МИНОБРНАУКИ РОССИИ

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

Конечно-элементный анализ прочности индивидуального эндопротеза тазобедренного сустава

Выполнил: студент гр. 2-33м

Соловьев Д.О.

Руководитель: д.ф.-м.н., доцент

Маслов Л.Б.

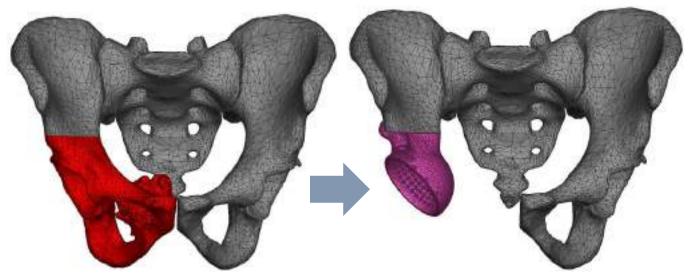
Цель работы:

Исследование напряженно-деформированного состояния системы «кости таза – эндопротез тазобедренного сустава»

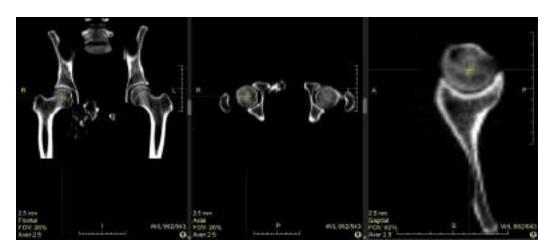
Задачи:

- Создание и верификация конечно-элементных моделей биомеханической конструкции
- Оценка распределения упругих свойств костной ткани по данным компьютерной томографии
- Исследование напряженно-деформированного состояния системы при ходьбе, спуске и подъеме по лестнице

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



Реконструкция костей таза



Изображения компьютерной томографии



Геометрическая модель эндопротеза

Постановка расчетной задачи

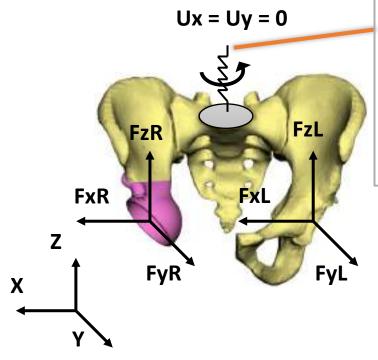


Схема нагружения

Жесткости упругого элемента:

$$C_{RX} = 1\,000\,000\,\frac{{
m H}\cdot{
m MM}}{{
m pag}};$$
 $C_{RY} = 10\,000\,000\,\frac{{
m H}\cdot{
m MM}}{{
m pag}};$ $C_{RZ} = 500\,000\,\frac{{
m H}\cdot{
m MM}}{{
m pag}};$ $C_{UZ} = 1\,000\,\frac{{
m H}}{{
m MM}}.$

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

Уравнения теории упругости:

$$\nabla \bar{\bar{\sigma}} + \bar{f_v} = 0$$

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

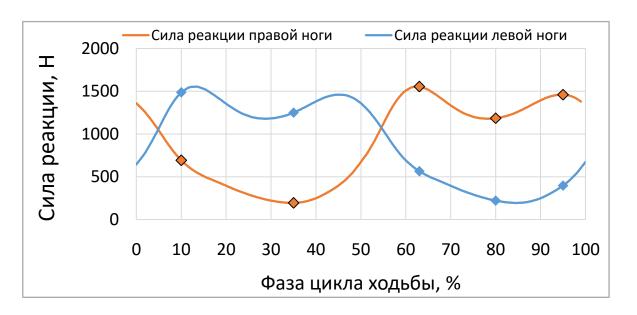
$$\bar{\bar{\sigma}} = \lambda \theta \bar{\bar{E}} + 2\mu \bar{\bar{\varepsilon}}$$

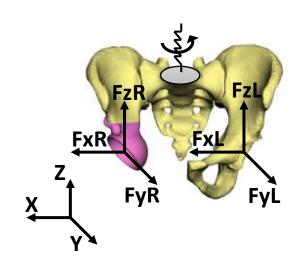
СЛАУ МКЭ: KU = F

Силовые граничные условия

- 1. Моделирование затяга винтов
- 2. Приложение сил реакции тазобедренного сустава

