

Выпускная квалификационная работа

Компьютерное моделирование эндопротеза тазобедренного сустава при двухопорном стоянии

Ивановский государственный энергетический университет им. В.И. Ленина
Электромеханический факультет
Кафедра теоретической и прикладной механики

Выполнила студентка гр. 4-33: Маслова Ирина Леонидовна

Научный руководитель: д.ф.-м.н., доцент Маслов Леонид Борисович

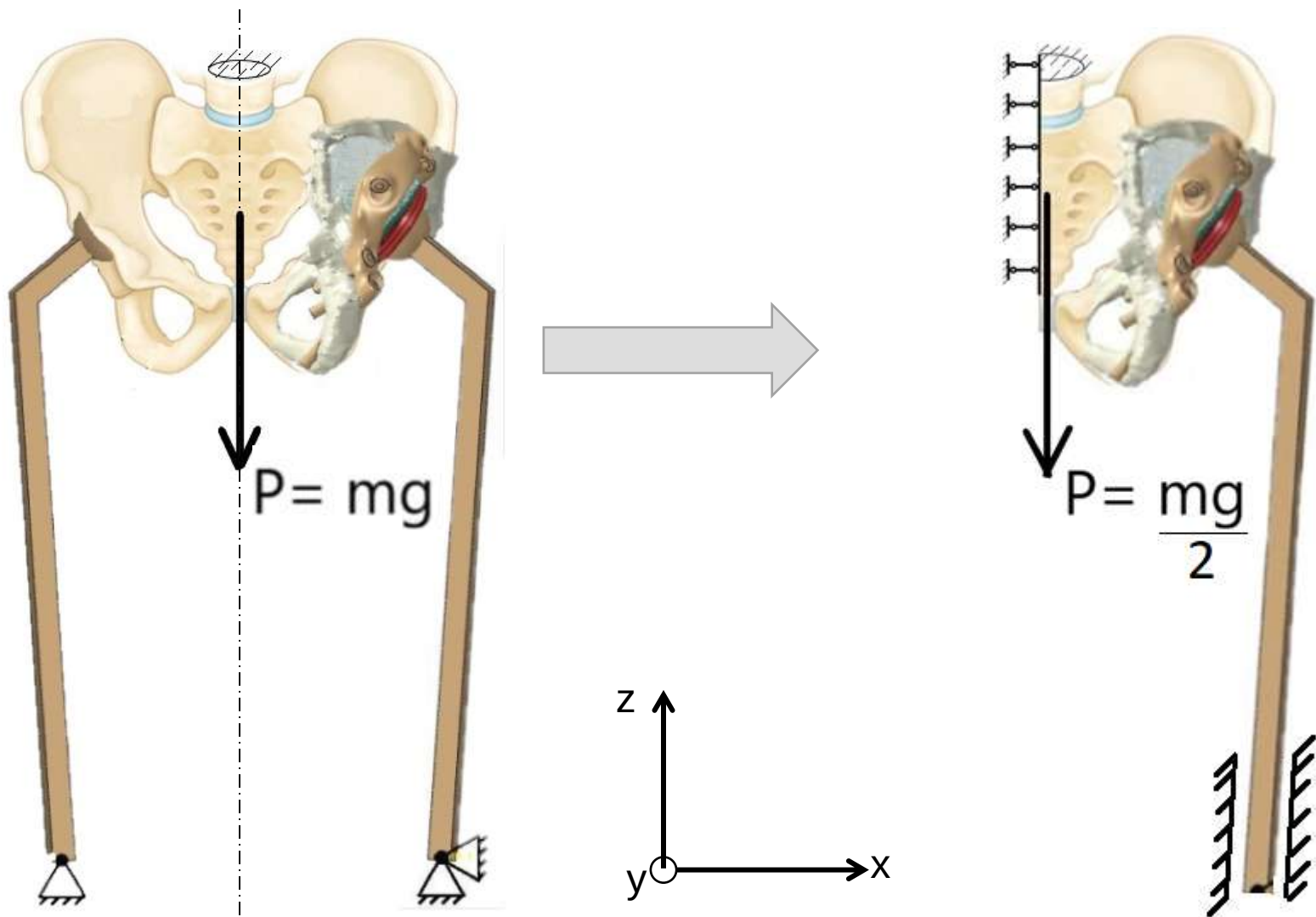
Цель работы

Исследование напряженно-деформированного состояния системы «скелет - эндопротез тазобедренного сустава» при двухопорном стоянии.

Задачи работы

- Обзор и назначение физико-механических свойств материалов, используемых в модели;
- Создание сборки в комплексе ABAQUS, задание контактного взаимодействия и граничных условий;
- Численная верификация модели посредством проведения модального анализа;
- Проведение расчетов на прочность при действующих нагрузках в виде веса пациента и критической силе затяга винтов.

