

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
**«ИВАНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ им. В.И.ЛЕНИНА»**

СЕКЦИЯ 24

Динамика и прочность сложных механических систем

ЭНЕРГИЯ - 2022

**XVII Всероссийская (IX Международная)
научно-техническая конференция
студентов, аспирантов и молодых ученых**

Обучающаяся:
студентка гр.2-33М
А.Ю. Дмитриук
Руководитель:
д.ф.-м.н. доцент
Л.Б. Маслов

Иваново 2022

Цель исследования состояла в моделировании ходьбы, где наилучшим образом были бы симитированы условия нагружения пациента с первичной заменой объема кости на полимерный имплантат с учётом взаимосвязи усилий мышц и суставов.

В качестве **основных задач** работы выделены:

- проведение литературного обзора по выбранной тематике исследования;
- 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 полученных результатов.

Постановка «тестовой» задачи

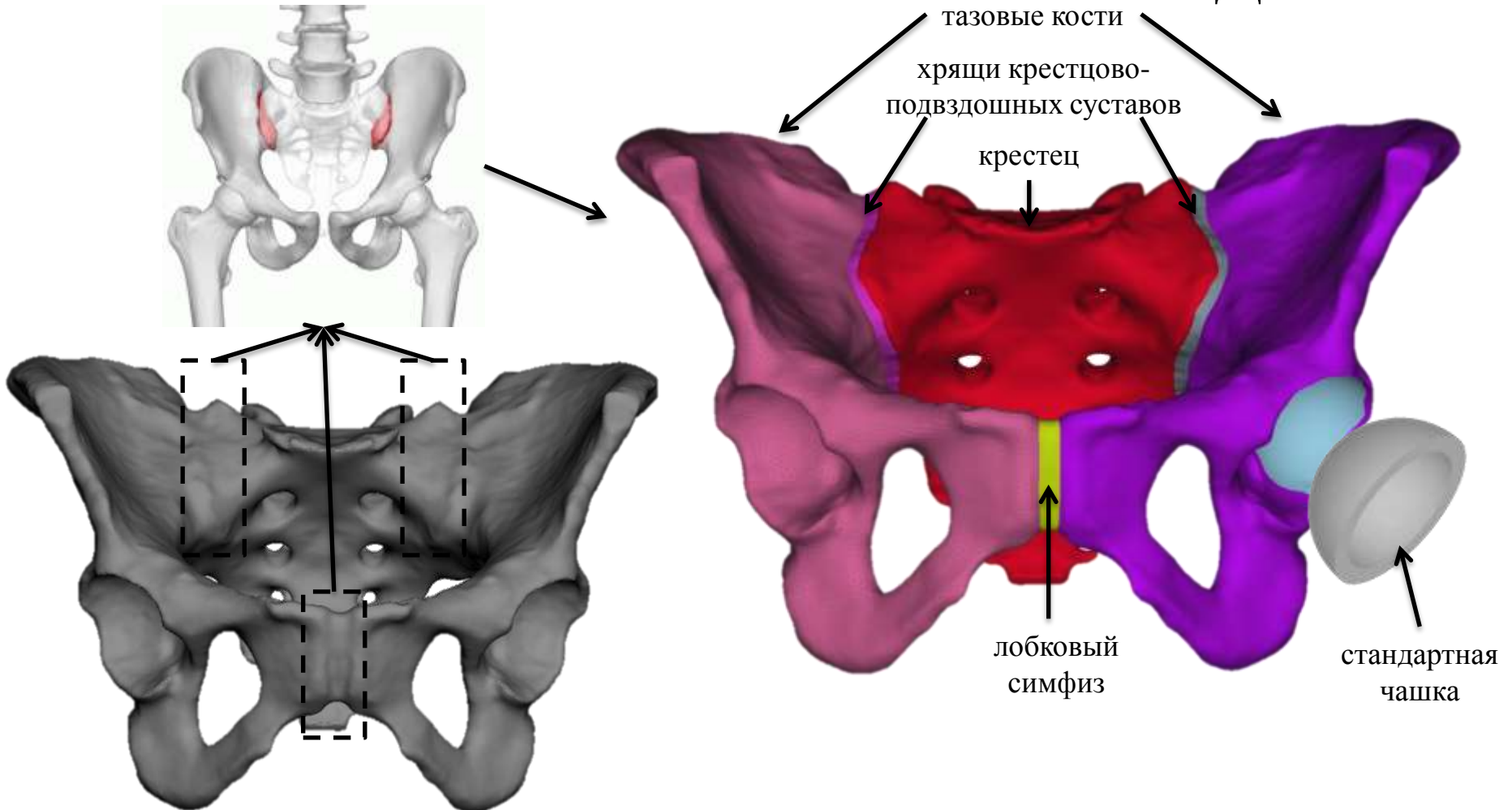


