

# РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ ТРЕХПОЗВОНКОВОГО СЕГМЕНТА В ЗАДАЧЕ ОЦЕНКИ ВЛИЯНИЯ ПЛОТНОСТИ КОСТИ НА ПРОЧНОСТЬ ПОЗВОНОЧНИКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ФАКТОРАХ КОСМИЧЕСКОГО ПОЛЕТА

Полякова Т.В.<sup>1</sup>, Гаврюшин С.С., д.т.н.<sup>2</sup>, Чумаченко Е.Н., д.т.н.<sup>3</sup>,  
Арутюнов С.Д., д.м.н.<sup>4</sup>

1. ФГБУН Институт Космических Исследований РАН (ИКИ РАН)
2. Московский государственный технический университет им. Баумана (МГТУ им. Баумана)
3. Московский институт электроники и математики Национального исследовательского университета «Высшая школа экономики» (НИУ ВШЭ)
4. Московский государственный медико-стоматологический университет МЗ РФ (МГМСУ)

## Постановка задачи

Во время космических, авиационных полетов на организм человека действует целый комплекс неблагоприятных факторов: невесомость; гравитационные перегрузки при взлете, посадке, катапультировании, парашютных прыжках; нервное напряжение.

Продолжительное пребывание в условиях невесомости затрагивает многие процессы обмена веществ, в том числе регуляцию содержания кальция в костях.

Процесс вымывания кальция в костях приводит к потере прочности кости, и существует определенный риск травмирования позвоночника в процессе катапультирования и приземления капсулы на Землю.

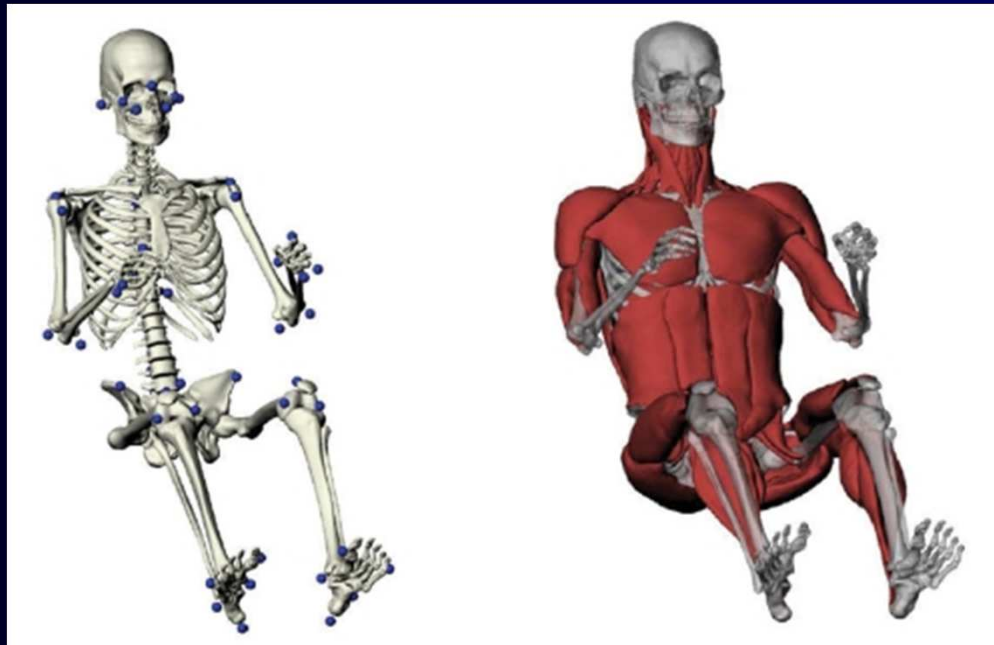


Рис. 1 Костный скелет модели M50 CAD и мышечный корсет для той же модели [1]