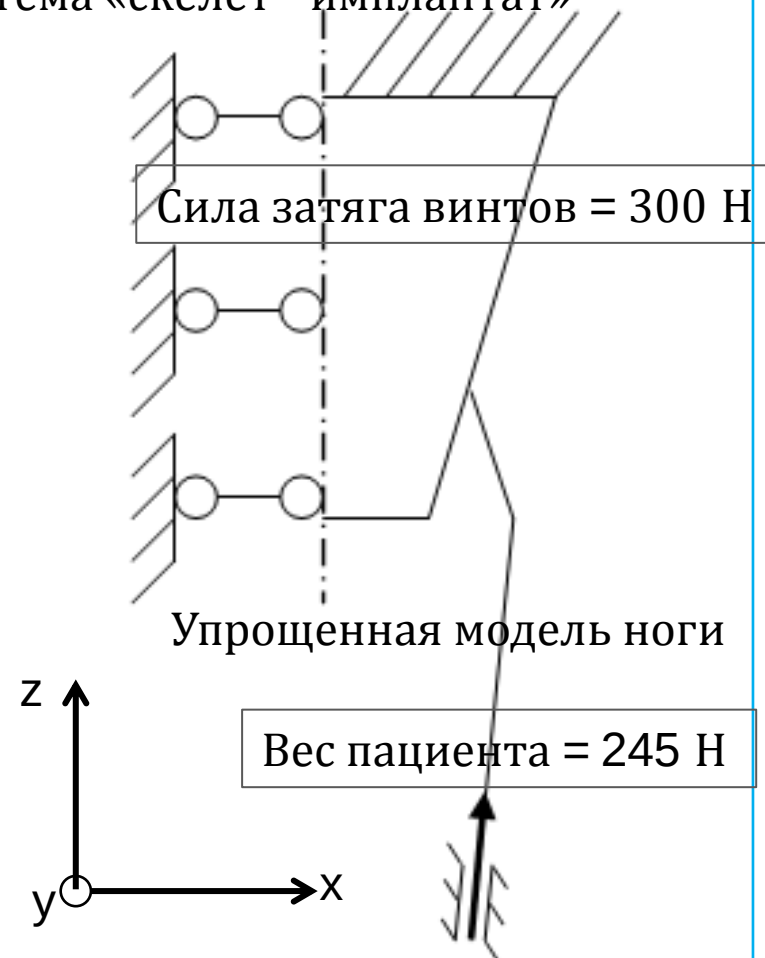
Общая постановка задачи



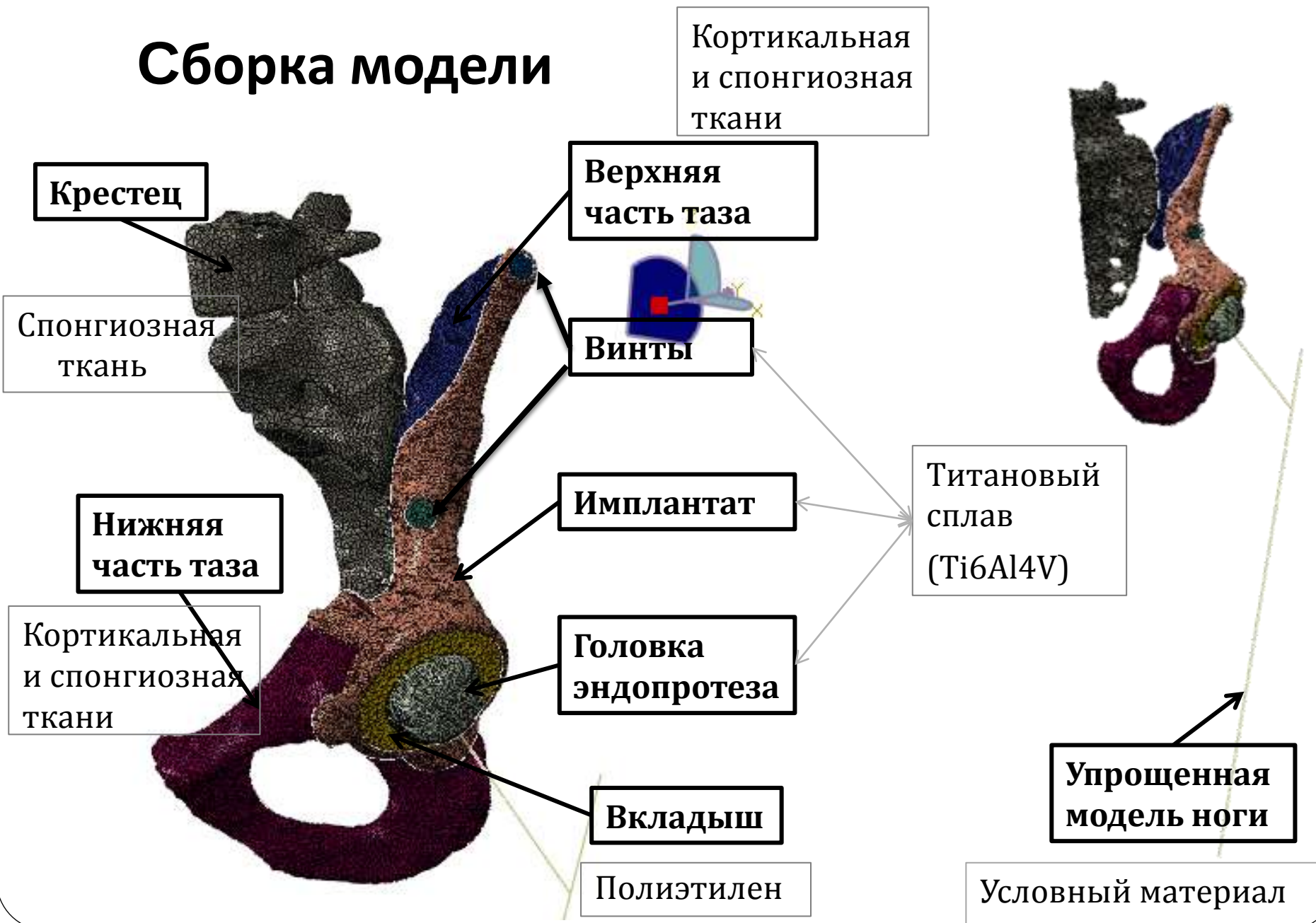
Постановка расчетной задачи

- Трехмерная задача теории упругости в предположении малых деформаций
- Линейно-упругие материалы
- Контактная задача → Нелинейная задача
- Метод решения: метод конечных элементов, реализованный в программном комплексе ABAQUS

Система «скелет - имплантат»



Сборка модели



Механические свойства используемых материалов

Свойства Материал	Плотность, т/мм ³	Упругость		Предельное напряжение, МПа
		Модуль упругости, МПа	Коэфф. Пуассона	
Титановый сплав [1]	4.41*10⁻⁹	110*10³	0.3	1065
Спонгиозный слой [3]	1.1875*10⁻⁹	0.5*10³	0.3	10 [4]
Кортикальный слой [3]	1.47*10⁻⁹	10*10³	0.3	160
Полиэтилен [2]	0.93*10⁻⁹	25*10³	0.35	27

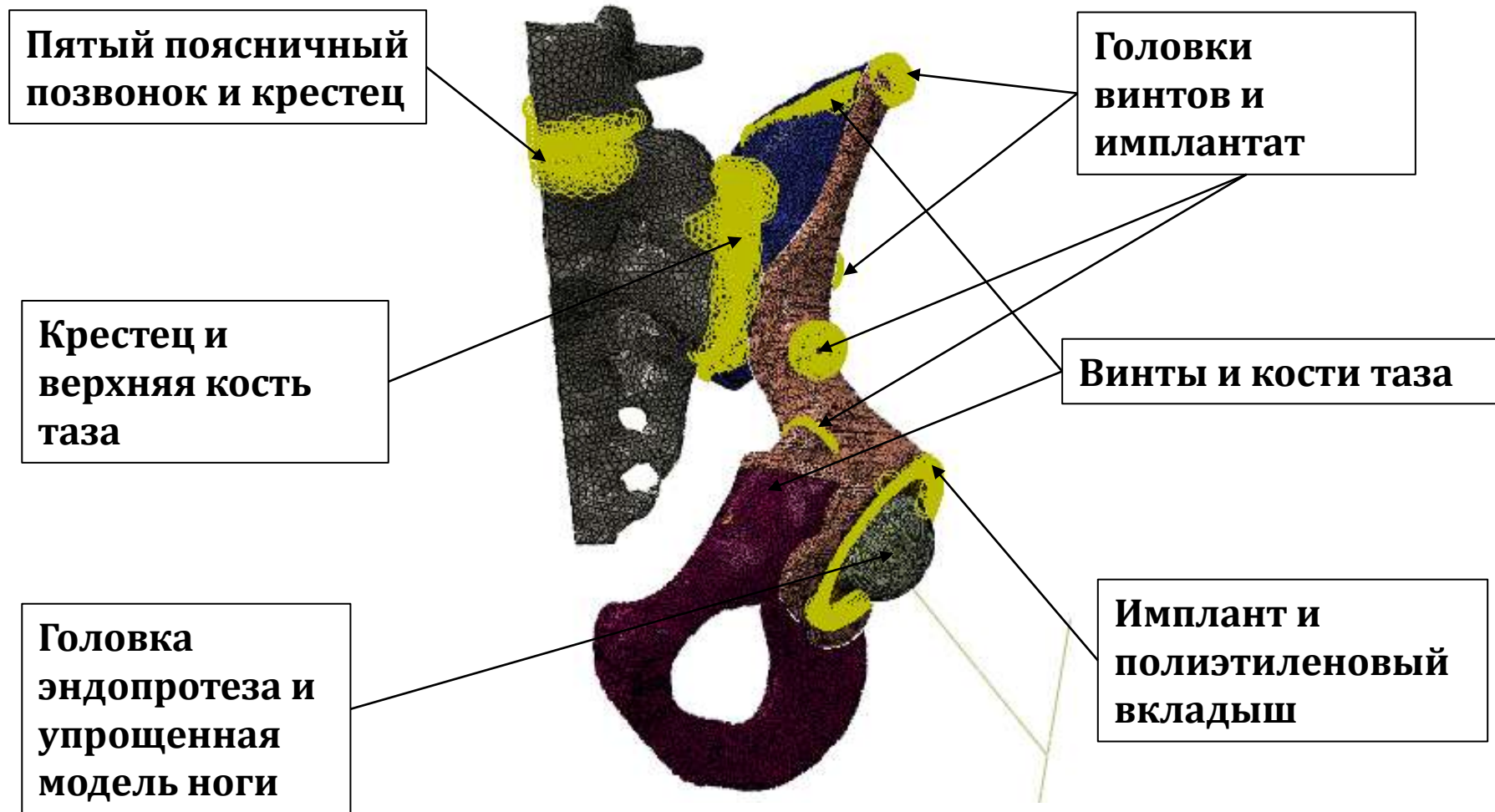
[1] ГОСТ Р ИСО 5832-3-2014 Имплантаты для хирургии. Металлические материалы. Часть 3. Деформируемый сплав на основе титана, 6-алюминия и 4-ванадия.