График результирующих сил реакции ТБС при ходьбе [1]





Расчетные значения сил реакций ТБС, в трех проекциях для обеих ног

	Величины нагрузок в проекциях на оси, Н						
	Правая нога			Левая нога			
	FX	FY	FZ	FX	FY	FZ	
Ходьба, т.1	345	91	593	-292	255	1434	
Ходьба, т.2	139	-22	134	-302	-63	1211	
Ходьба, т.3	225	-151	1530	-332	-40	456	
Ходьба, т.4	273	40	1152	-150	16	163	
Ходьба, т.5	330	262	1397	-194	121	325	
Подъем	125	-593	1635	-324	-17	604	
Спуск	184	-5	2001	-352	-76	577	

Разработка конечно-элементной модели биомеханической системы



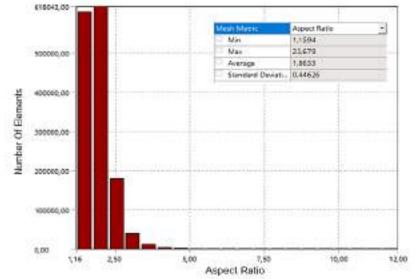
Верификация конечно-элементной модели

Характеристики компонент конечно-элементной модели системы

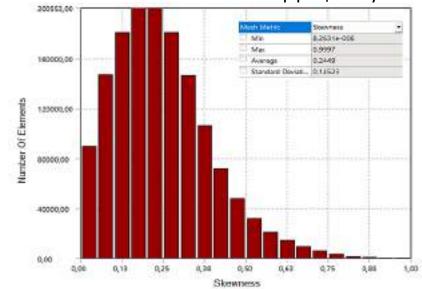
	Количество	_	Число некачественных конечных элементов		
Компоненты	конечных	Тип конечных	Соотношение	Коэффициент	
модели	элементов	элементов	сторон	асимметрии	
			> 4	> 0.7	
Правая	422 057		0	1 785	
тазовая кость	423 857		0 %	0.42 %	
Левая тазовая	232 200	C3D4 –	13	1 141	
кость	232 200	трехмерный	< 0.01 %	0.49 %	
Крестец	171 252	тетраэдральны	44	1 868	
	1/1 252	й линейный	0.03 %	1.09 %	
Эндопротез	460.010	четырехузлово	21	4 514	
	460 019	й элемент	< 0.01 %	0.98 %	
Винты	164 314		0	612	
	104 514		0 %	0.37 %	

Количество конечных элементов модели ≈ 1 700 000

Оценка качества элементов по соотношению сторон

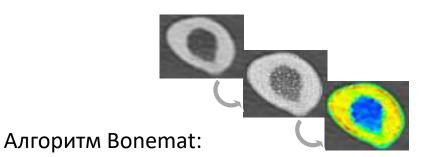


Оценка качества элементов по коэффициенту асимметрии



Оценка распределения упругих свойств костной ткани по данным

компьютерной томографии



1. Пересчет единиц Хаунсфилда (HU) каждого вокселя в значения упругих модулей [2, 3]

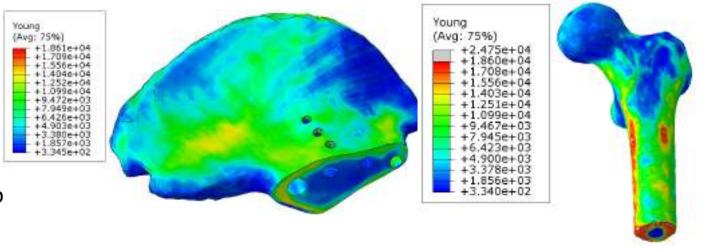
$$\rho_{QCT} = 0.00079 \cdot HU - 0.0039$$

