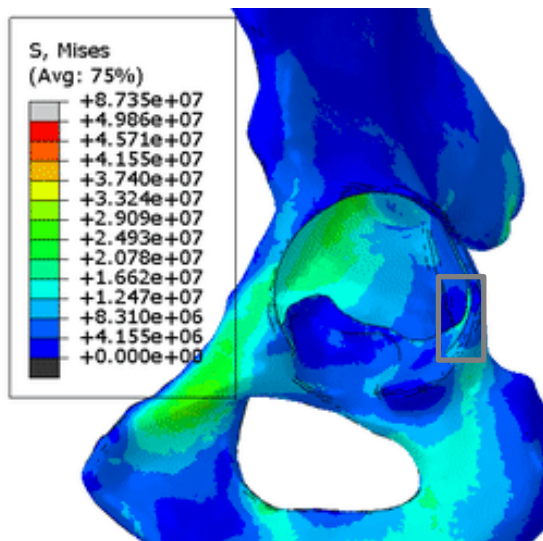
для обеих ног

Анализ НДС в костной ткани

Распределение напряжений в компактной костной ткани при ходьбе без учета влияния мышечных усилий



Распределение напряжений в компактной костной ткани при ходьбе с учетом влияния мышечных усилий



без мышц

с мышцами

Рисунок 6 – Распределение напряжений в компактной костной ткани в фазе 100%, Па

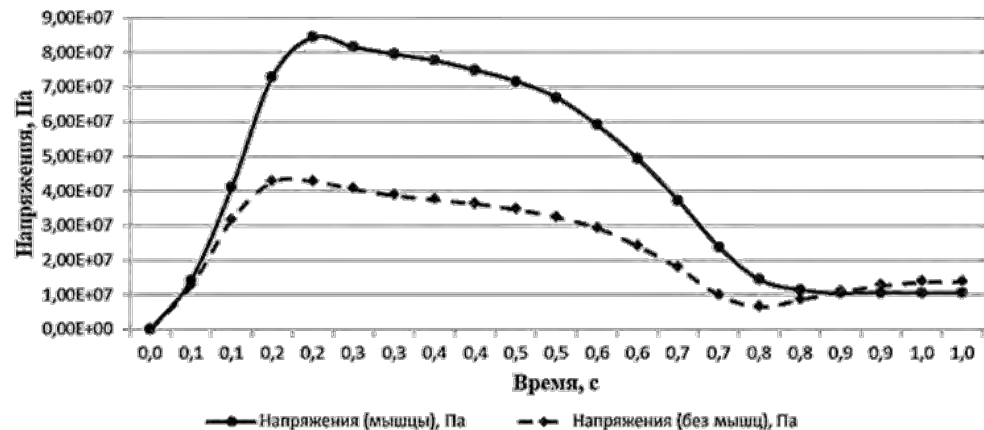
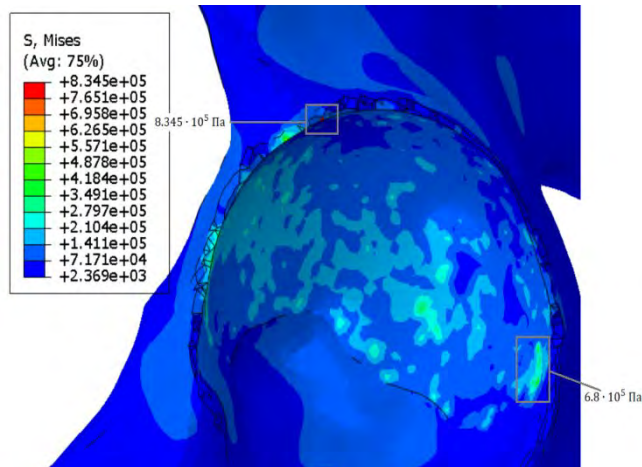
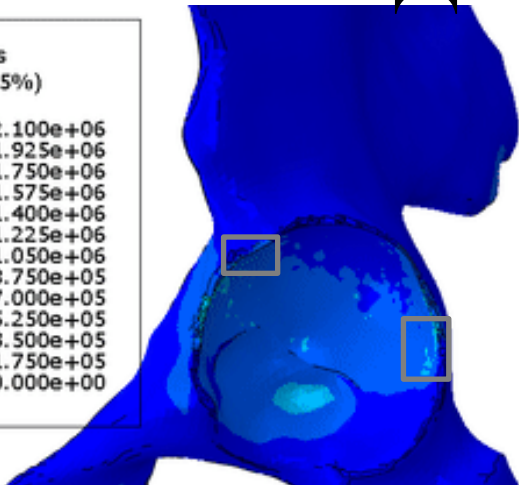
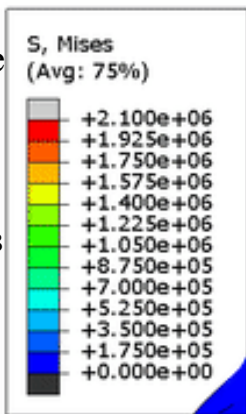