[2] ГОСТ Р ИСО 5834-2-2014 Имплантаты для хирургии. Полиэтилен сверхвысокой молекулярной массы. Часть 2. Литейные формы

[3] Nedoma J., Stehlik J., Hlavacek I., Danek J., Dostalova T., Preckova P. Mathematical and Computational Methods and Algorithms in Biomechanics of Human Skeletal Systems // A John Wiley & Sons, Inc., Publication. – 2011. – P. 300.

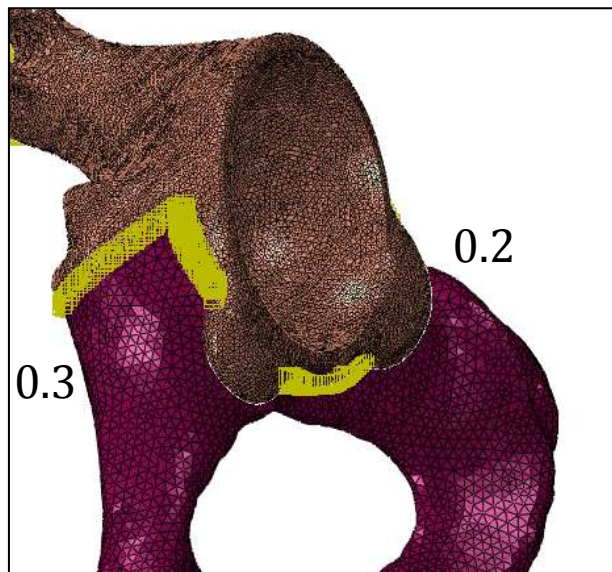
[4] Wirtz D. C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R.. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur // Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 33. – P. 1325-1330.

Дополнительные кинематические связи

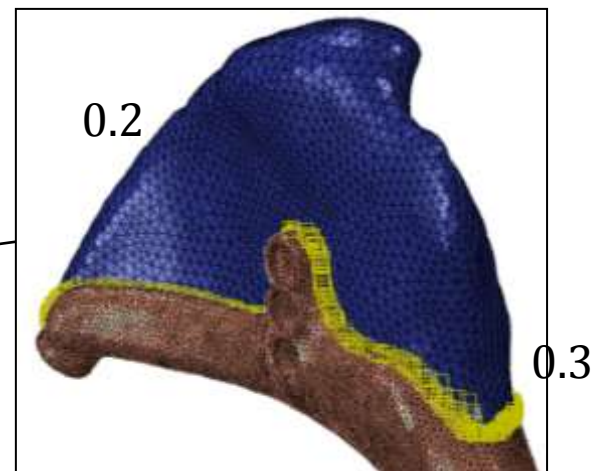


Контактные пары

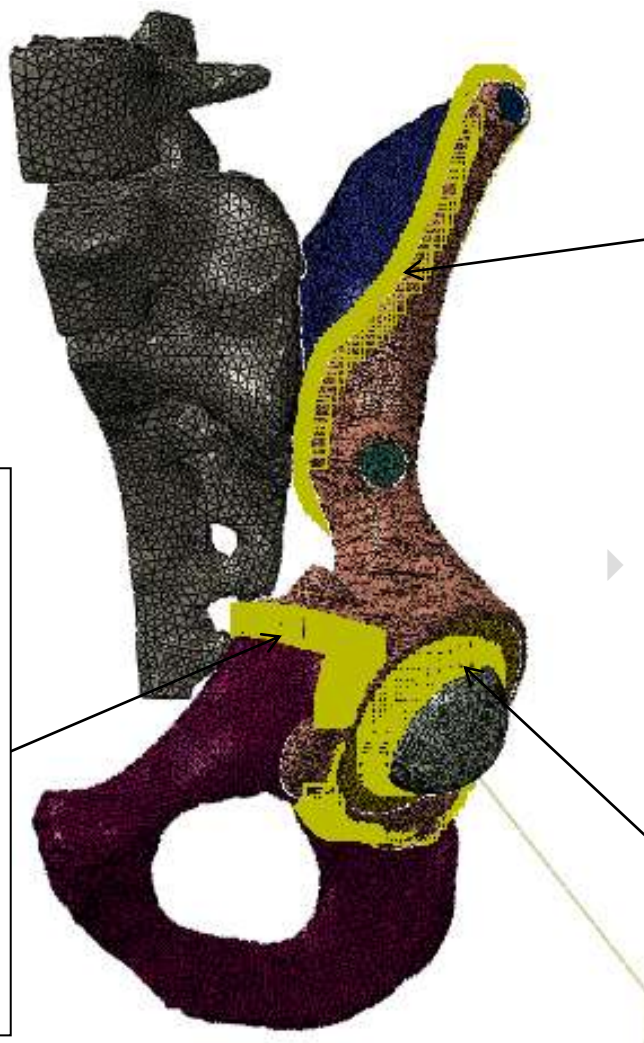
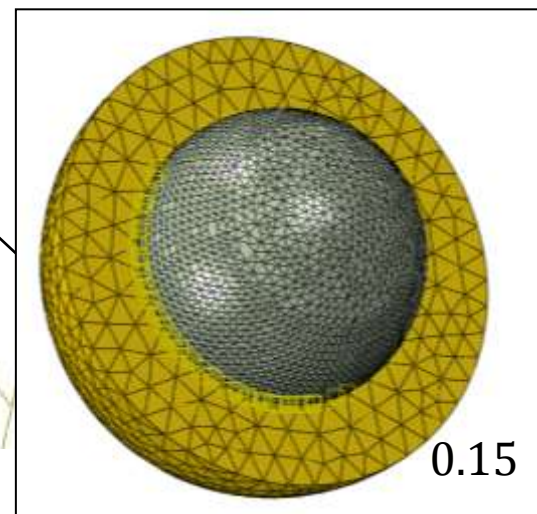
- ▶ Имплантат –
Нижняя часть
левого таза