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

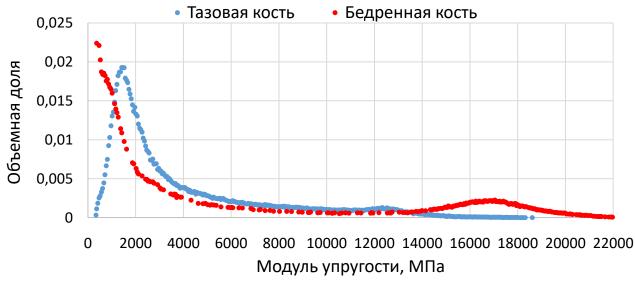
$$E = 14664 \cdot \rho_{ash}^{1.49}$$

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

Рассчитанный диапазон модуля упругости для костей таза: 0.3 – 18 ГПа



Распределение упругих модулей по объему кости



- 2. Taddei F., Schileo E., Helgason B., Cristofolini L., & Viceconti M. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements // Medical engineering & physics. 2007. 29(9). P. 973-979.
- 3. Taddei F, et al. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models // Med Eng Phys. 2004. 26(1)

Физико-механические свойства материалов модели

Маториал	ρ, κ г/ мм³	Упругость		[σ], МПа
Материал		Е, МПа	ν	[O], IVII Id
Титановый сплав Ti6Al4V [4]	4.43 · 10 ⁻⁶	113 800	0.342	950
Трабекулярный титан	1.52 · 10 ⁻⁶	8 150	0.35	330
Костная ткань	7.9 · 10 ⁻⁸ – 1.17 · 10 ⁻⁶	330 – 18 600	0.3	100 — 150 [5] для кортикальной кости; 10 для губчатой кости
Хрящ крестцово- подвздошного сустава [6, 7]	5 · 10 ⁻⁷	350	0.495	_

Элементарная ячейка трабекулярного титана



Эффективные характеристики пористой структуры получены в результате гомогенизации с помощью модуля Material Designer в ANSYS Workbench

^{4.} Materials Properties Handbook: Titanium Alloys, R. Boyer, G. Welsch, and E. W. Collings, eds. ASM International, Materials Park, OH, 1994.

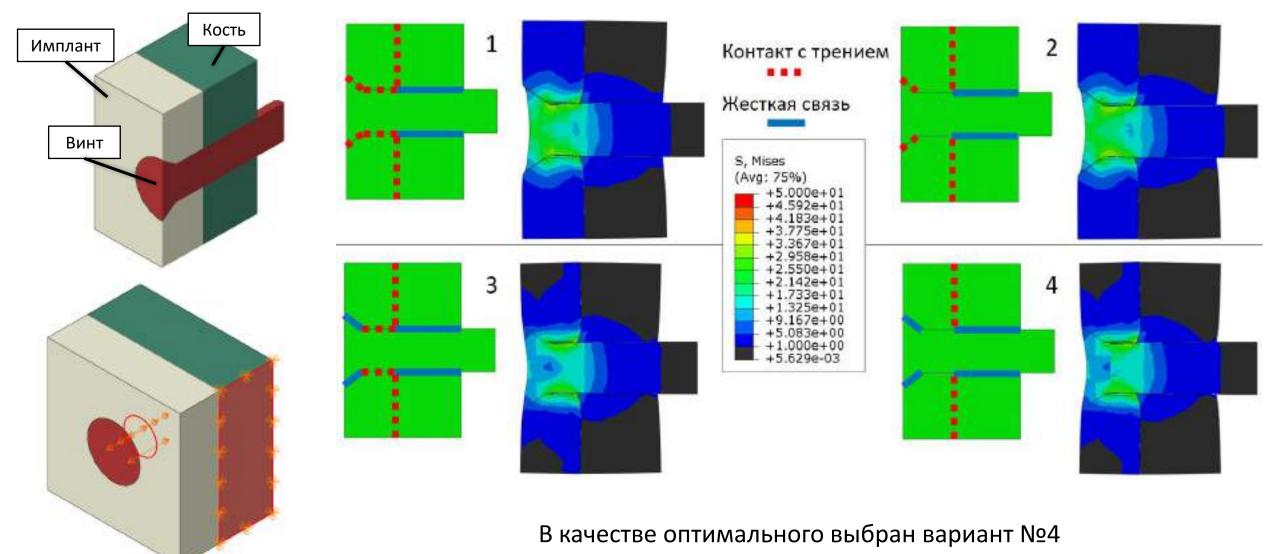
^{5.} Wirtz DC, Schiffers N, Pandorf T, Radermacher K, Weichert D, Forst R. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE simulation of the proximal femur // Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 33. – P. 1325–1330.

^{6.} 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.

^{7.} 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).