Рисунок 7 – Распределение напряжений в компактной костной ткани при ходьбе, Па

Анализ НДС в костной ткани

Распределение напряжений в спонгиозной костной ткани при ходьбе без учета влияния мышечных усилий



Распределение напряжений в спонгиозной костной ткани при ходьбе с учетом влияния мышечных усилий

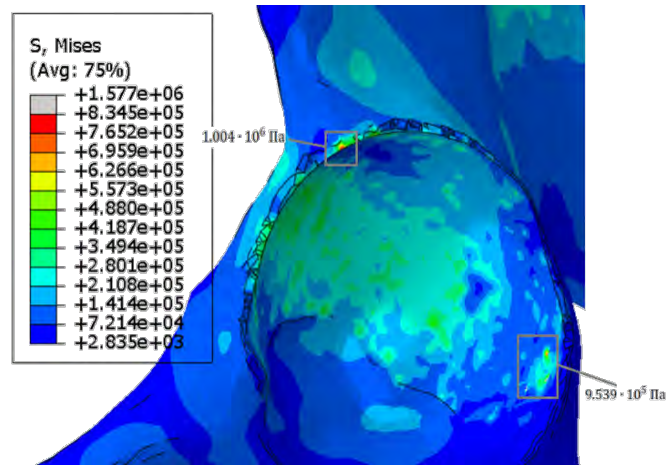
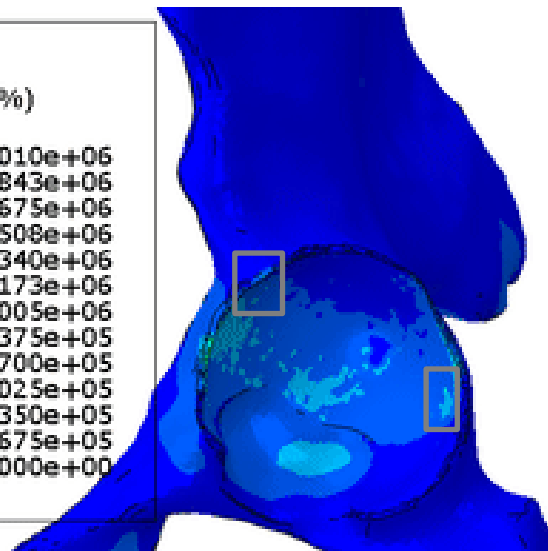
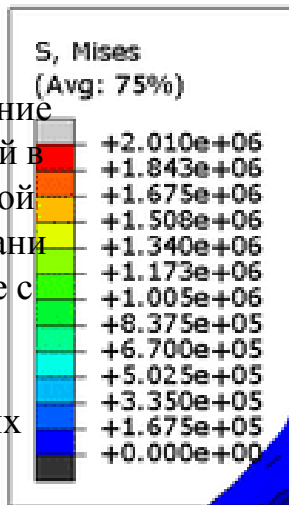