- ▶ Имплантат –
Верхняя часть
левого таза



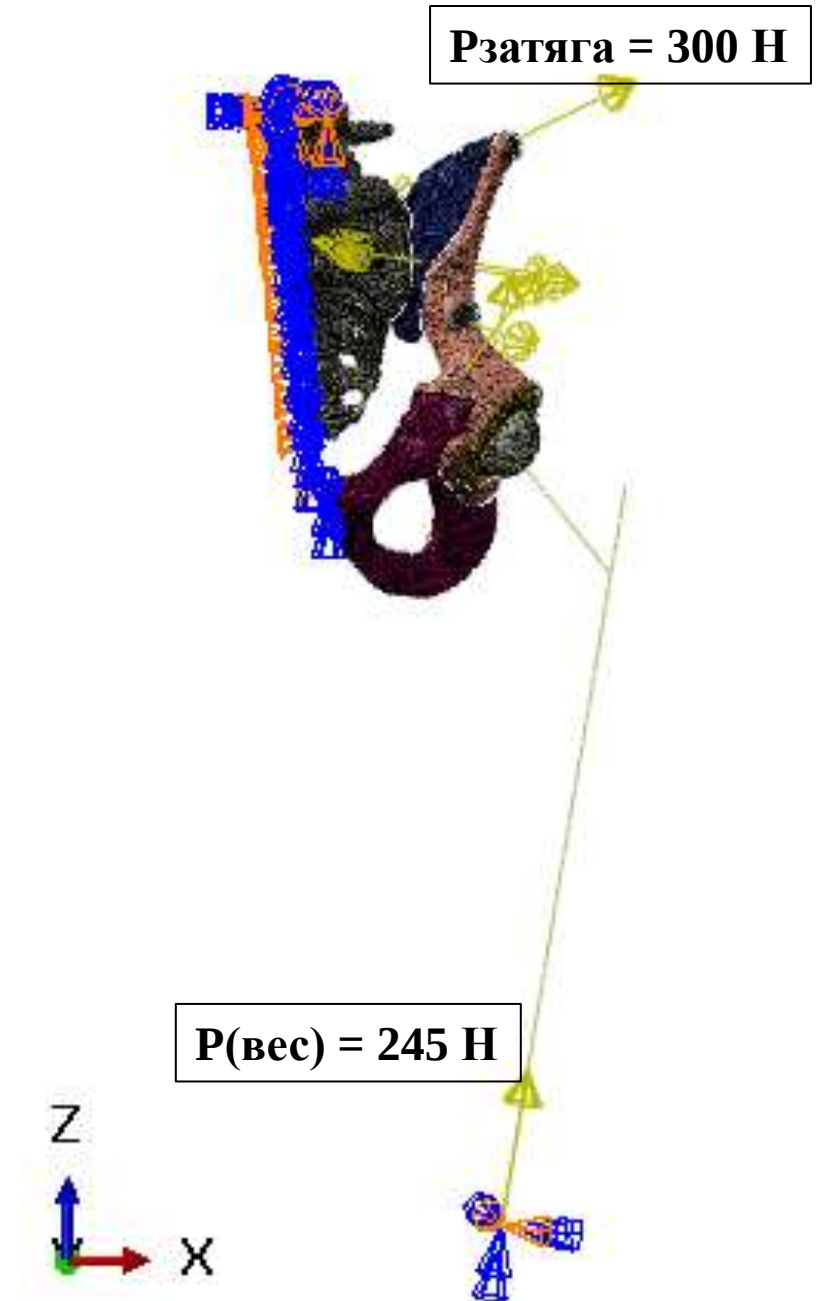
- ▶ Вкладыш – головка



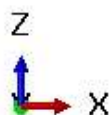
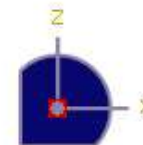
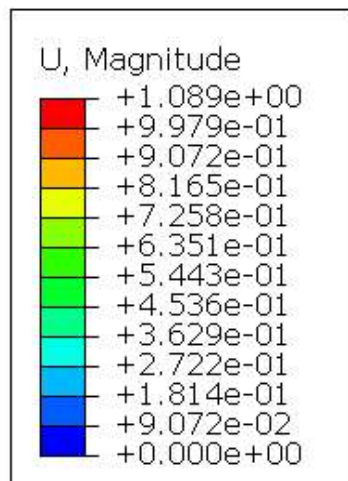
Граничные условия

На данном шаге болты сохраняют результаты затяга с предыдущего шага. Сила затяга на 1 шаге = 300 Н.

Вес пациента равен 50 кг.



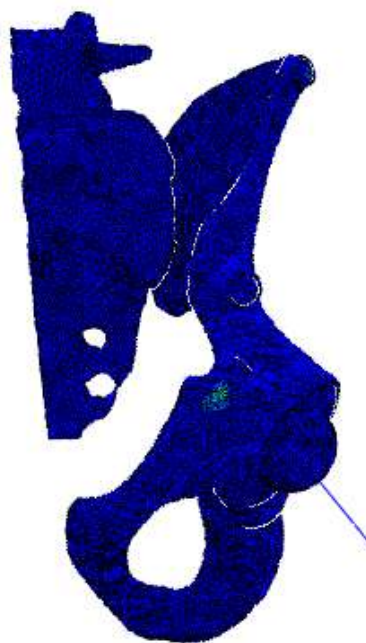
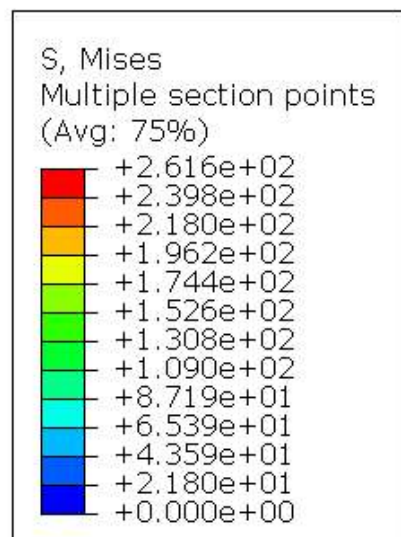
Проверка работоспособности модели



ODB: Job-190618-modal.odb Abaqus/Standard 3DEXPERIENCE R2017x Tue Jun 19 12:48:18 GMT+03:00
Step: Step-3
Mode 1: Value = 1.13216E+06 Freq = 169.35 (cycles/time)
Primary Var: U, Magnitude

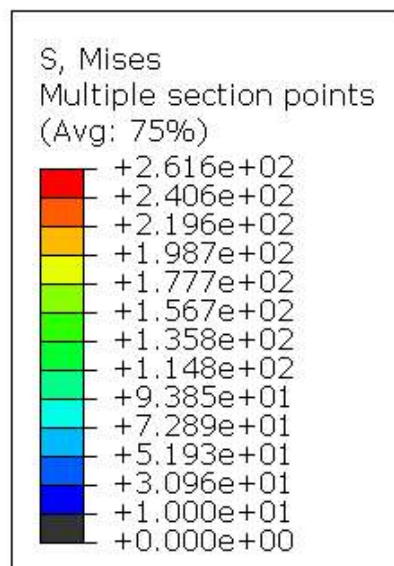
- Первая частота = 169.35 рад/с или 26.97 Гц

Общее распределение напряжений в модели



Z
↑
X →

ODB: Job-180618-300H.odb Abaqus/Std
Step: Standing
Increment 4: Step Time = 1.000
Primary Var: S, Mises