# Строение позвоночника

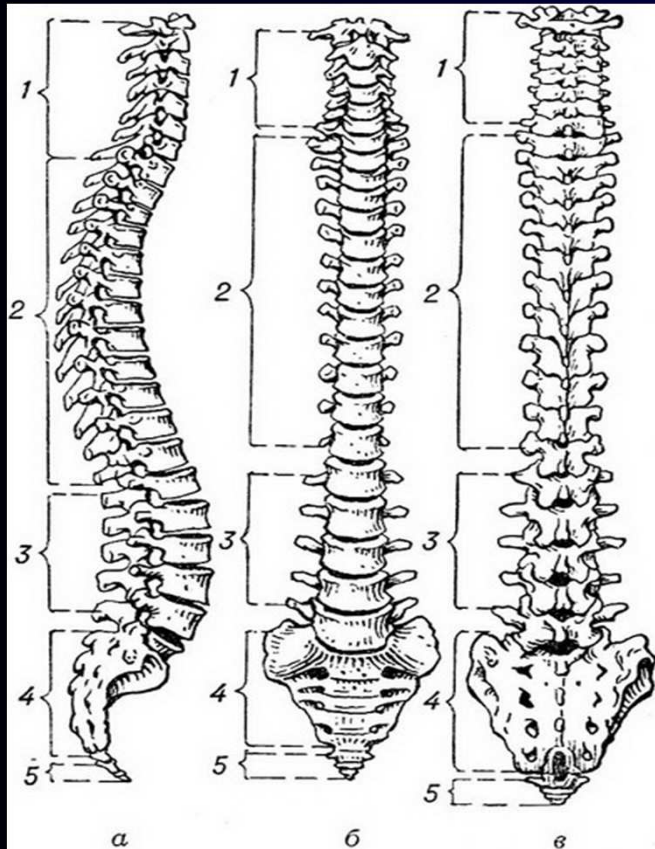
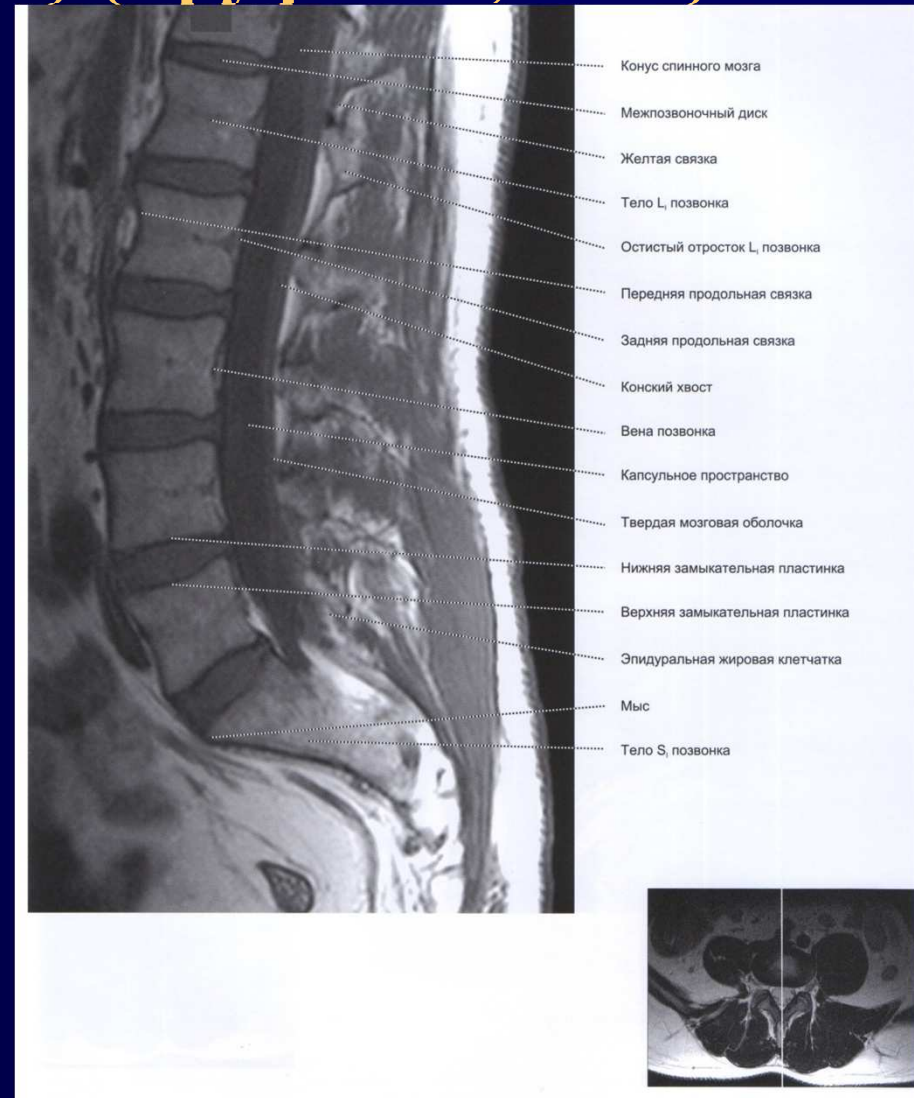
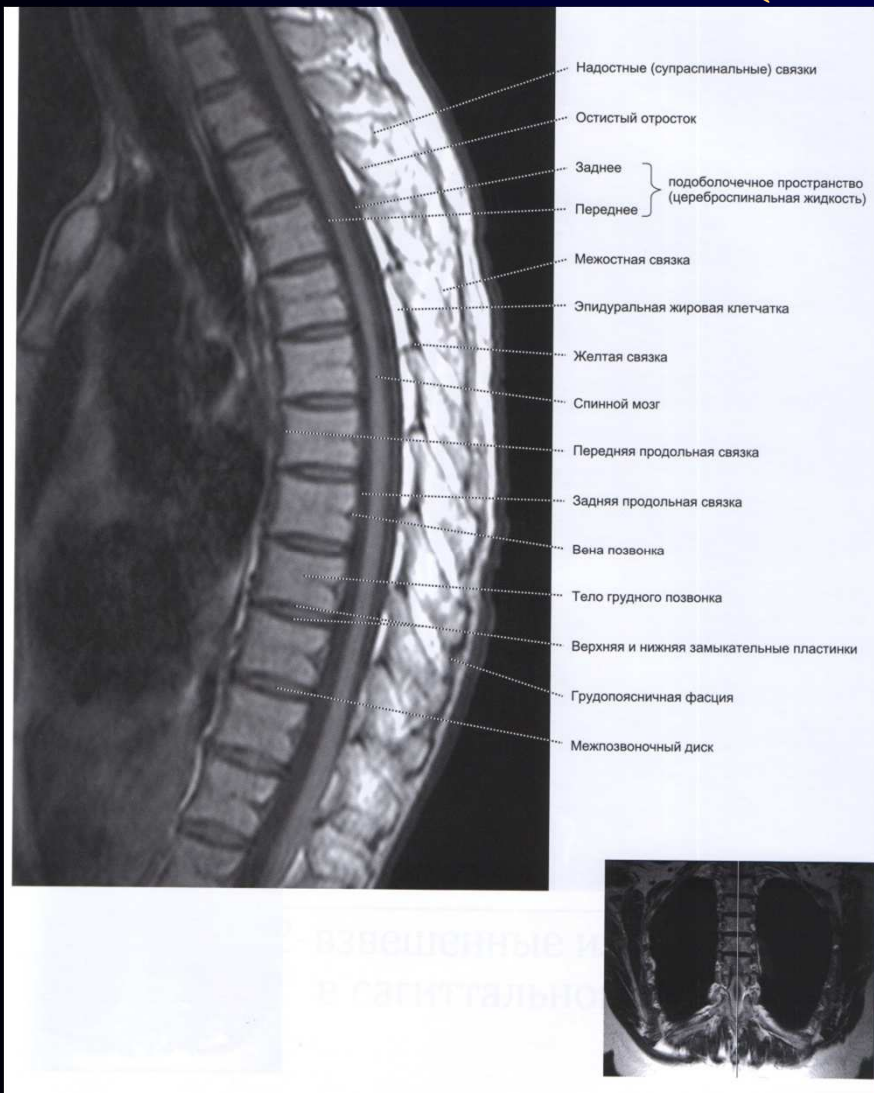


Рис. 2. Позвоночник (строение):

