Министерство науки и высшего образования Российской Федерации

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Ивановский государственный энергетический университет имени В.И. Ленина»

Кафедра теоретической и прикладной механики

Конечно-элементное моделирование индивидуального эндопротеза тазобедренного сустава

Выполнил: студент гр.4-33

Соловьев Д.О.

Руководитель: д.ф.-м.н., доцент

Маслов Л.Б.

Иваново 2019

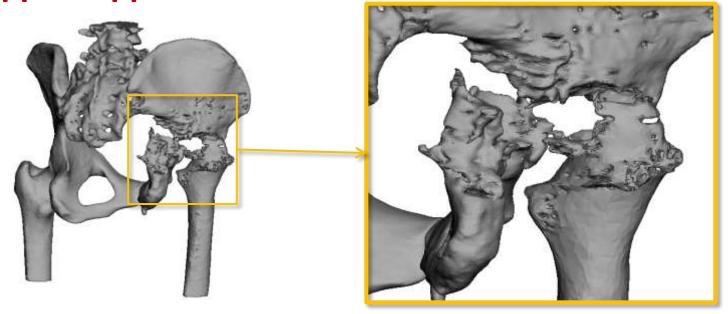
Цель работы:

Биомеханическая оценка работоспособности индивидуального эндопротеза тазобедренного сустава

Задачи:

- Подготовка модели таза на основе данных компьютерной томографии
- Создание конечно-элементных моделей биомеханической конструкции
- Исследование напряженно-деформированного состояния системы «кости таза - имплант» в случае двухопорного стояния и анализ полученных результатов

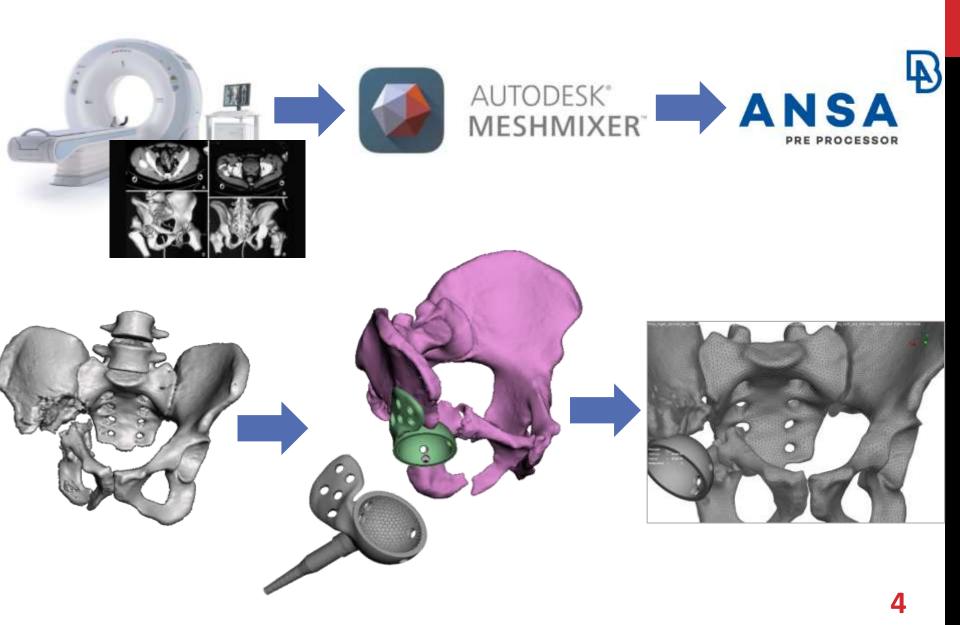
Исходные данные



Данные компьютерной томографии области таза пациента, предоставленные РНИИТО им. Р. Р. Вредена