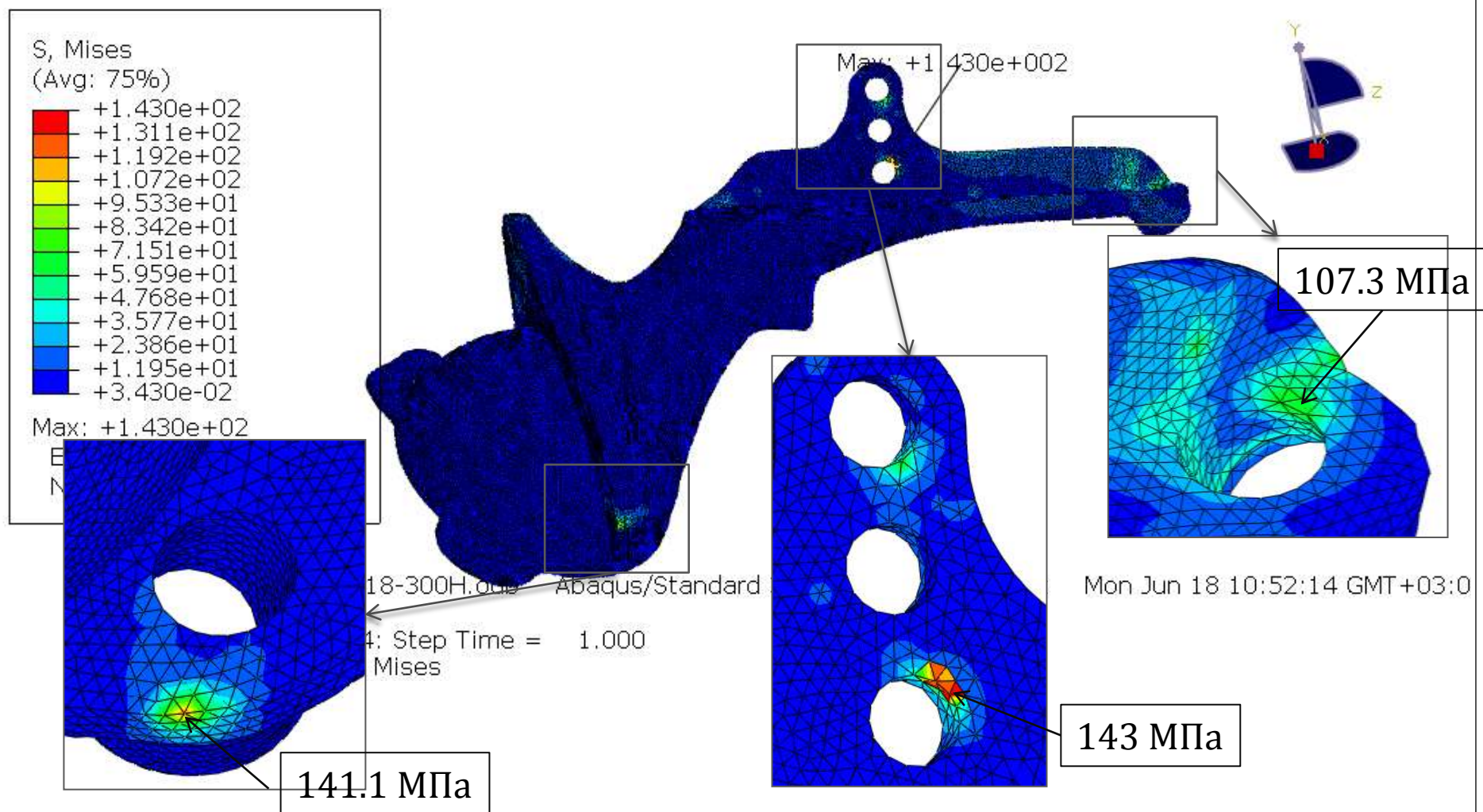


Z
↑
Y
X →

ODB: Job-180618-300H.odb Abaqus/Std
Step: Standing
Increment 4: Step Time = 1.000
Primary Var: S, Mises

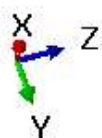
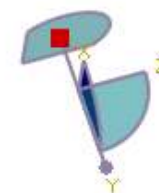
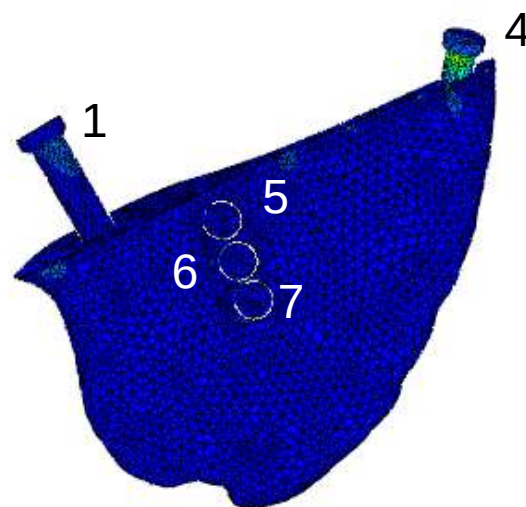
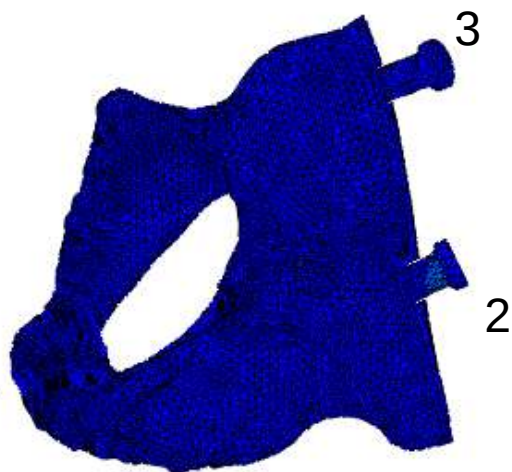
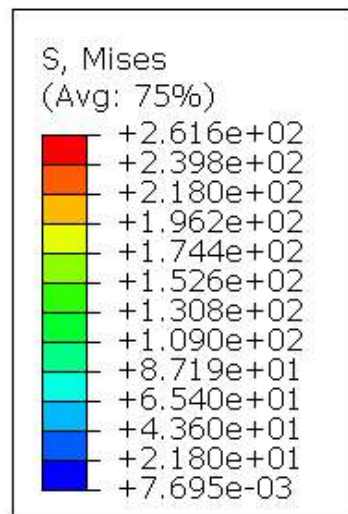
При установлении минимального напряжения, равного 10 МПа, видно, что практически вся модель имеет слабое напряженное состояние (серый цвет).

Напряжения в имплантате



- Коэффициент запаса прочности: $n = 1065/143 = 7.45$

Напряжения в винтах



ODB: Job-180618-300H.odb

Abaqus/Standard 3DEXPERIENCE R2017x

Mon Jun 18 10:52:14 GMT+03:00

Step: Standing

Increment 4: Step Time = 1.000

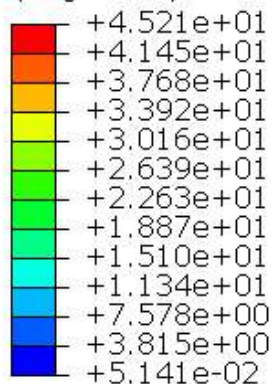
Primary Var: S, Mises

Primary var: S, Mises

► Коэффициент запаса прочности: $n = 1065/261.6 = 4.07$

Напряжения во вкладыше

S, Mises
(Avg: 75%)