Рисунок 1 – Поверхностная компьютерная модель таза

Конечно-элементные модели системы

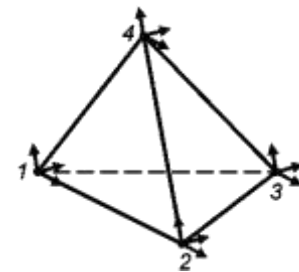


Рисунок 2 – Разработка конечно-элементной модели системы

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

Таблица 1 – Характеристики конечно-элементной сетки компонентов биомеханической системы

Компоненты модели	Число элементов	Верификация			% «плохого качества»
		Aspect	Scwness	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



Физико-механические свойства материалов

Таблица 2 – Физико-механические характеристики материалов

Материал	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/м ³	Предел прочности, МПа	
				Текущность	Усталость
Кортикальная кость [1,2]	17	0.3	1700	150 [4]	то же, что и текущность
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	–

«тестовый материал»

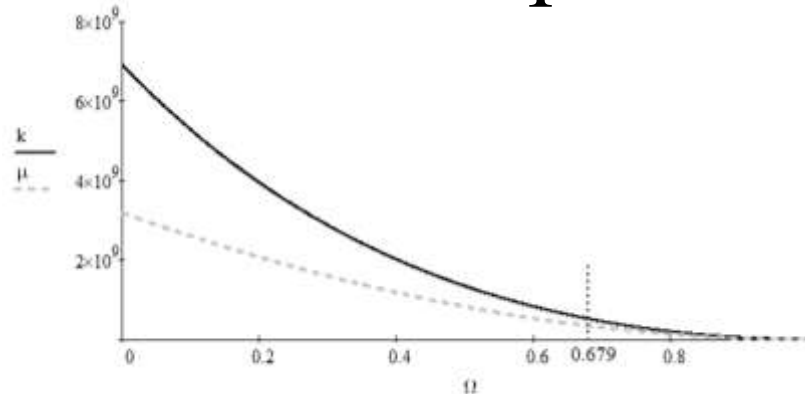
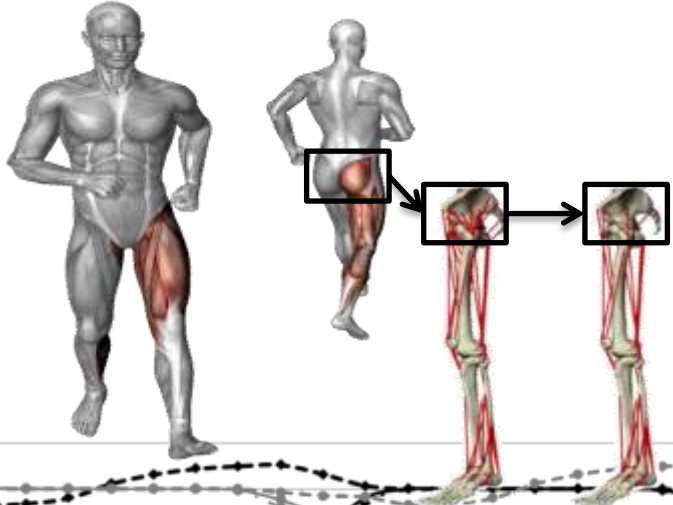