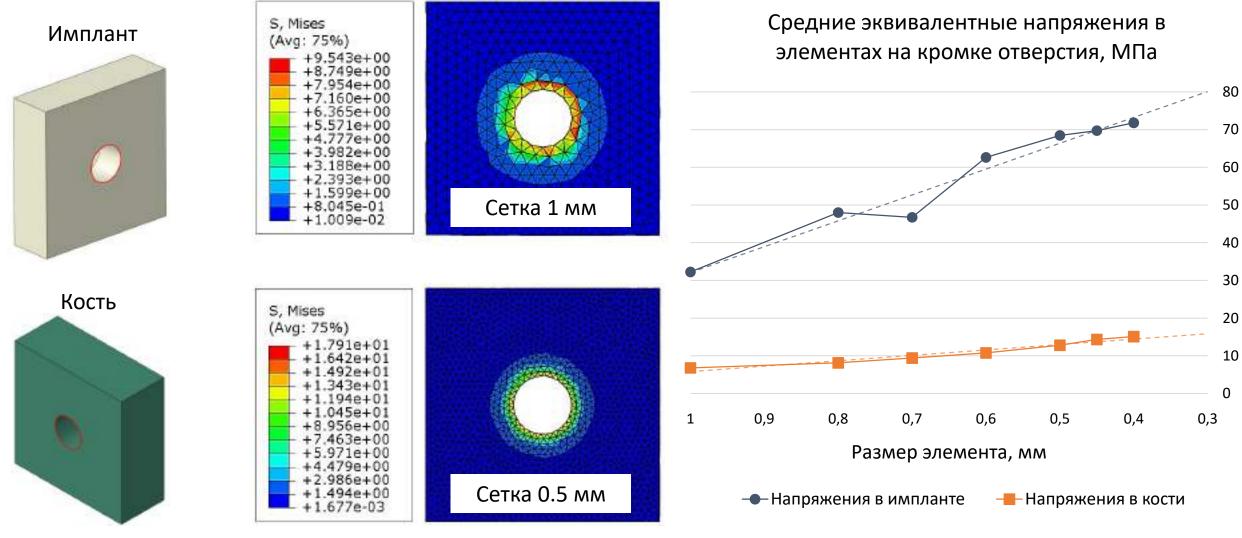
Тестовая модель винтового соединения

Исследование контактных взаимодействий

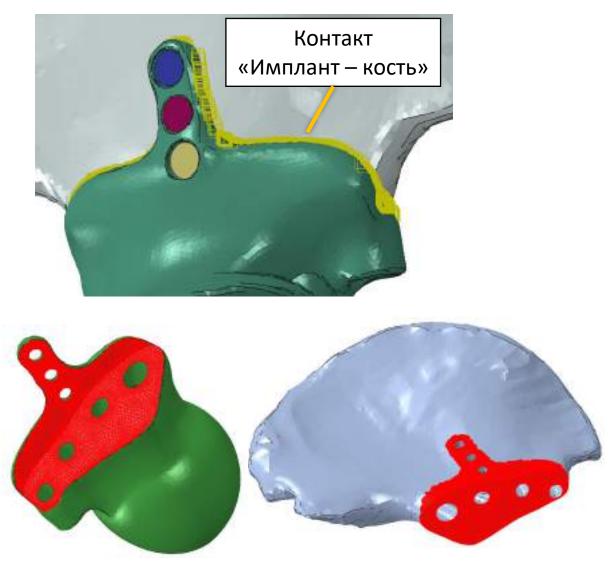


Тестовая модель винтового соединения

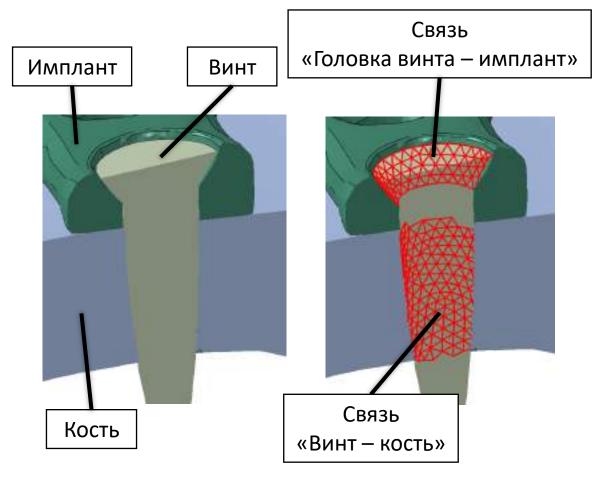
Исследование сеточной сходимости



Взаимодействия компонент системы

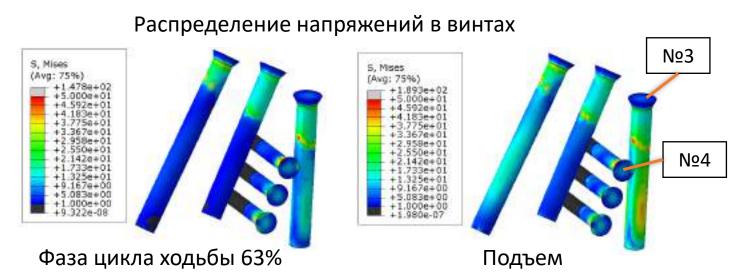


Выделенные контактные поверхности

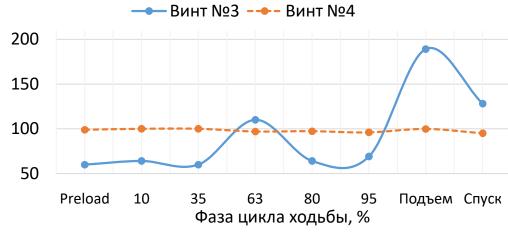