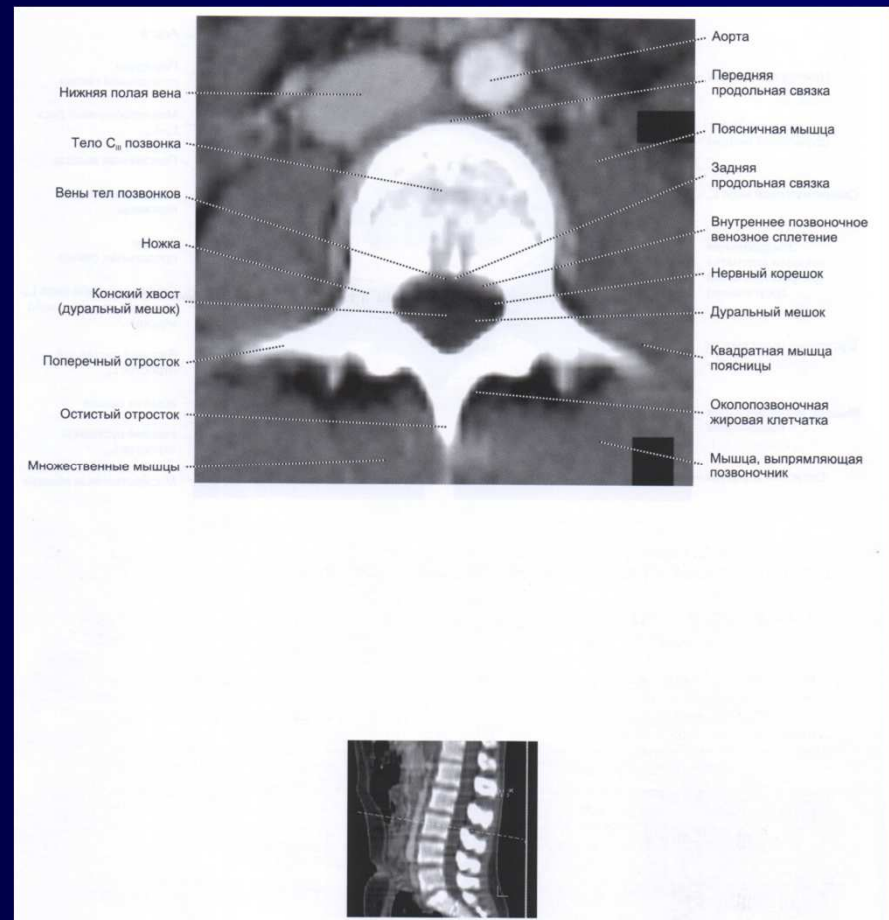
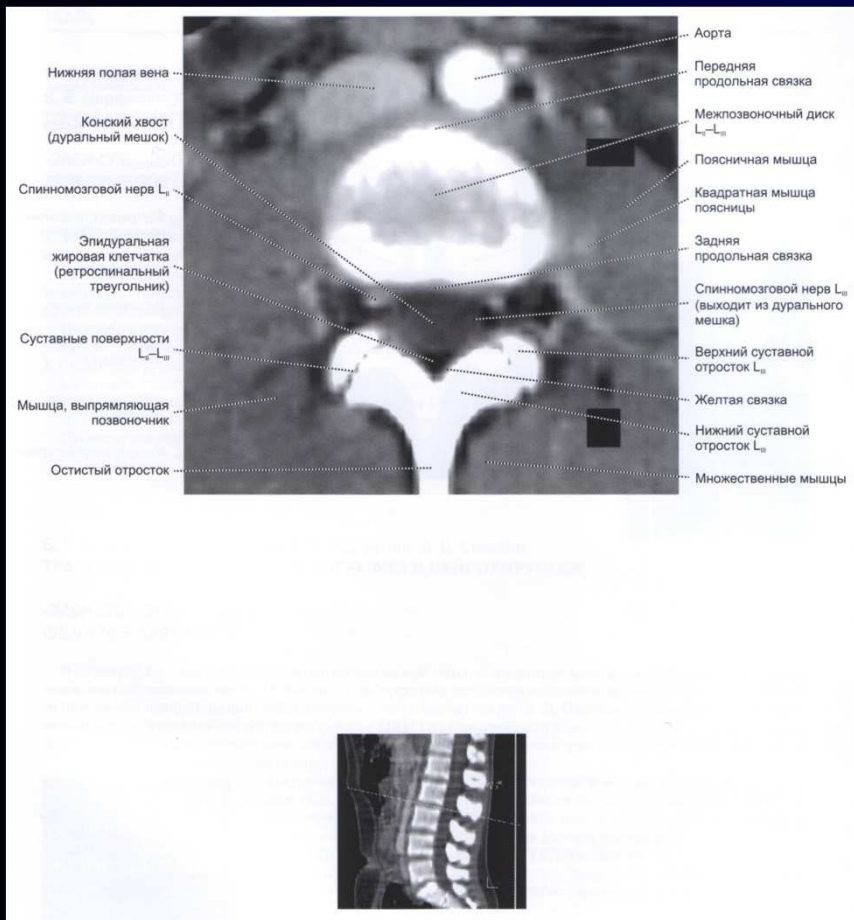
- а — вид сбоку;
- б — вид спереди;
- в — вид сзади.
- 1 — шейный отдел;
- 2 — грудной отдел;
- 3 — поясничный отдел;
- 4 — крестцовый отдел;
- 5 — копчиковый отдел.



# Схема грудного и пояснично-крестцового отдела позвоночника (МРТ) (Труфанов, 2014)



# Схема пояснично-крестцового отдела позвоночника (КТ) (Труфанов, 2014)



# Математические модели позвоночника в смежных задачах

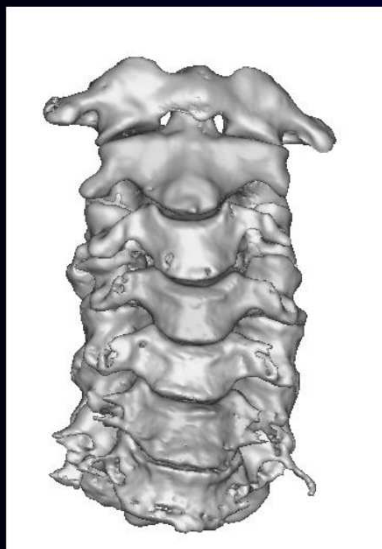


Рис. 3 Геометрическая модель шейного отдела позвоночника, построенная в Mimics (Бегун, 2010)

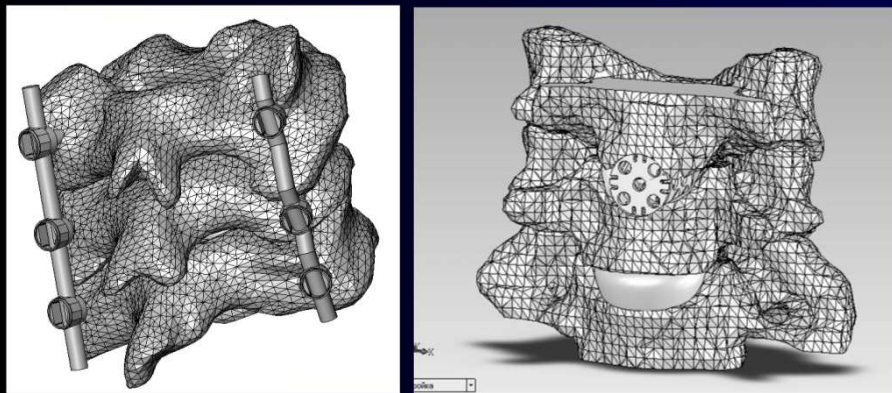


Рис.4 Геометрические модели биологических объектов с имплантатами: а, б – подвижных сегментов с3 – с5 шейного отдела позвоночника с имплантатами при коррекции сколиоза (а) и грыжи межпозвонковых дисков (б) (Бегун, 2010)