Рисунок 3 – Зависимость модуля объемного сжатия и модуля сдвига от концентрации включений

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. 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.
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. Reilly D.T., Burstein A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue // J. Biomech. – 1975. Vol. 8. P. 393–405.
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»



Условия нагружения

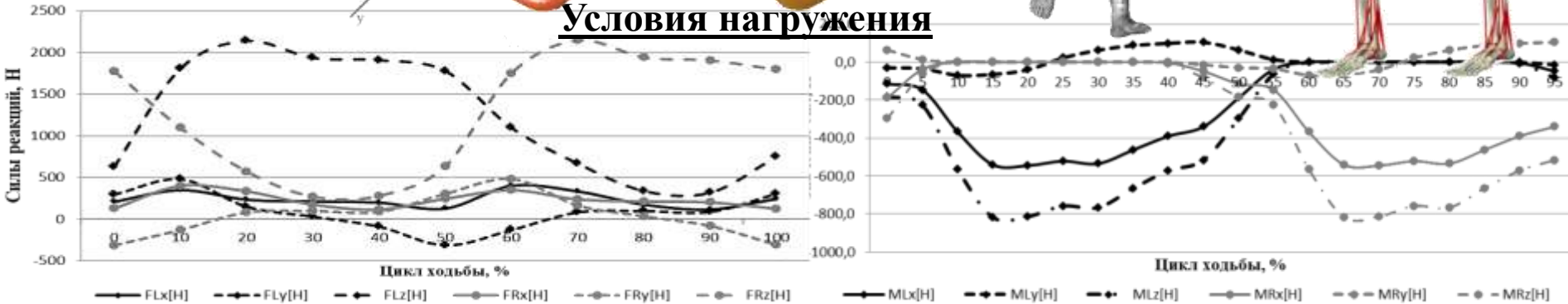


Рисунок 5 – Графики сил реакций ТБС и мышечных усилий при ходьбе в трех проекциях для обеих