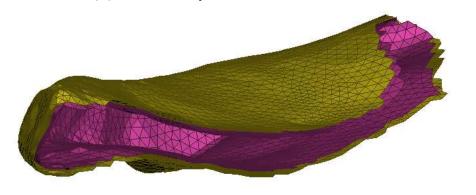


Технология построения геометрических моделей

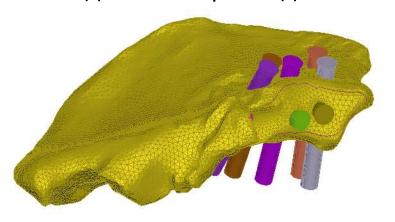


Разработка конечно-элементных моделей костей таза

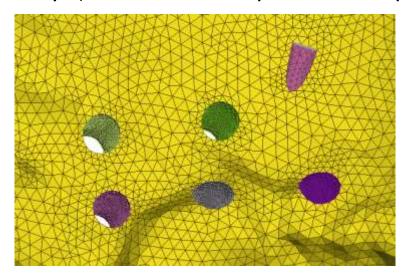
1. Создание кортикального слоя



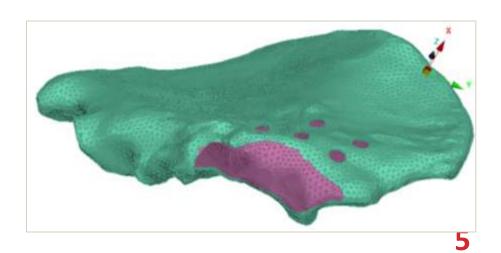
2. Создание отверстий для винтов



3. Сгущение сетки на кромках отверстий

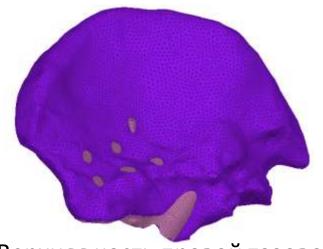


4. Объемная КЭ-сетка

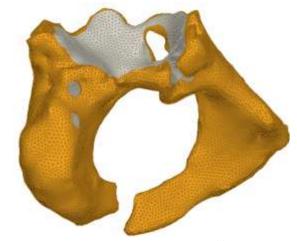


Конечно-элементные модели костей таза





Верхняя часть правой тазовой кости



Нижняя часть правой тазовой кости

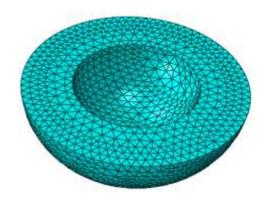
Тип элемента: C3D4 – трехмерный четырехузловой твердотельный элемент

Разработка конечно-элементных моделей

эндопротеза



Тазовая часть эндопротеза



Вкладыш чашки эндопротеза

Используемые элементы:

C3D4 — трехмерный твердотельный элемент 1-го порядка (эндопротез);

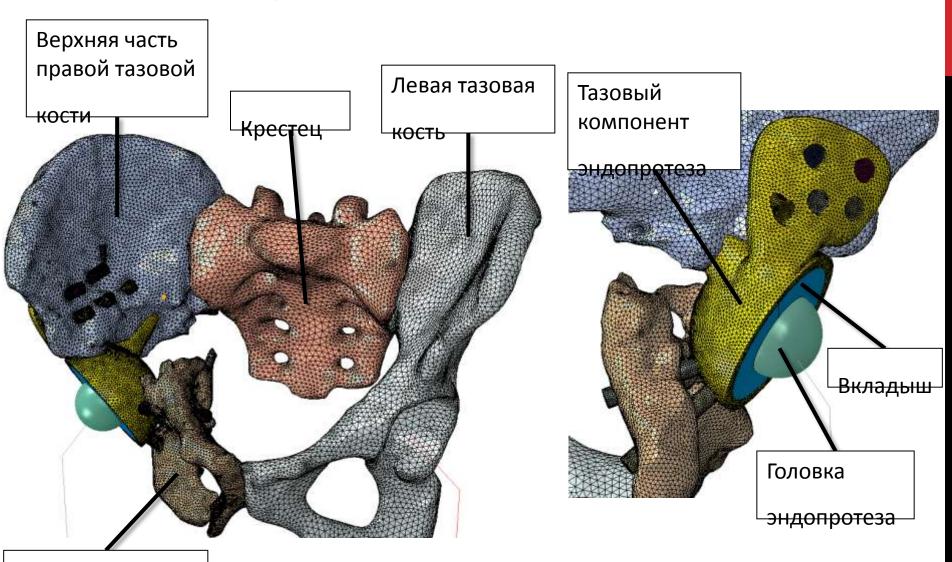
C3D10 – трехмерный твердотельный элемент 2-го порядка (вкладыш);

В31 — балочный трехмерный элемент 1-го порядка (ножка эндопротеза);

STRI65 — треугольный оболочечный элемент 2-го порядка (головка эндопротеза).