## задачах

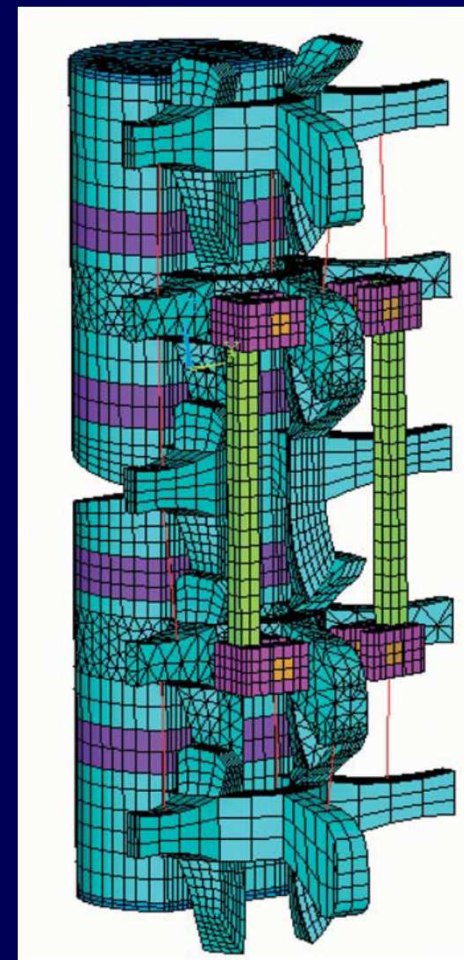


Рис. 5 Конечно-элементная модель поясничного отдела позвоночника  $L_1-L_{11}$  с компрессионным переломом тела  $L_{11}$ , ламинэктомией и стабилизацией ТПФ (Левченко, 2011)

# Проблемы регуляции кальцевого гомеостаза в организме: экспериментальные исследования

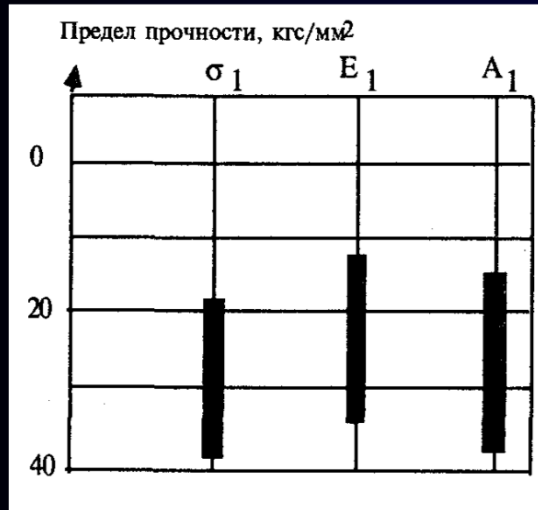


Рис. 6 Изменения механических свойств головок бедренных костей крыс после 18,5-19,5-суточных космических полетов  
 $E$  – модуль упругости, кгс/мм<sup>2</sup>  
 $A$  – удельная энергия, кгс/мм<sup>2</sup>

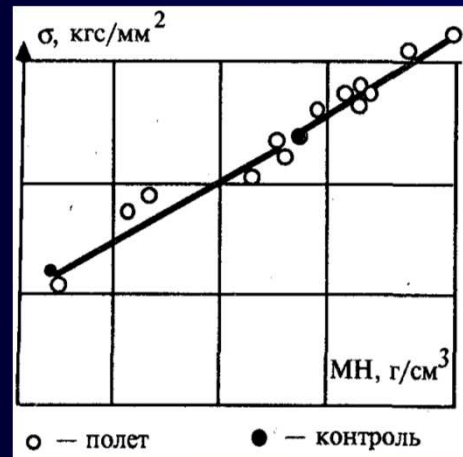


Рис. 7 Зависимость предела прочности головок бедренных костей крыс от минеральной насыщенности (по средне-групповым данным).  
 По оси абсцисс – минеральная насыщенность, г/см<sup>3</sup>;  
 по оси ординат – предел прочности, кгс/мм<sup>2</sup>

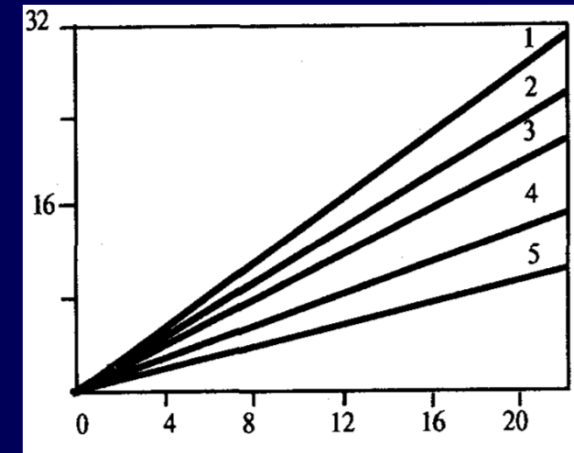


Рис.8 Зависимость выраженности рассасывания губчатого костного вещества (%) от потерь кальция в (г)  
 1 – позвоночный столб; 2 – кость таза; 3 – проксимальный эпифиз бедренной кости; 4 – пяточная кость; 5 – дистальный эпифиз бедренной кости.  
 По оси абсцисс: отрицательный кальциевый баланс, г; по оси ординат – потери костной массы, %

# Испытания на прочность

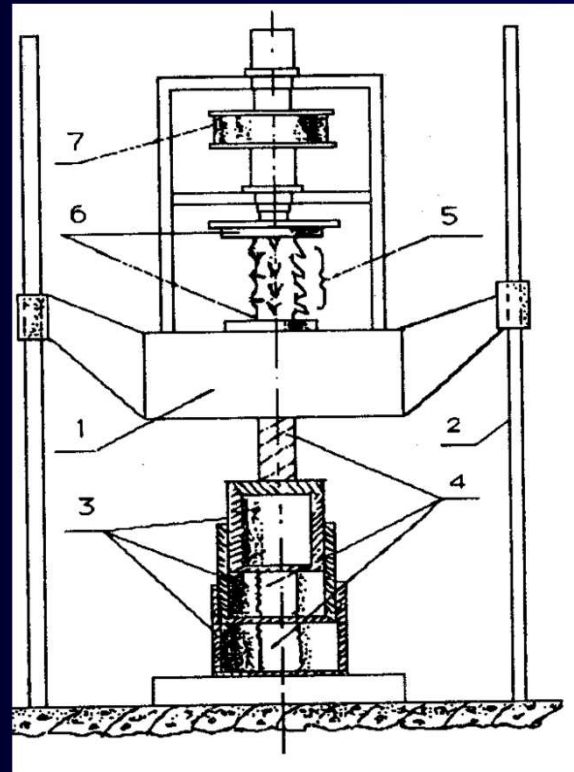


Рис. 9 Схем нагружающего устройства для моделирования воздействия на сегмент позвоночника ударных перегрузок