НОГ

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

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

Анализ НДС в костной ткани

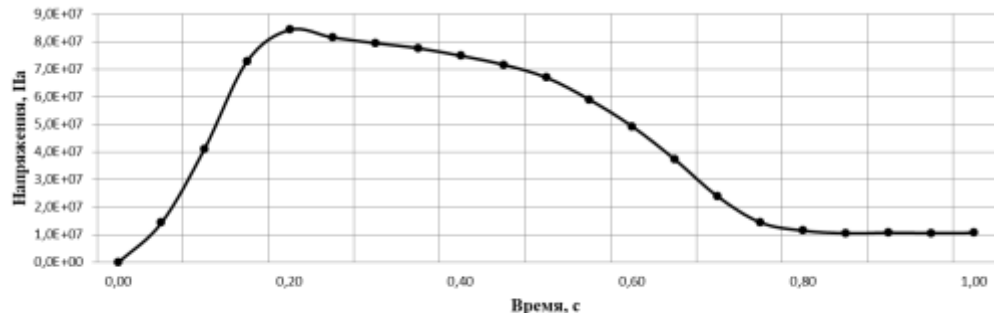
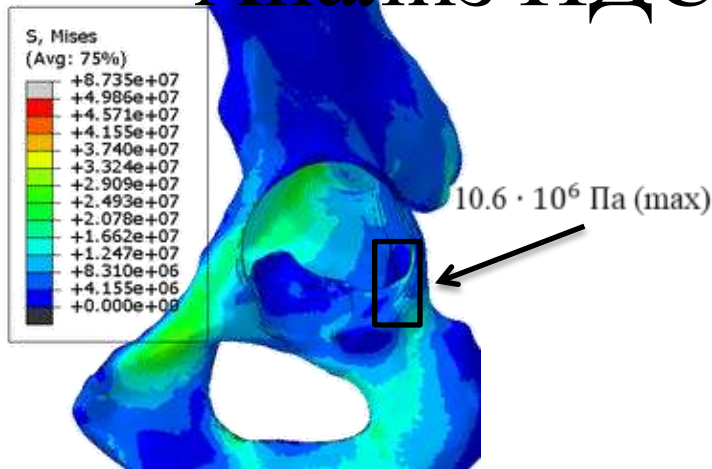
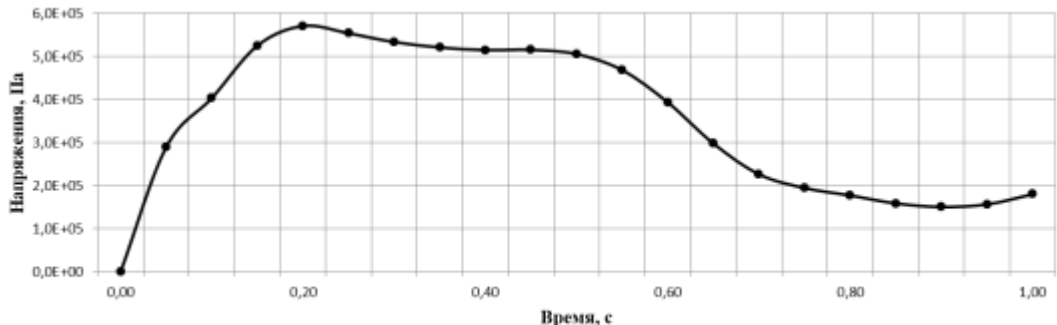
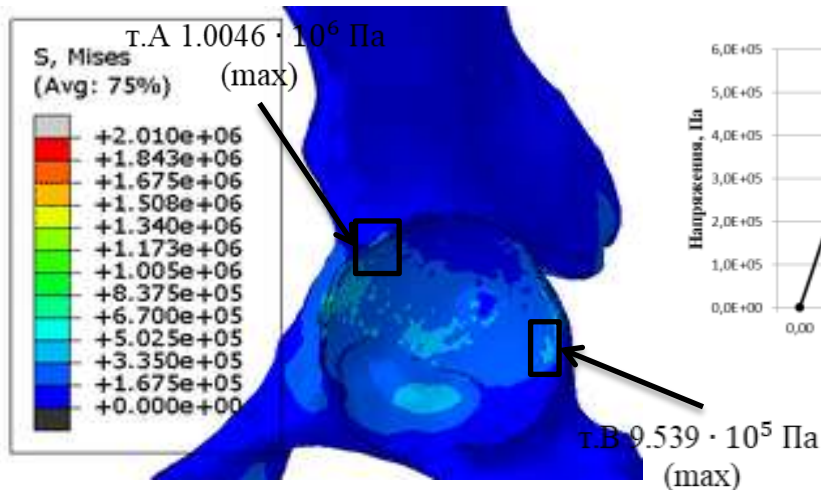