Упрощенная модель ножки эндопротеза

Создание сборки



Нижняя часть правой тазовой

[∟] KOCTИ

Конечно-элементная модель системы

Количество элементов: 1 181 908

Физико-механические свойства материалов

Материал	Модуль упругости, МПа	Коэффициент Пуассона	Плотность, кг/мм³	Критическое напряжение, МПа
Титановый сплав Ti-6Al-4V [1]	110000	0.3	$4.41 \cdot 10^{-6}$	800
Кортикальная ткань [2]	10000	0.3	$1.47 \cdot 10^{-6}$	160
Спонгиозная ткань [2]	500	0.3	$0.6 \cdot 10^{-6}$	10
Полиэтилен (СВМПЭ) [3]	1000	0.35	$0.93 \cdot 10^{-6}$	20

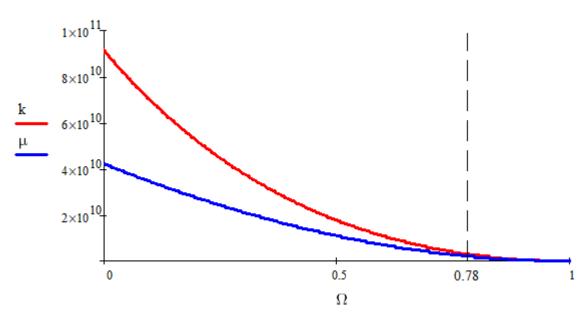
- [1] Илларионов, А. Г. Технологические и эксплуатационные свойства титановых сплавов: учебное пособие / А. Г. Илларионов, А. А. Попов. Екатеринбург: Изд-во Урал. ун-та, 2014 137 с.
- [2] Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Мазуренко А.В., Митряйкин В.И., Саченков О.А., Кузин А.К., Денисов А.О., Плиев Д.Г., Бояров А.А., Коваленко А.Н. Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // Травматология и ортопедия России − 2013 − № 4. − С. 42-51.
- [3] F. Metin, M. Cengil, Short-term creep and recovery behavior of medical grade ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE), Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering 78/2 (2016) 65-70.

Расчет эффективных упругих характеристик пористого титана

Модель сферических включений [1]:

$$\frac{dk}{d\Omega} = \frac{(k^* - k)(3k + 4\mu)}{(3k^* + 4\mu)(1 - \Omega)},$$

$$\frac{d\mu}{d\Omega} = \frac{5(\mu^* - \mu)(3k + 4\mu)\mu}{4\mu(3\mu^* + 2\mu) + 3k(2\mu^* + 3\mu)} \frac{1}{1 - \Omega}.$$



Метод Эйлера:

$$y_{i+1} = y_i + h \cdot f(x_i, y_i)$$

Величина пористости $\Omega = 0.78$

$$k_{\Omega=0.78} = 3.09 \cdot 10^9 \,\mathrm{\Pi a}$$

$$\mu_{\Omega=0.78} = 2.168 \cdot 10^9 \,\mathrm{\Pi a}$$

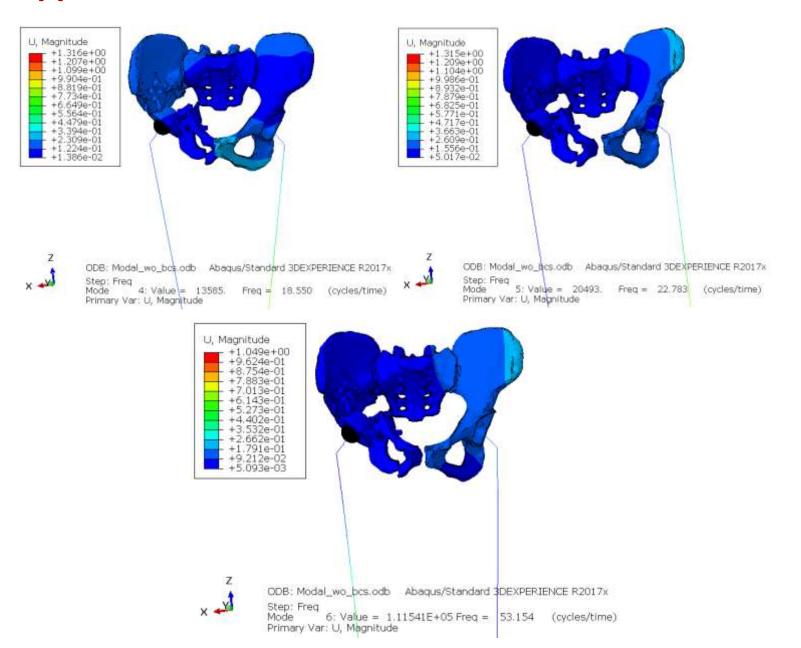
Эффективные характеристики:

$$E = \frac{9k\mu}{3k + \mu} \approx 5271 \text{ M}\Pi a$$

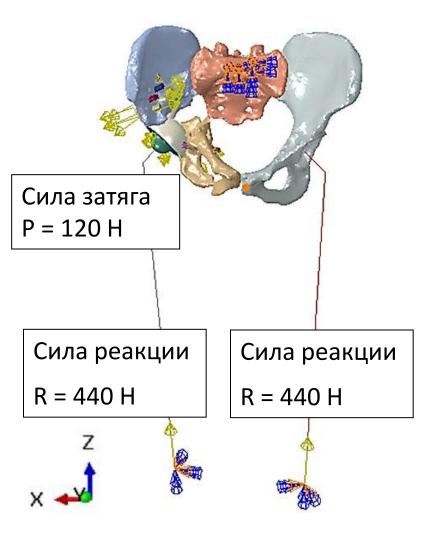
$$\nu = \frac{E}{2u} - 1 \approx 0.216$$

[1] Устинов, К.Б. Об определении эффективных упругих характеристик двухфазных сред. Случай изолированных неоднородностей в форме эллипсоидов вращения// Успехи механики, вып. № 2, 2002. С. 126–152.

Модальный анализ системы



Математическая постановка задачи



Расчетная схема для случая двухопорного стояния

$$\sum_{i=1}^{3} \frac{\partial}{\partial x_i} \sigma_{ij} + X_j = 0 \quad (j = 1,2,3);$$

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (i, j = 1, 2, 3);$$

$$\sigma_{ij} = 2\mu\varepsilon_{ij} + \delta_{ij}\lambda\varepsilon_{kk} \ (i,j=1,2,3)$$

Трехмерная задача линейной теории упругости (малые деформации, линейноупругие материалы) в контактной постановке

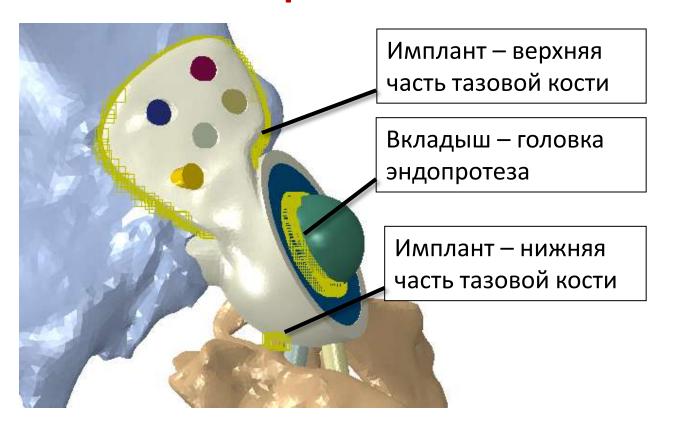
Виды механического анализа:

Модальный анализ при свободных граничных условиях

<u>Контактная задача 1.</u> Расчет НДС от затяжки винтов

<u>Контактная задача 2.</u> Моделирование НДС при двухопорном стоянии

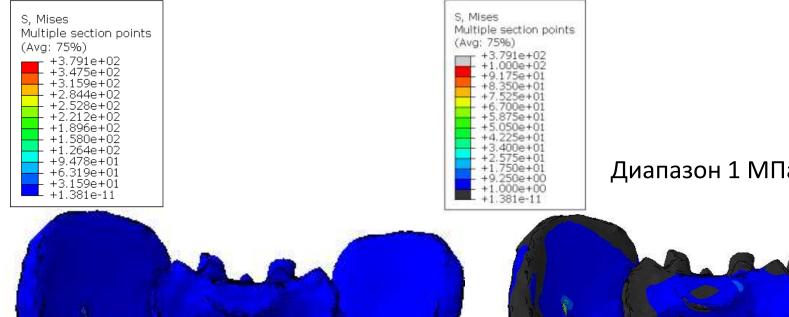
Контактные пары



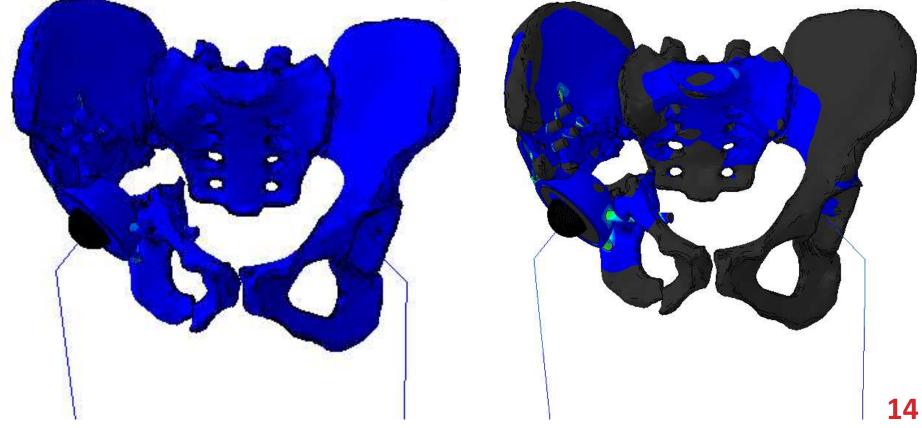
Коэффициенты трения для пар материалов

Пара материалов	Коэффициент трения	
Титан (Ti6Al4V) — Кортикальная кость	0.2	
Титан (Ti6Al4V) — Полиэтилен (СВМПЭ)	0.15	

Общее распределение напряжений в модели

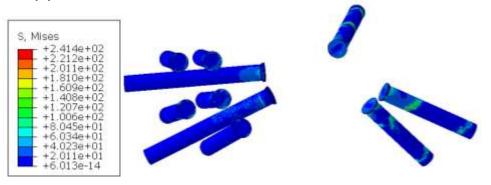


Диапазон 1 МПа - 100 МПа



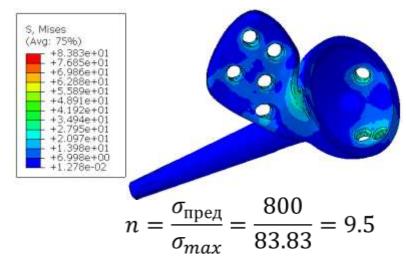
Распределение напряжений в тазовых компонентах эндопротеза