Рисунок 8 – Распределение напряжений в спонгиозной костной ткани в фазе 100%, Па

Анализ НДС в костной ткани

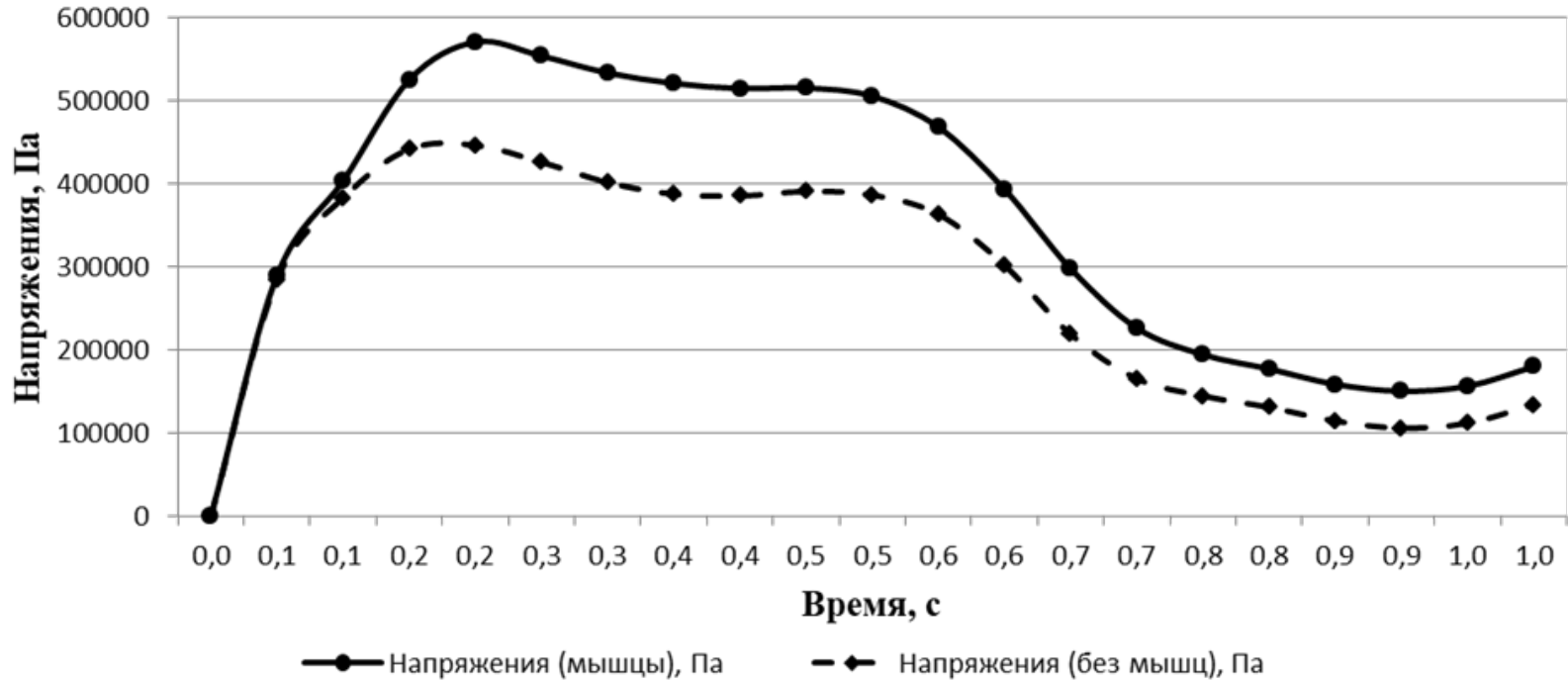
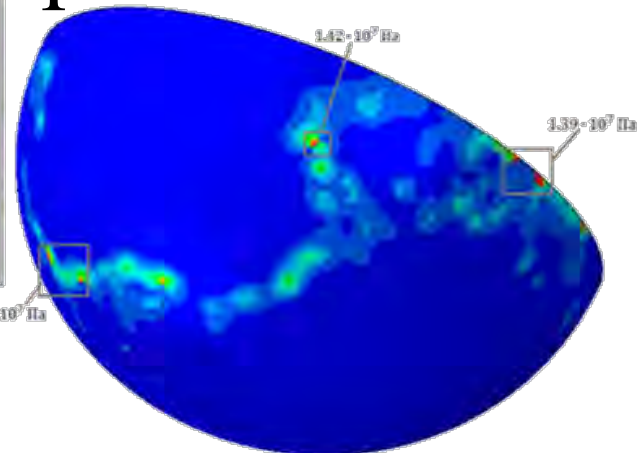
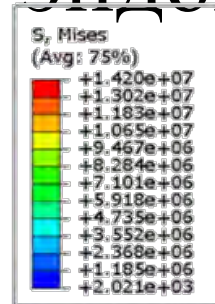
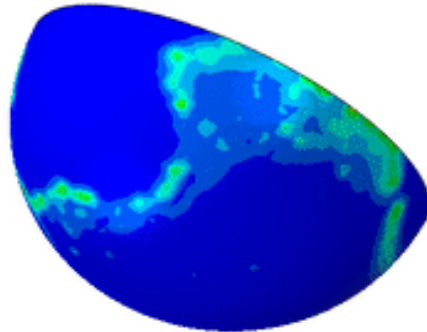
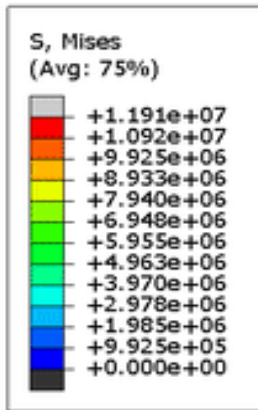