Взаимосвязи в винтовом соединении

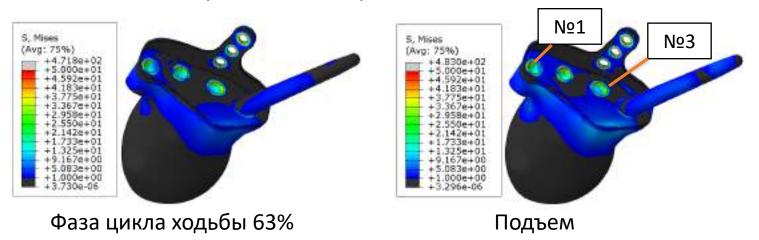
Анализ напряженно-деформированного состояния при силе затяга винтов 500 H

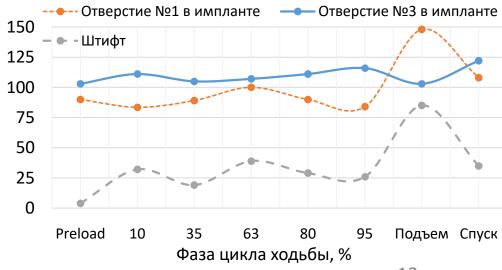


Максимальные напряжения, МПа



Распределение напряжений в импланте



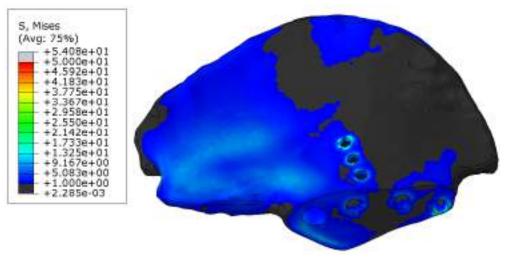


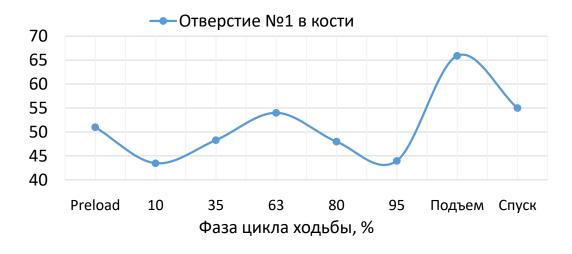
Анализ напряженно-деформированного состояния при силе затяга винтов 500 Н