Задача 1

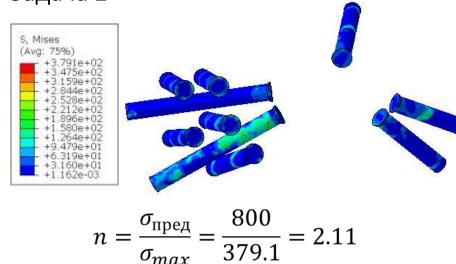


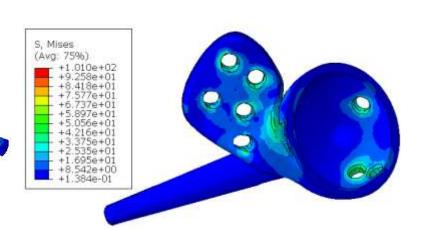
Коэффициент запаса прочности

$$n = \frac{\sigma_{\text{пред}}}{\sigma_{max}} = \frac{800}{241.4} = 3.31$$



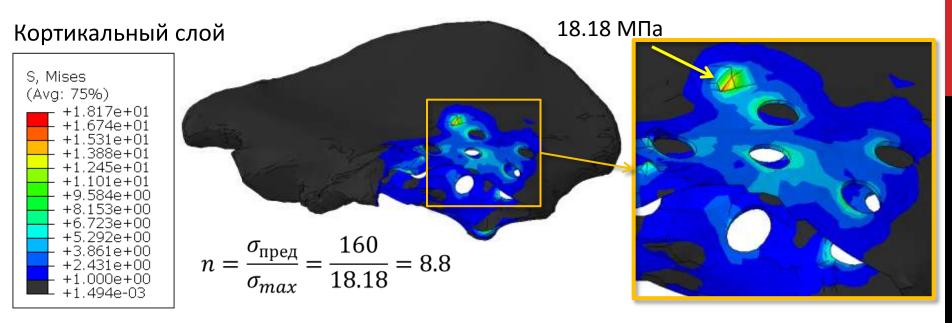
Задача 2

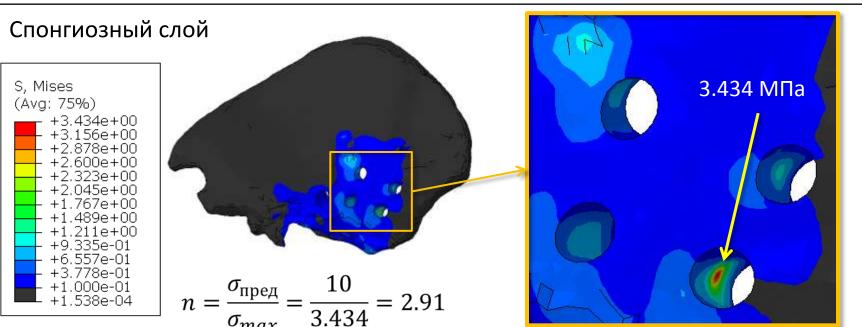




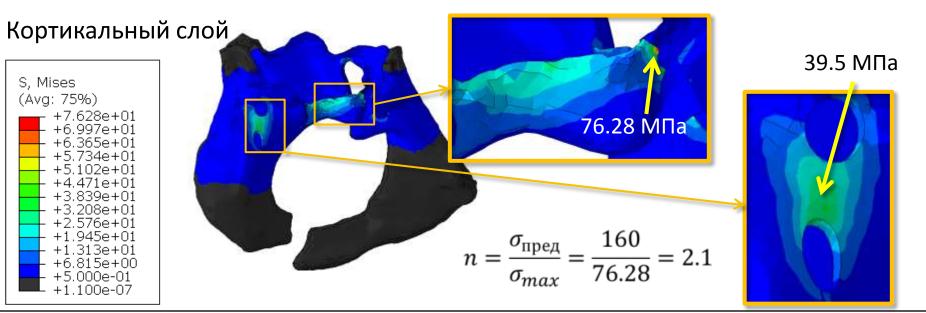
$$n = \frac{\sigma_{\text{пред}}}{\sigma_{max}} = \frac{800}{101} = 7.92$$

Задача 1. Распределение напряжений в верхней тазовой кости

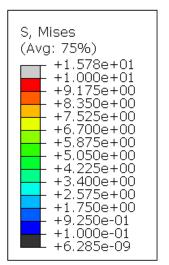


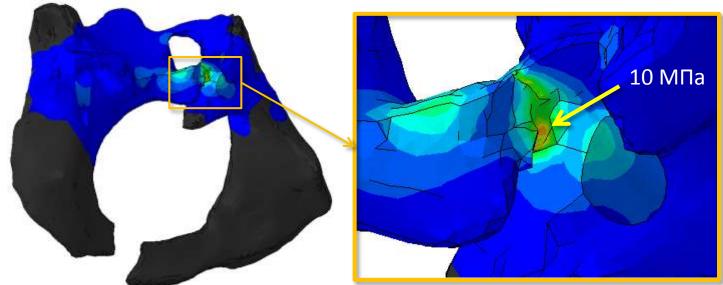


Задача 1. Распределение напряжений в нижней тазовой кости



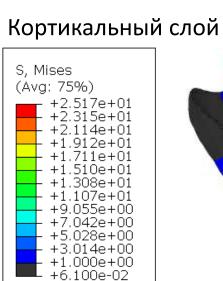


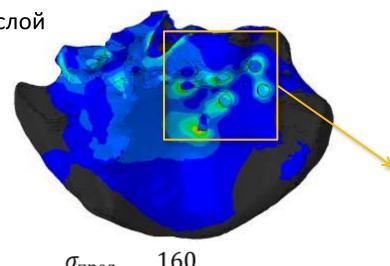


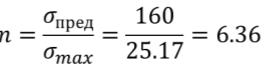


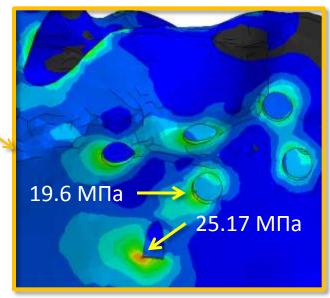
Условие прочности вероятно не выполняется