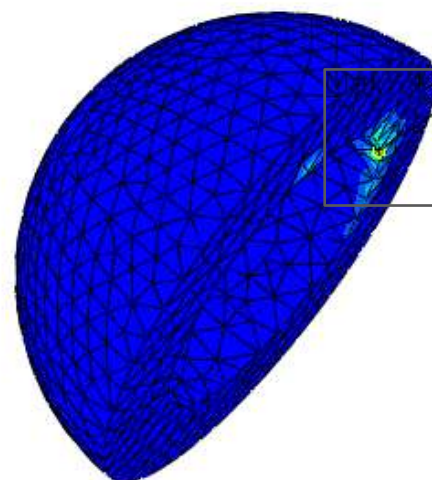


Max: +4.521e+01

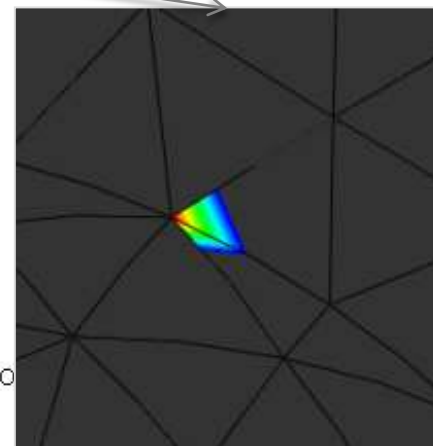
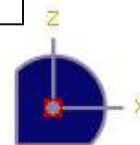
Elem: CUP_WITHOUTIMPLANT-1.3059

Node: 29

Усредненное значение = 13.43 МПа



+4.521e+001



Z



ODB: Job-180618-300H.odb

Abaqus/Standard 3DEXPERIENCE R2017x

Mo

Step: Standing

Increment 4: Step Time = 1.000

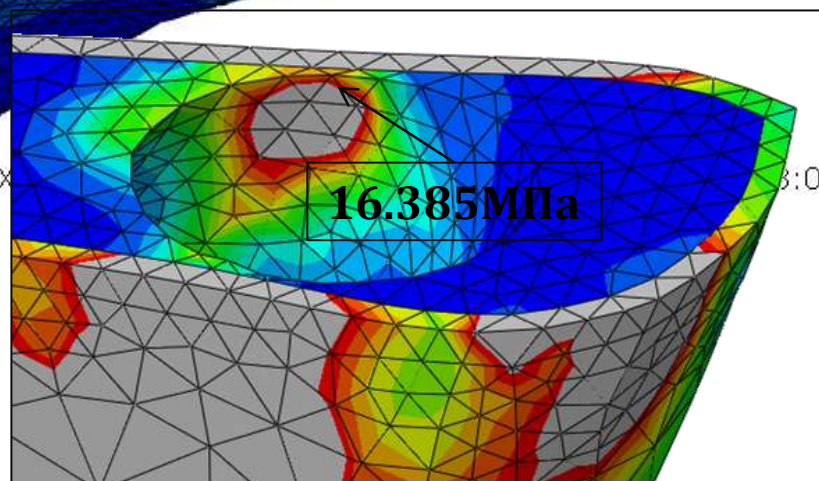
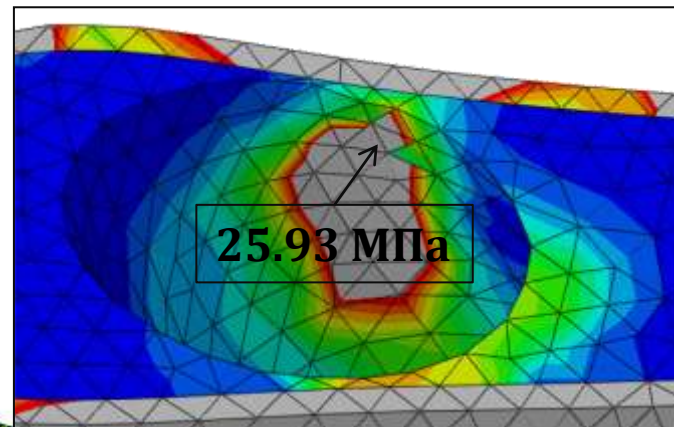
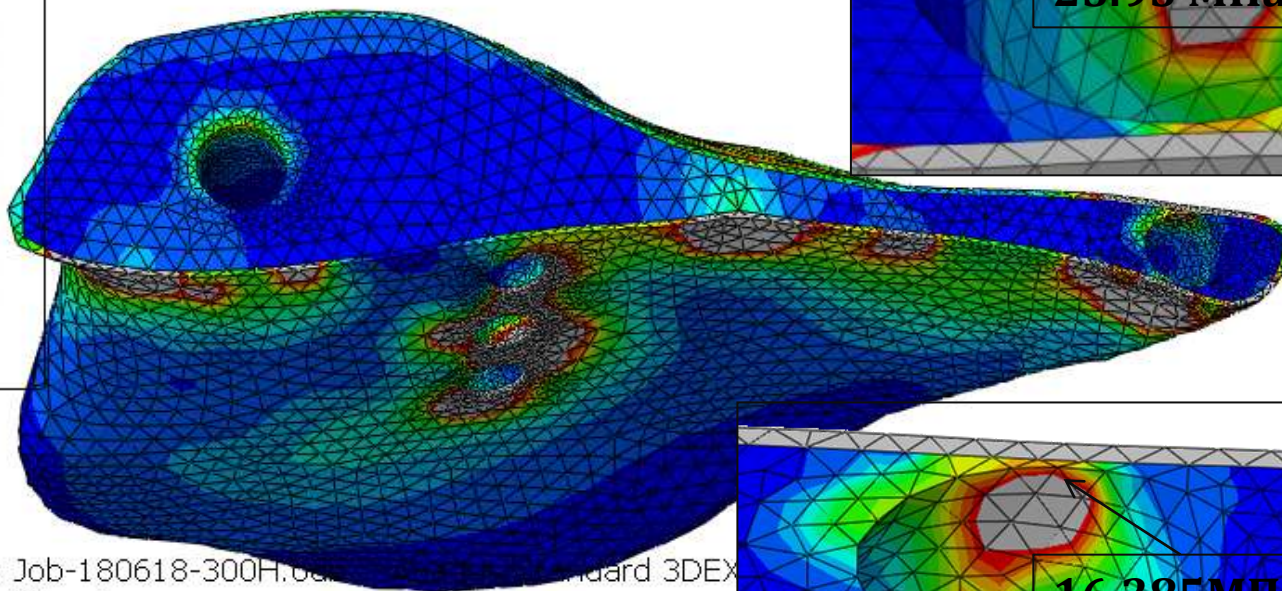
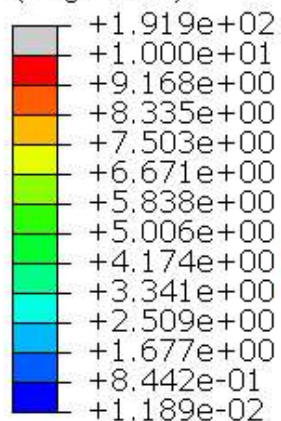
Primary Var: S, Mises