Рисунок 9 – Распределение напряжений в спонгиозной костной ткани при ходьбе, Па

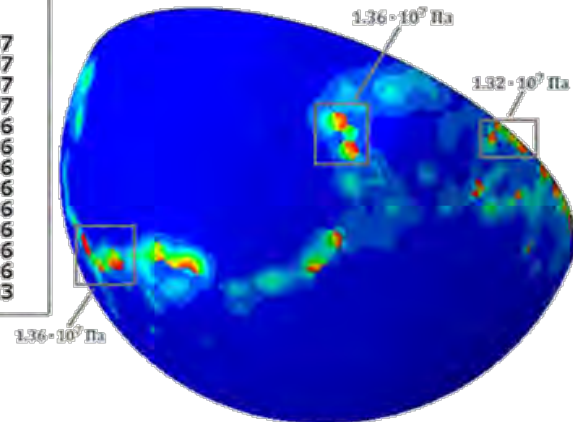
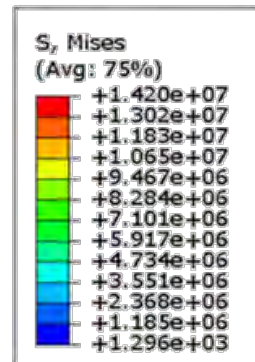
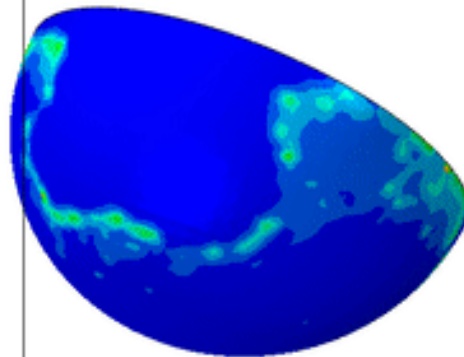
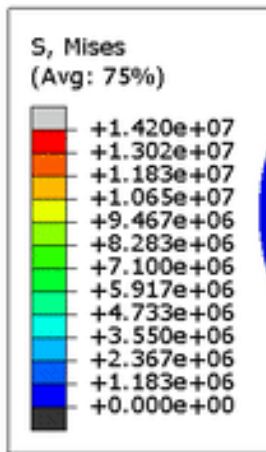
Анализ НДС в эндопротезе

Распределение напряжений в пористом напылении чашки при ходьбе без учета влияния мышечных усилий



без мышц

Распределение напряжений в пористом напылении чашки при ходьбе с учетом влияния мышечных усилий