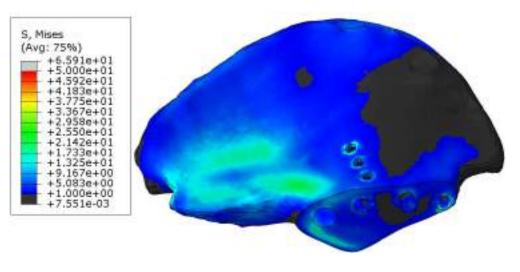
Распределение напряжений в кости



Этап затяга винтов



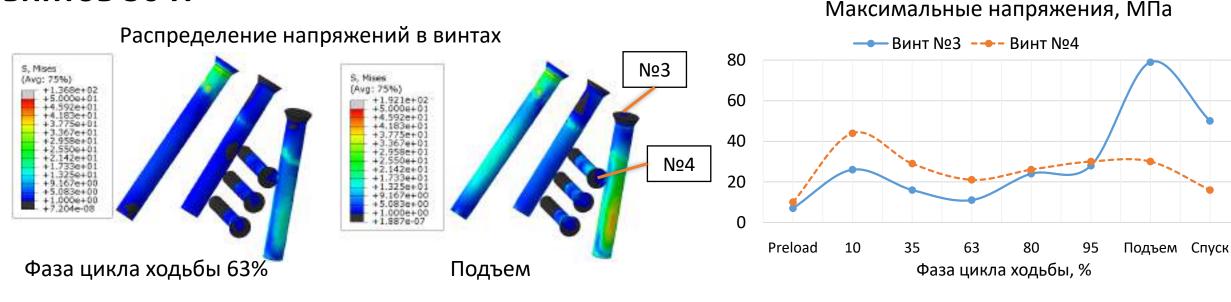




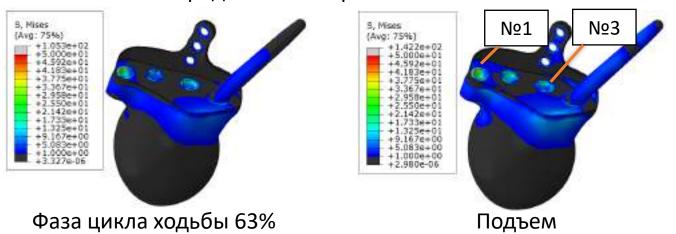
Фаза цикла ходьбы 63%

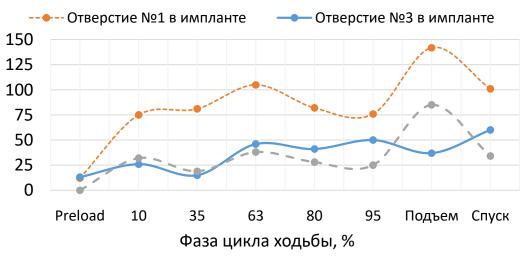
Подъем

Анализ напряженно-деформированного состояния при силе затяга винтов 50 H



Распределение напряжений в импланте



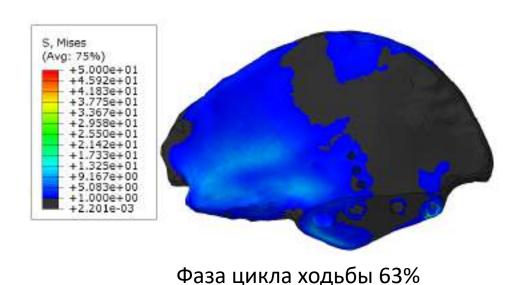


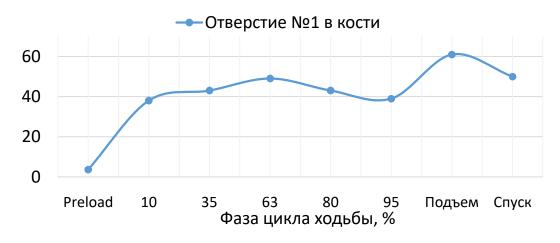
Анализ напряженно-деформированного состояния при силе затяга винтов 50 H