Задача 2. Распределение напряжений в верхней тазовой кости

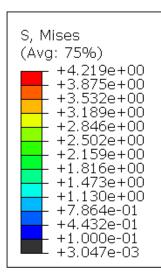


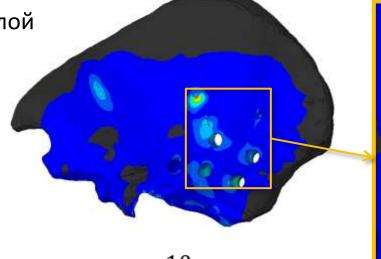




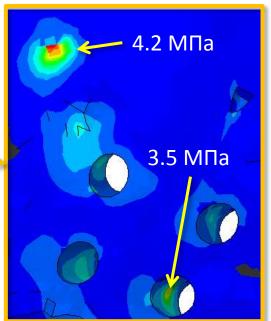


Спонгиозный слой

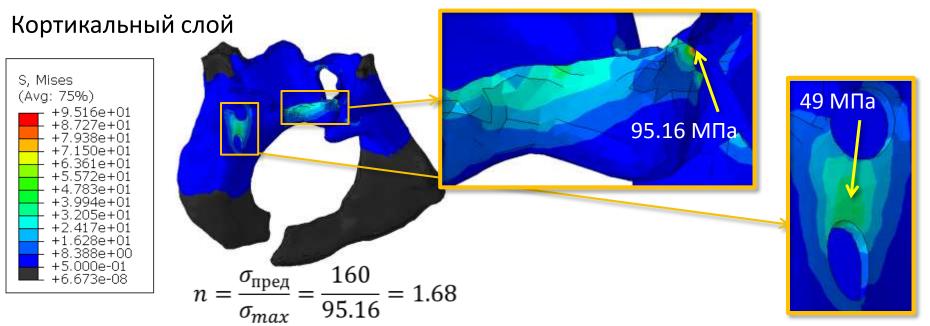




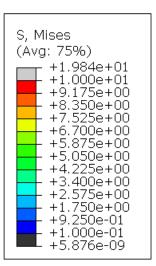
$$n = \frac{\sigma_{\text{пред}}}{\sigma_{max}} = \frac{10}{4.2} = 2.38$$

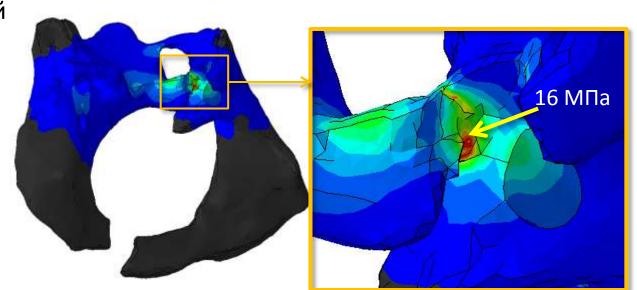


Задача 2. Распределение напряжений в нижней тазовой кости









Максимальные напряжения и коэффициенты запаса прочности

Компонент сборки	Шаг		
	1	2	
Верхняя часть тазовой кости (корт.)	σ = 18.18 ΜΠa, n = 8.8	σ = 25.17 MΠa, n = 6.36	
Верхняя часть тазовой кости (спонг.)	σ = 3.434 MΠa, n = 2.91	σ = 4.2 MΠa, n = 2.38	
Нижняя часть тазовой кости (корт.)	σ = 76.28 MΠa, n = 2.1	σ = 95.16 MΠa, n = 1.68	
Нижняя часть тазовой кости (спонг.)	σ = 15.78 МПа Условие прочности вероятно не выполняется	σ = 19.84 МПа Условие прочности не выполняется	
Винты	σ = 241.4 MΠa, n = 3.31	σ = 296.3 MΠa, n = 2.11	
Эндопротез	σ = 83.8 MΠa, n = 9.5	σ = 102.5 MΠa, n = 7.92	
Вкладыш чашки эндопротеза	σ = 1.88 ΜΠa, n = 10.6	σ = 3.88 MΠa, n = 5.2	
Головка эндопротеза	σ = 3.75 MΠa, n =213.3	σ = 37.8 MΠa, n = 21.2	

Заключение

В качестве рекомендаций для снижения НДС предлагается оптимизация расположения и количества используемых винтов с целью создания более равномерного распределения напряжений. Результаты работы внедрены в медицинскую практику ФГБУ "РНИИТО им. Р.Р. Вредена" Минздрава России.