с мышцами

Рисунок 10 – Распределение напряжений в пористом напылении чашки в фазе 100%, Па

Анализ НДС в эндопротезе

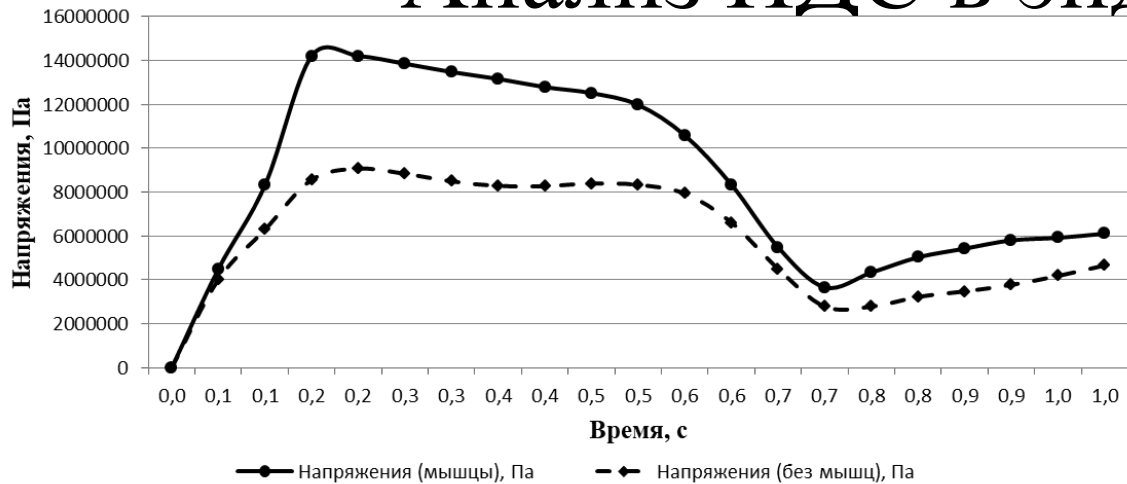


Рисунок 11 – Распределение напряжений в пористом напылении чашки при ходьбе, Па

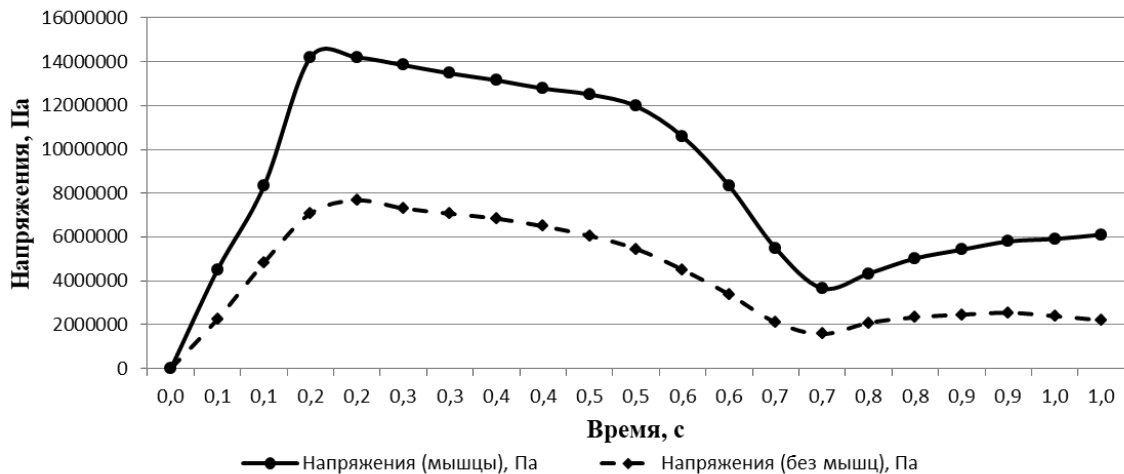


Рисунок 12 – Распределение напряжений в полимерной чашке при ходьбе, Па

Заключение

В ходе работы смоделирована система «таз – полимерный имплантат» при ходьбе:

- создана и верифицирована конечно-элементная модель биомеханической конструкции;
- исследовано напряженно-деформированного состояние системы «таз – полимерный имплантат» при ходьбе с учётом взаимосвязи усилий мышц и суставов;
- проанализированы и сравнены полученные результаты.

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

**«ИВАНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ им. В.И.ЛЕНИНА»**

Кафедра теоретической и прикладной механики

ОТЧЕТ

**ПО ПРОИЗВОДСТВЕННОЙ ПРАКТИКЕ
(ПРОЕКТНО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ)**

Обучающаяся:

студентка гр.2-33М А.Ю. Дмитриук

Место прохождения практики:

ООО «Политех-Инжинирг»

Руководитель от университета:

д.ф.-м.н. доцент Л.Б. Маслов

Руководитель от профильной организации:

С.С. Агафонов

Иваново 2022