► Коэффициент запаса прочности: $n = 27/13.43 = 2.01$

Напряжения в верхней части левого таза

Спонгиозная костная ткань

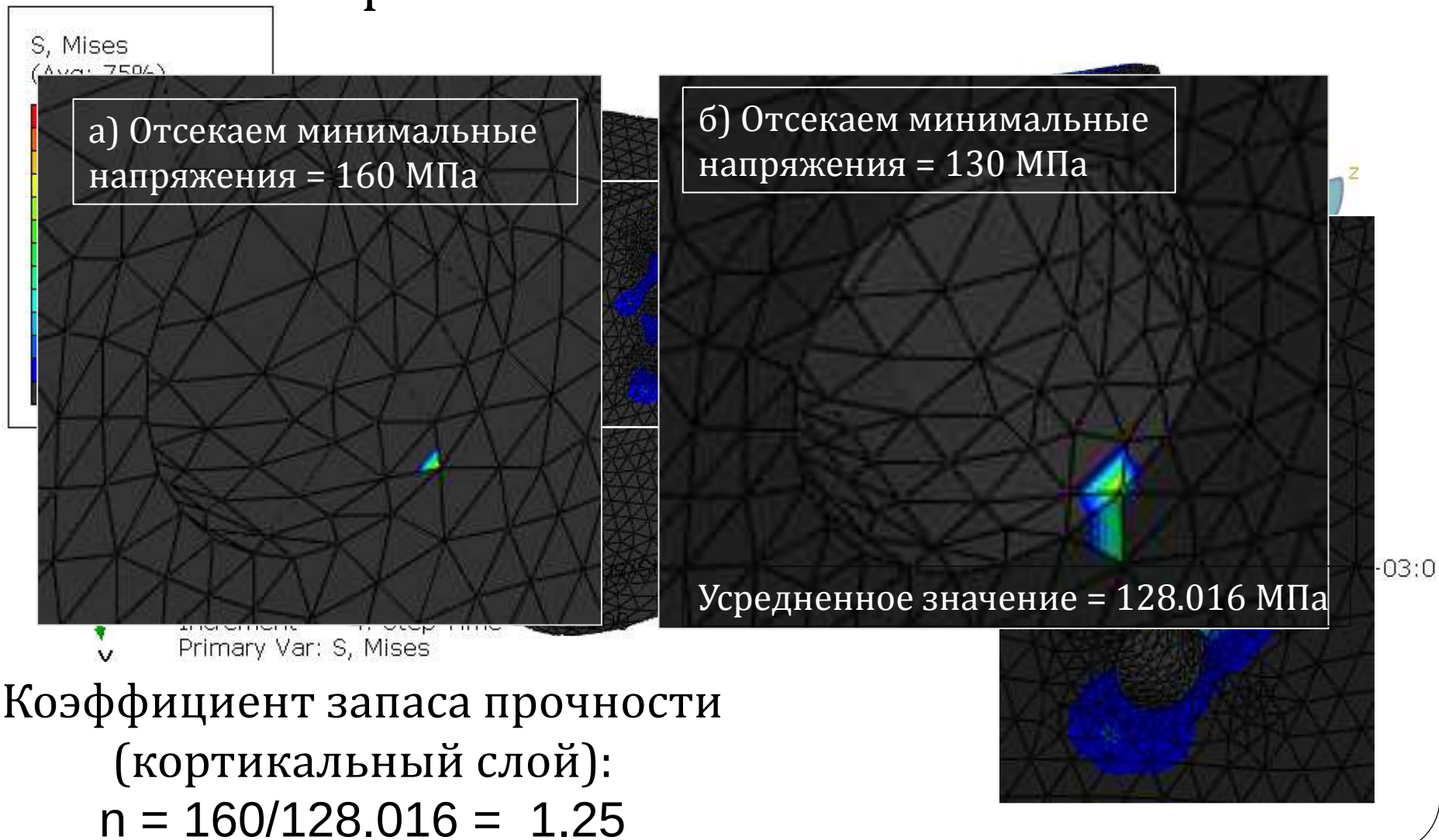
S, Mises
(Avg: 75%)



ODB: Job-180618-300H.001 Standard 3DEX
Step: Standing
Increment 4: Step Time = 1.000
Primary Var: S, Mises