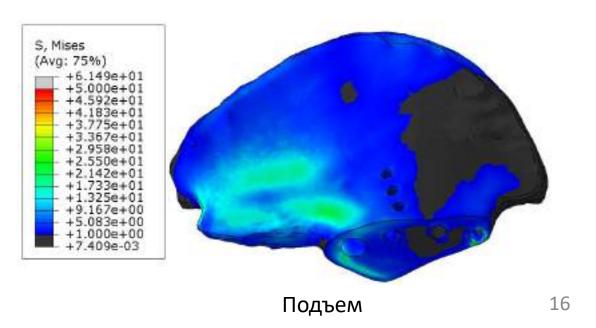
Распределение напряжений в кости



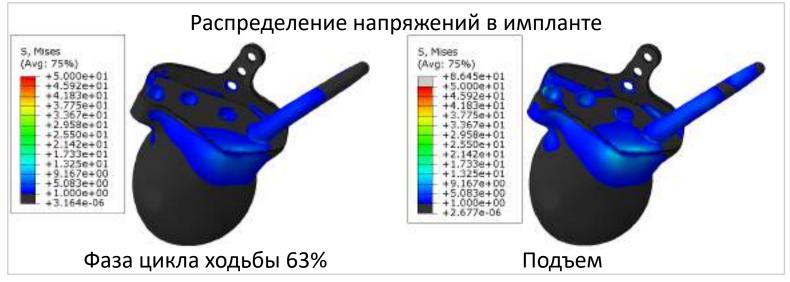
Этап затяга винтов

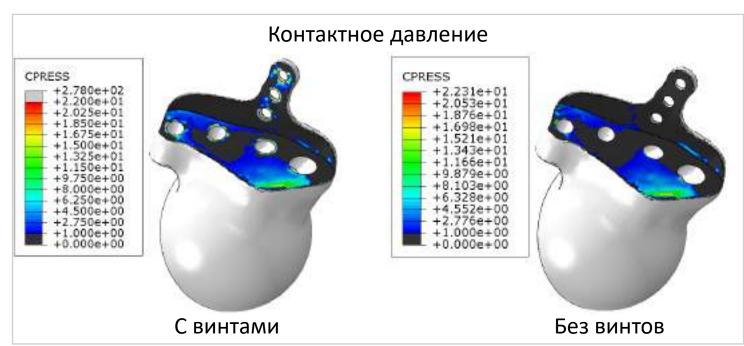






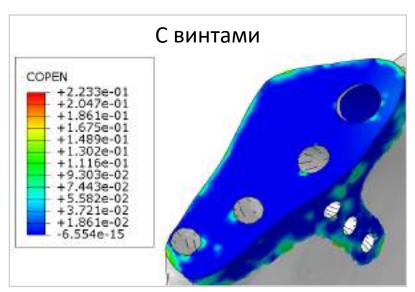
Анализ напряженно-деформированного состояния при отсутствии винтов

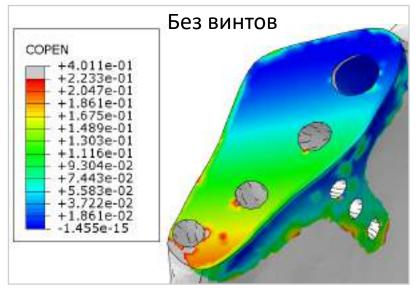


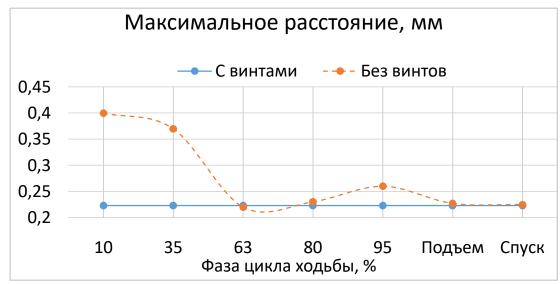


Анализ напряженно-деформированного состояния при отсутствии винтов

Расстояние между поверхностями в контакте







Заключение

Проведено моделирование системы «таз — индивидуальный имплант» при функциональных нагрузках

- Создана и верифицирована конечно-элементная модель биомеханической конструкции. Доля конечных элементов низкого качества находится в пределах 1%
- Выбран оптимальный вариант моделирования винтового соединения на основе тестовой модели
- Получена более реалистичная модель кости с помощью технологии оценки упругих модулей костной ткани на основе данных КТ. Проведено сравнение результатов с литературными данными
- Проведен анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость имплант» при ходьбе, спуске и подъеме по лестнице. Эндопротез и винты имеют более чем двукратный запас прочности. В кости возможно локальное разрушение вблизи отверстия №1
- При отсутствии винтов система остается стабильной в рассмотренных видах активности из-за удачной конструкции эндопротеза и достаточного прижатия импланта к кости силой реакции ТБС

Данный эндопротез установлен пациенту НМИЦ онкологии им. Н. Н. Блохина