1 – платформа; 2 – направляющие тросы; 3 – металлические стаканы; 4 – свинцовые крешеры; 5 – сегмент позвоночника; 6 – чашки; 7 – нагружающее устройство

2. Григорьев А.И., Воложин А.И. Ступаков Г.П. Минеральный обмен у человека в условиях измененной гравитации. Проблемы космической биологии. Т. 74. М.: Наука. 1994. - 214 с.

3. Ступаков Г.П., Воложин А.И. Костная система и невесомость. Проблемы космической биологии. Т. 63. М.: Наука. 1989. - 184 с.



# Постановка задачи

В работах [2,3] исследуются изменения минерального состава в бедренных костях крыс, пяточной кости космонавтов, изменения механических свойств позвонков человека.

Изучение процессов разрушения позвонков для условий гипергравитации проведено на сегментах позвоночника человека T11-L3 с разными скоростями нагружения в соответствии с характеристиками ударных воздействий и пилотажных нагрузок. Оценка прочности сегмента позвоночника проводилась на двумерной модели в плоскости сечения позвонкового сегмента.

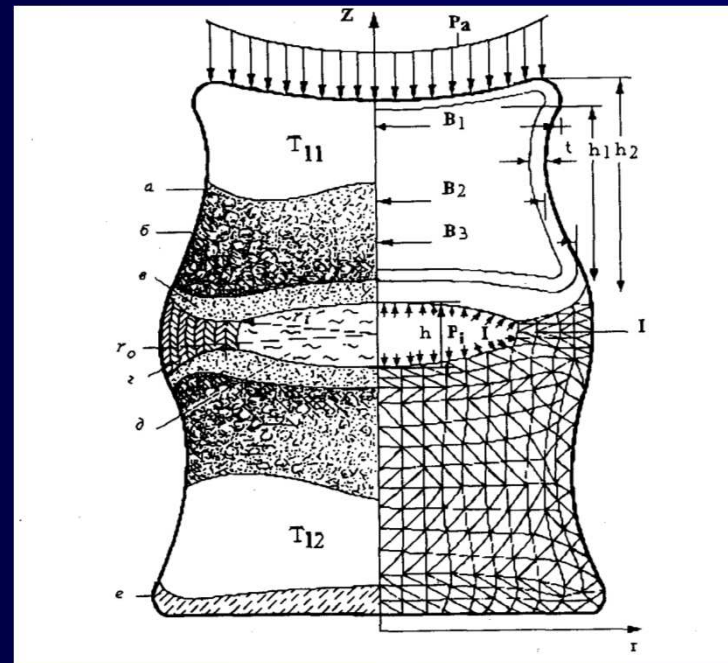


Рис. 10 Физическая и конечно-элементная идеализация сегмента T<sub>11</sub>-T<sub>12</sub>

*a* – концевая костная пластинка; *б* – спонгиозная часть позвонка; *в* – замыкательная гиалиновая пластинка; *г* – фиброзное кольцо межпозвонкового диска; *д* – пульпозное ядро; *е* – упругое основание;  $r_0$ ,  $r_i$  – соответственно наружный и внутренний радиусы фиброзного кольца;  $P_a$ ,  $P_i$  – соответственно интенсивность внешнего воздействия и внутридискового давления;  $B_{1-3}$ ,  $h_{...2,t}$  – размеры позвонка

2. Григорьев А.И., Воложин А.И. Ступаков Г.П. Минеральный обмен у человека в условиях измененной гравитации. Проблемы космической биологии. Т. 74. М.: Наука. 1994. - 214 с.

3. Ступаков Г.П., Воложин А.И. Костная система и невесомость. Проблемы космической биологии. Т. 63. М.: Наука. 1989. - 184 с.

# Стимуляция мышц у пациентов с повреждением спинного мозга



Рис. 11: 3D –изображение сканированных данных с интересующим регионом, выделенным красным