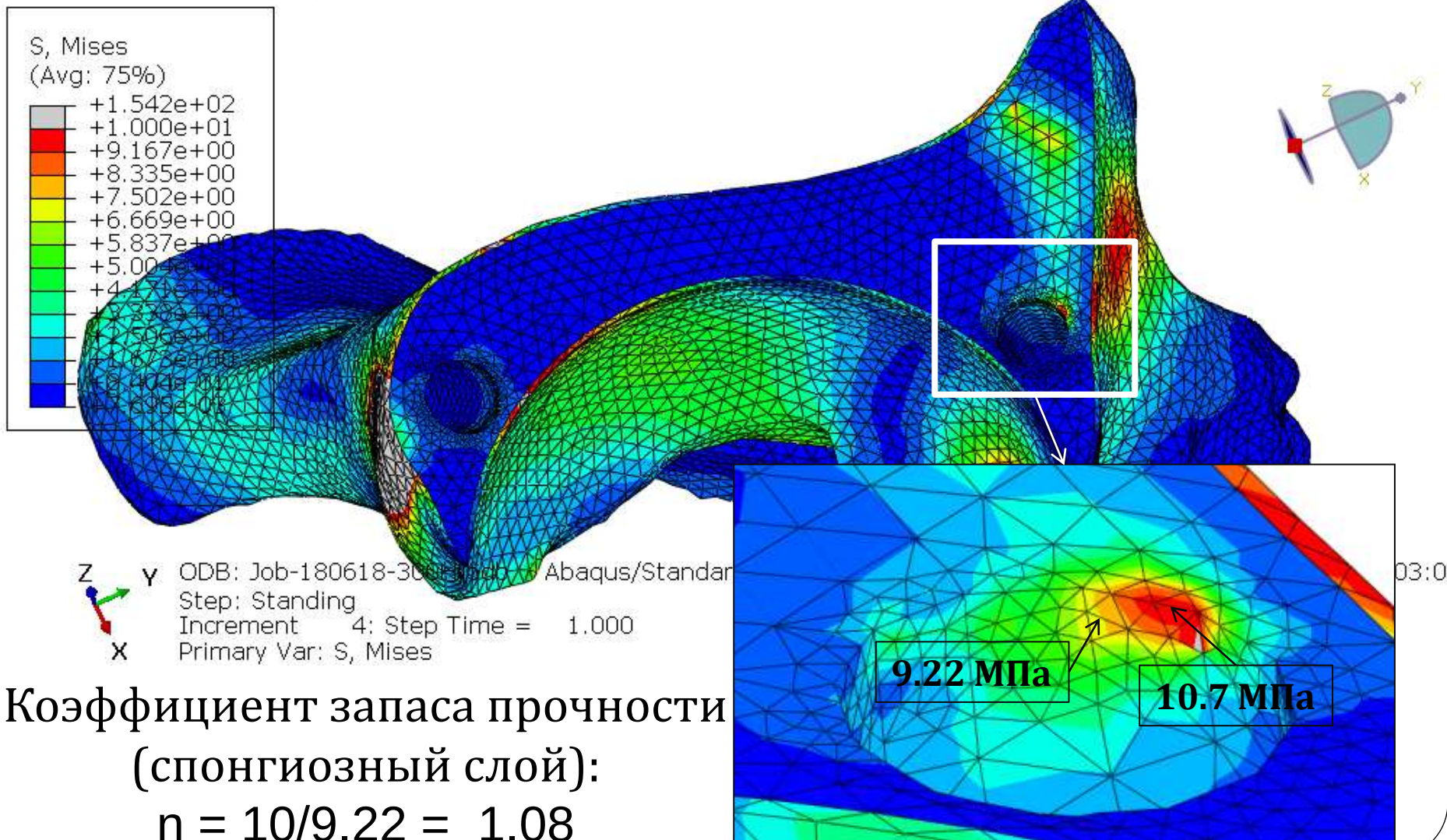
Напряжения в верхней части левого таза

Кортикальная костная ткань



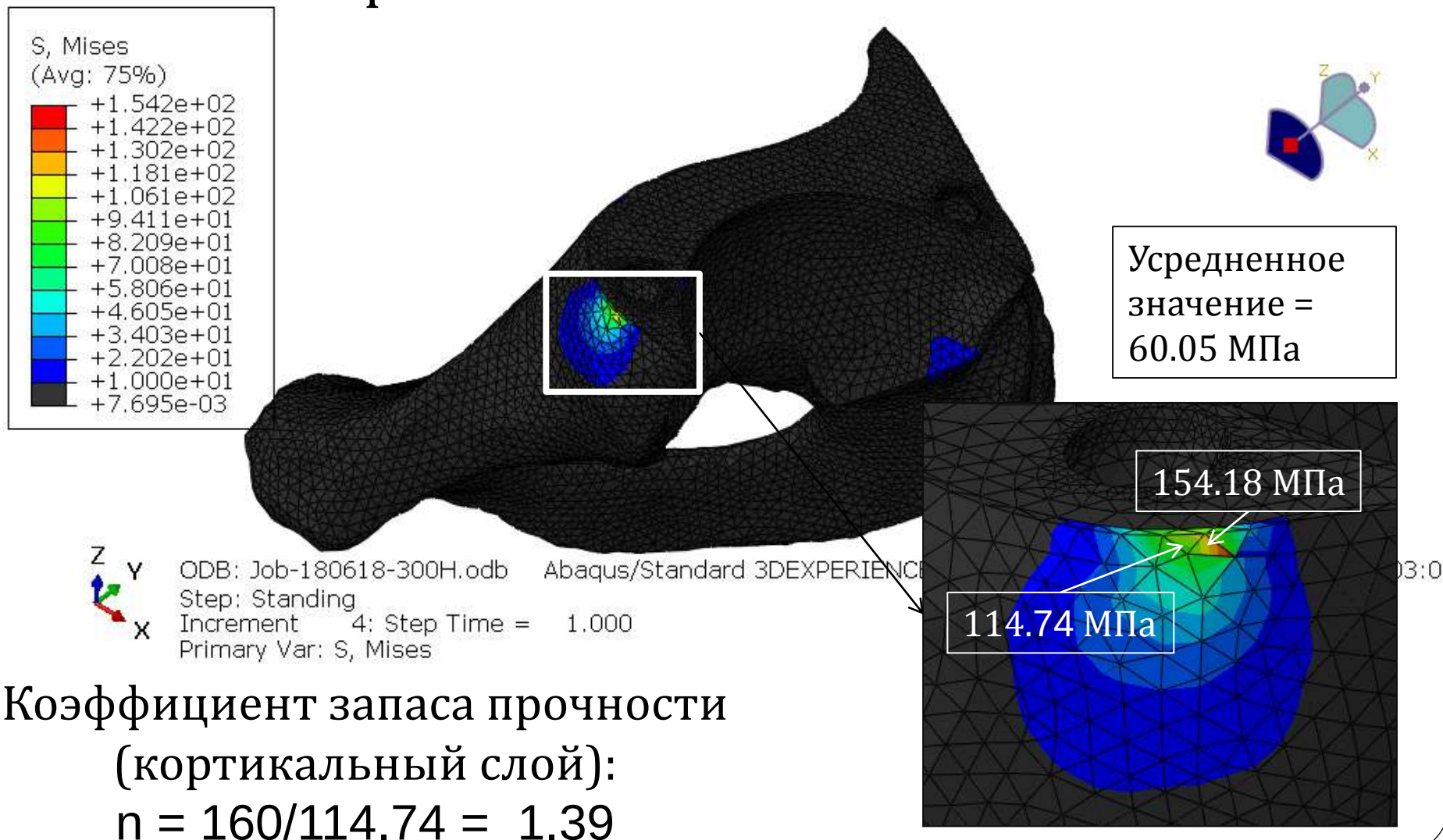
Напряжения в нижней части левого таза

Спонгиозная костная ткань

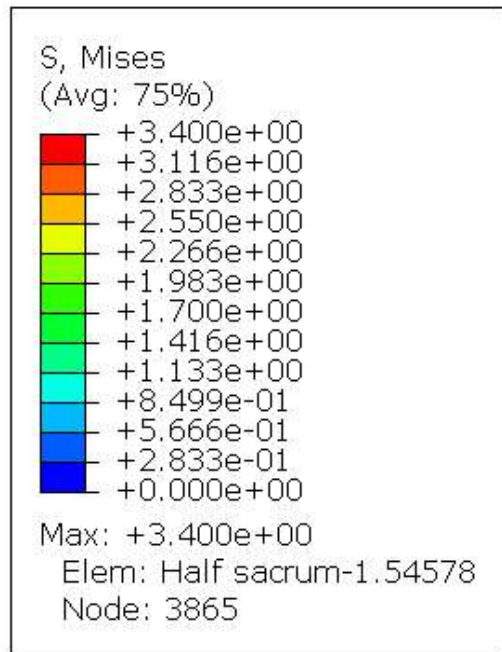


Напряжения в нижней части левого таза

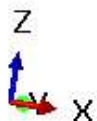
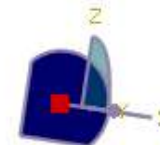
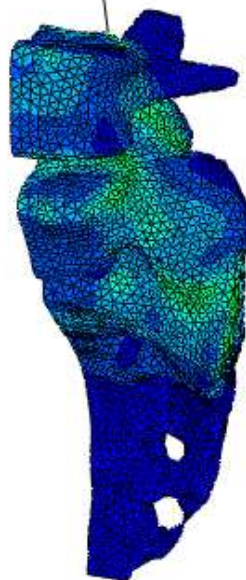
Кортикальная костная ткань



Напряжения в крестце



Max: +3.400e+000



ODB: Job-180618-300H.odb

Abaqus/Standard 3DEXPERIENCE R2017x

Mon Jun 18 10:52:14 GMT+03:00

Step: Standing

Increment 4: Step Time = 1.000

Primary Var: S, Mises

Коэффициент запаса прочности:

► $n = 10/3.4 = 2.94$

Сравнение максимальных напряжений на 1 и 2 шагах решения задачи

Компоненты сборки	Максимальные напряжения, МПа		Предельные напряжения, МПа
	1 шаг	2 шаг	
Имплантат	146.5	143	1065
Винты	225.8	261.6	1065
Вкладыш	3.47	13.43	27
Крестец	0.41	3.4	10
Верхняя часть таза (Спонгиозный слой)	26.17	25.93	10
Верхняя часть таза (Кортикальный слой)	128.44	128.016	160
Нижняя часть таза (Спонгиозный слой)	10.44 (6.55)	10.7 (9.22)	10
Нижняя часть таза (Кортикальный слой)	118.99	114.74	160

Заключение

- В ходе работы сделан обзор и назначены физико-механические свойства материалов, используемых в модели;
- Создана сборка в программном комплексе ABAQUS, заданы области контактного взаимодействия и граничные условия;
- Проведена численная верификация модели посредством проведения модального анализа;
- Получены результаты НДС компонент сборки в результате расчетов на прочность при действующей нагрузке в виде веса пациента и критической силе затяга винтов.
- Проведена встреча с врачами из ФГБУ «РОНЦ им. Блохина» министерства здравоохранения Российской Федерации были даны рекомендации по оптимизации эндопротеза тазобедренного сустава.

СПАСИБО ЗА ВНИМАНИЕ

**Компьютерное моделирование эндопротеза
тазобедренного сустава при двухопорном
стоянии**

Выполнила студентка гр. 4-33:
Маслова Ирина Леонидовна

Научный руководитель: д.ф.-м.н., доцент
Маслов Леонид Борисович