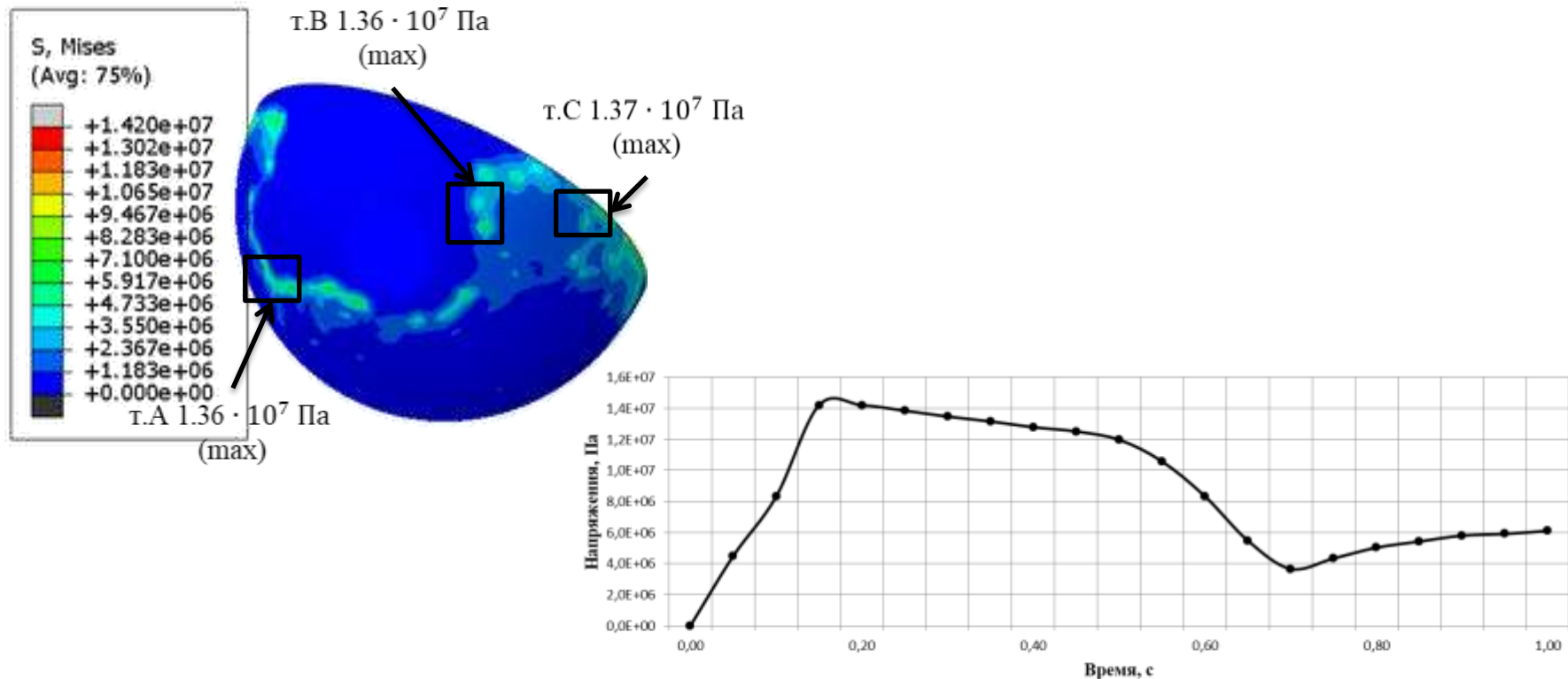
Рисунок 6 – Распределение напряжений в компактной костной ткани при ходьбе, Па



*для т.В

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

Анализ НДС в эндопротезе



*для т.С

Рисунок 8 – Распределение напряжений в пористой части чашки при ходьбе, Па

Ближайшие задачи

1. рассмотреть ситуацию ревизионного протезирования с использованием индивидуальной конструкции;
2. рассмотреть актуальные на сегодняшний день и чаще применяемые варианты композитного РЕЕК при протезировании тазобедренных суставов.

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
**«ИВАНОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ им. В.И.ЛЕНИНА»**

СЕКЦИЯ 24

Динамика и прочность сложных механических систем

ЭНЕРГИЯ - 2022

**XVII Всероссийская (IX Международная)
научно-техническая конференция
студентов, аспирантов и молодых ученых**

Обучающаяся:
студентка гр.2-33М
А.Ю. Дмитриук
Руководитель:
д.ф.-м.н. доцент
Л.Б. Маслов

Иваново 2022