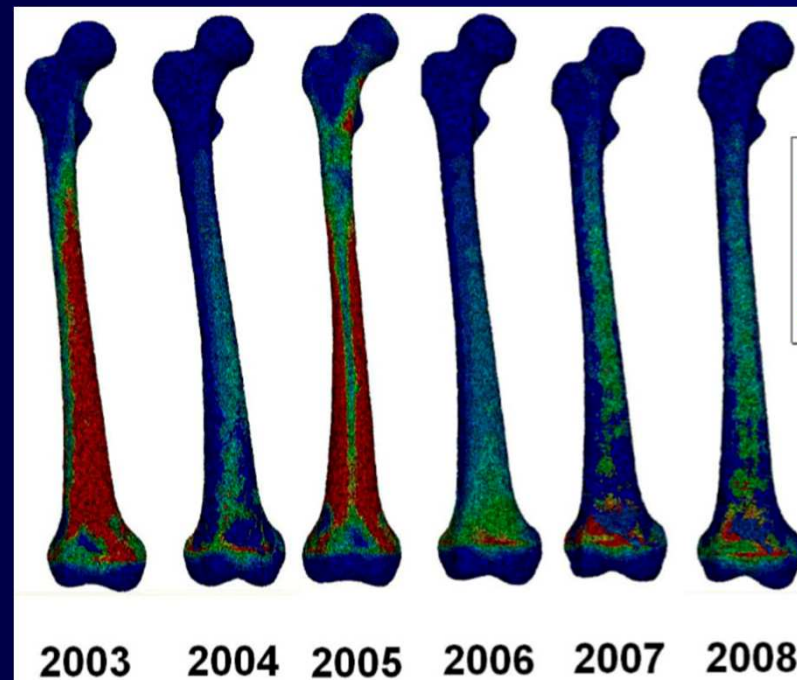


Рис. 12: Напряжения по Мизесу для кости бедра за период с 2003 по 2008 год

# Стимуляция мышц у пациентов с повреждением спинного мозга

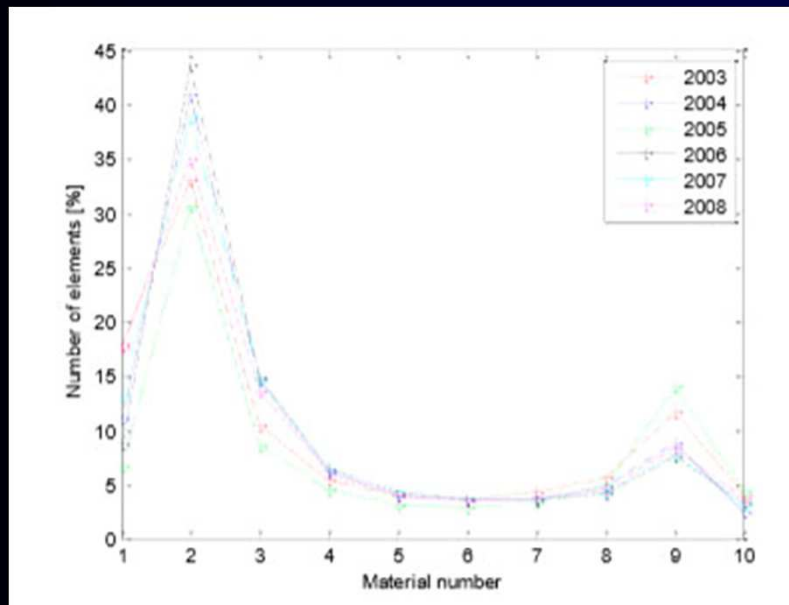


Рис. 13: Распределение материала в кости за период в 5 лет

$$\rho_{app} = 139 + 0.12 HU \quad [g/cm^3] \quad (1)$$

$$E = 6.95 \rho_{app}^{1.49} \quad [GPa] \quad (2)$$

$$S_y = \begin{cases} 137 \rho_{ash}^{1.88}, & \rho_{ash} < 0.317 \\ 114 \rho_{ash}^{1.72}, & \rho_{ash} \geq 0.317 \end{cases} \quad (3)$$

$$\frac{\rho_{ash}}{\rho_{app}} = 0.6 \quad (4)$$

	2003	2004	2005	2006	2007	2008
% of elements above yield	3.2	5.1	1.5	4.9	12.2	8.8
Risk factor	2.1	2.5	1.6	2.3	3.4	2.6

Рис. 14: Процент элементов, превышающих предел прочности и соответствующий им коэффициент риска перелома

# Исходная томограмма и построенная по ней модель части скелета

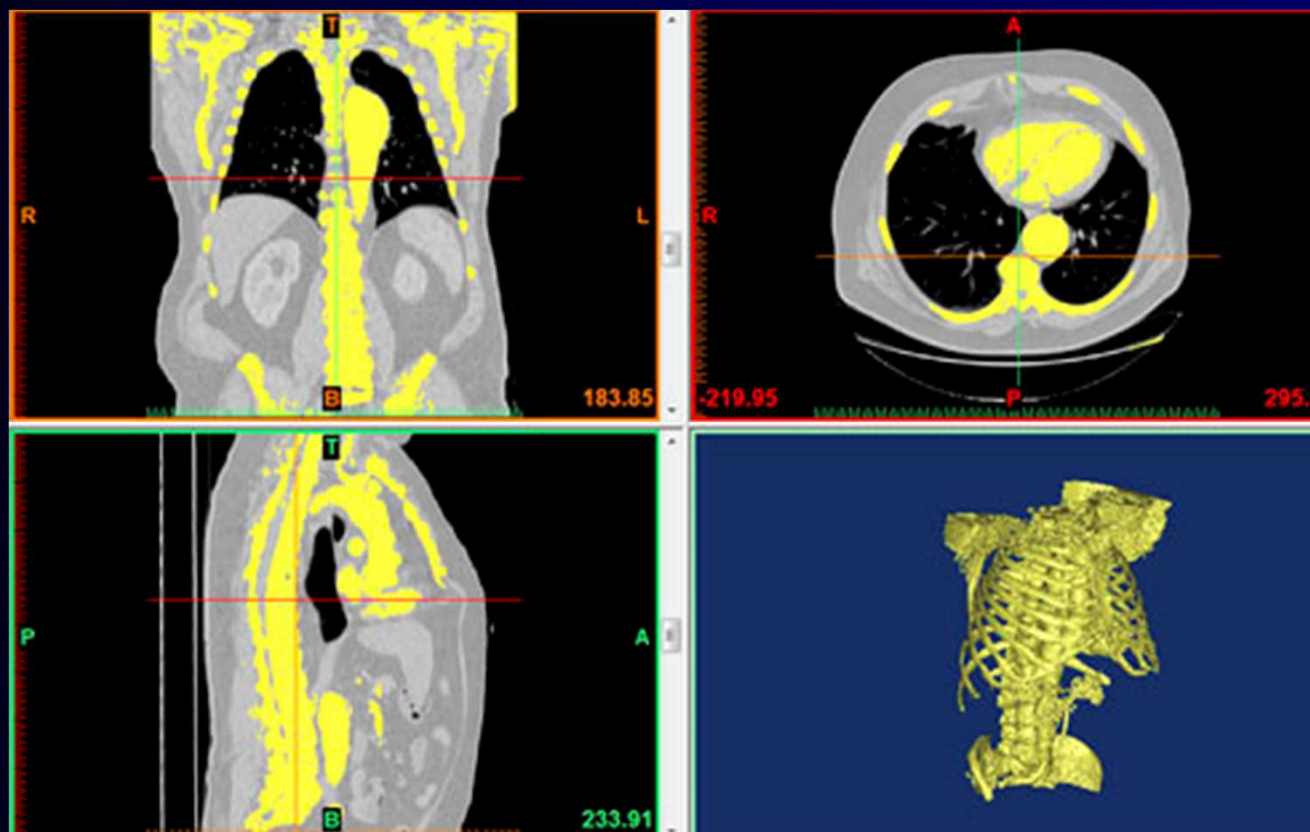


Рис. 15 – Общий вид модели части туловища (позвоночник вместе с ребрами и аортой)

# Модель позвоночника и исследуемая часть с позвонками T11-L3



Рис. 16 – Заготовка модели позвоночника

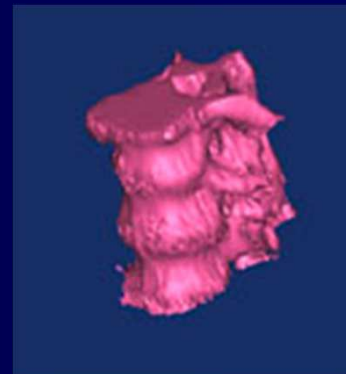


Рис. 17 – Выделенный для моделирования  
сегмент T11-L3

# Редактирование маски

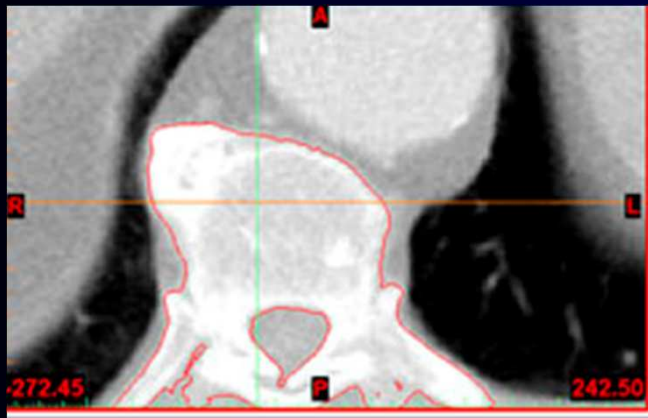


Рис. 18 – Внешний вид сечения позвонка с выделенным наростом

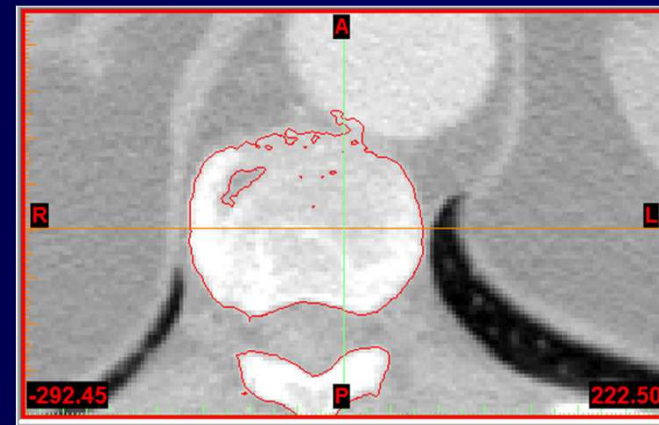


Рис. 19 – Заполнение внутренних пустот

# Редактирование сетки в модуле Remesher

1. Удаление «лишних» частей модели (шумов).
2. Удаление «перевернутых» (с внешними гранями) треугольников сетки.
3. Оптимизация сетки.

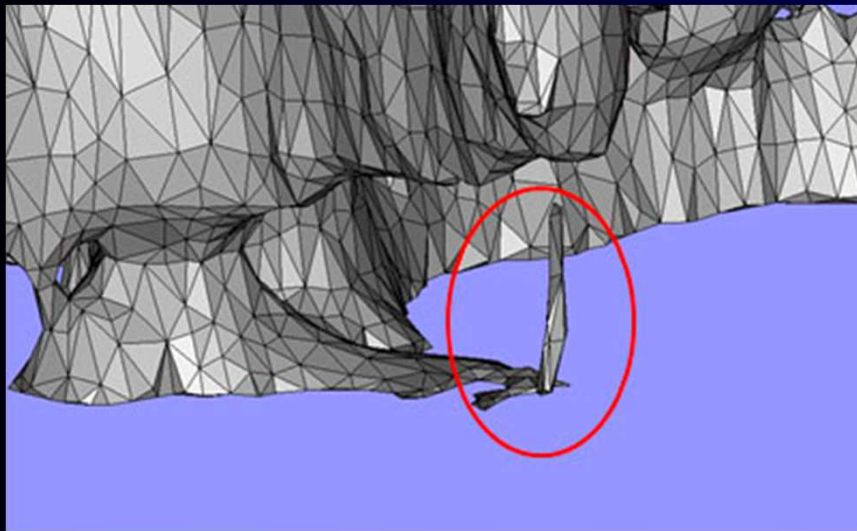


Рис. 20 – Пример лишнего выступающего фрагмента сетки

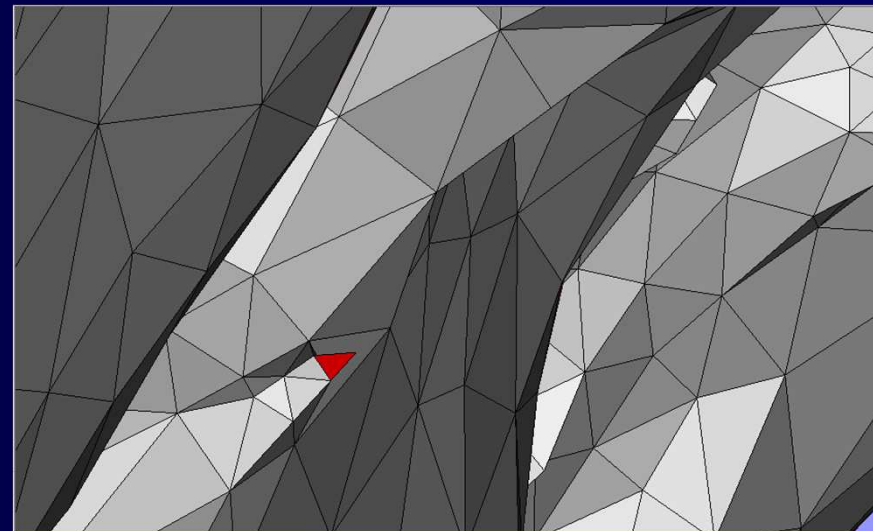


Рис. 21 – Удаление «перевернутых» треугольников

## Оптимизация сетки

Этап 1. Сглаживание (Smooth). Сглаживание глобально; сглаживающий коэффициент: 0,1; число итераций: 3; пропускать плохие ребра; коэффициент сжатия: 0,5. Число треугольников до сглаживания 31552, после 31552.

Этап 2. Редуцирование (Reduce). Метод: ребра; «флип» порогового угла: 15; точность: 0,2; число итераций: 5. Число треугольников до редуцирования 31552, после 23324.

Этап 3. Автоматическая перестройка сетки (Auto Remesh). Порог качества поверхности: 0,4; максимальная геометрическая ошибка: 0,3; сохранять первоначальное качество сетки; число итераций: 10; число итераций перемещения: 1; максимальная длина ребра: 5, минимальная длина ребра: 0,01. Число треугольников до перестройки сетки 23324, после 24234.

Этап 4. Удаление треугольников с сохранением качества (Quality Preserving Reduce Triangles). Метод: ребра; порог качества поверхности: 0,4; максимальная геометрическая ошибка: 0,3; максимальная длина ребра: 5; число итераций: 3; пропускать плохие ребра, удаление треугольников глобально. Число треугольников до удаления сетки 24234, после 22244.

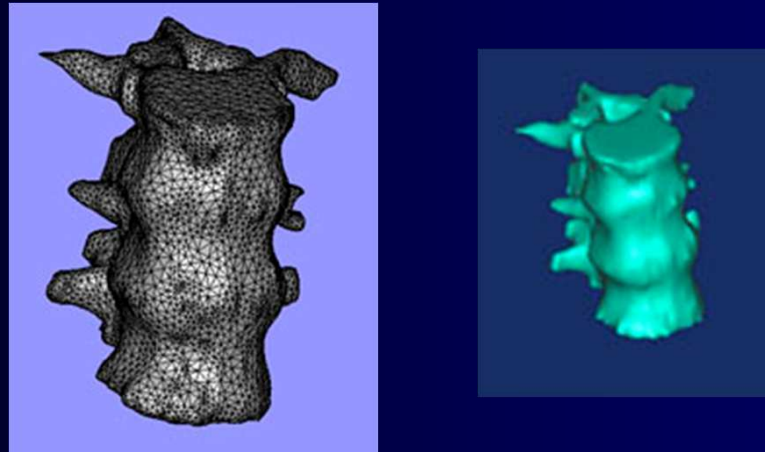


Рис. 22 – Модель после оптимизации сетки



# Восстановление поверхности с дырками в SolidWorks

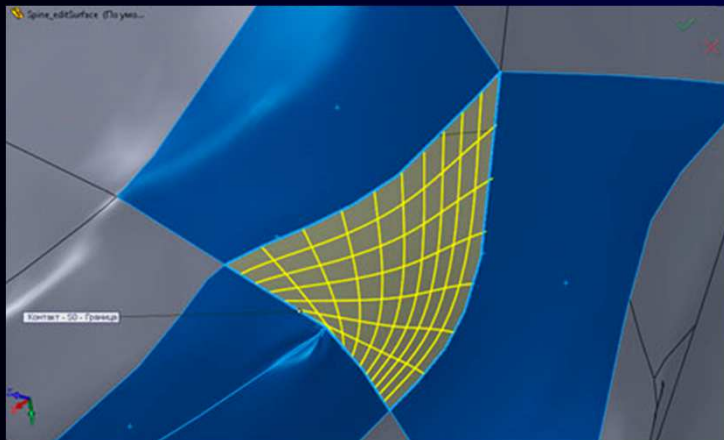


Рис. 23 – Восстановление поверхности с дырками в SolidWorks

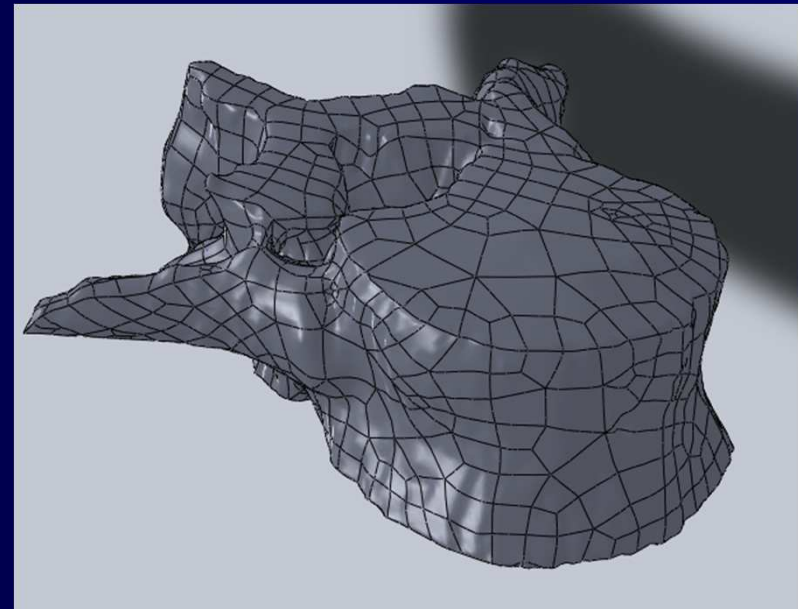


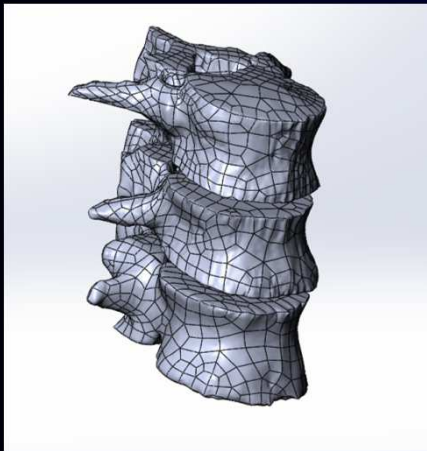
Рис. 24 – Фрагмент построенной твердотельной модели

## Трёхмерная печать модели

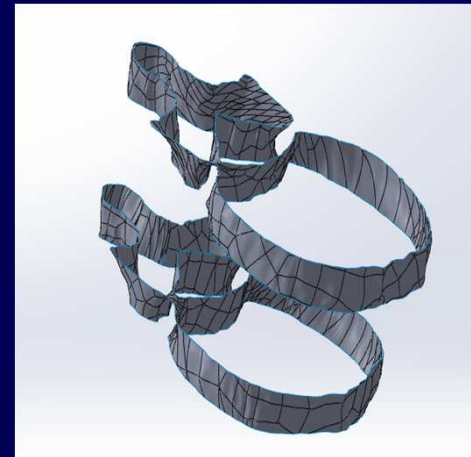
Для модели одного позвонка изготовили физический прототип при помощи 3D-принтера ZPrinter® 650 фирмы 3DSYSTEMS.



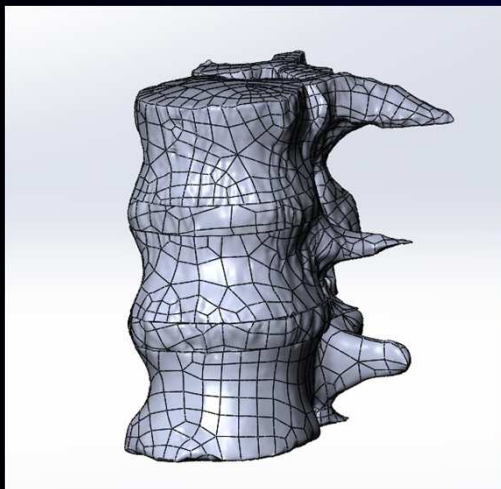
# Сборка модели



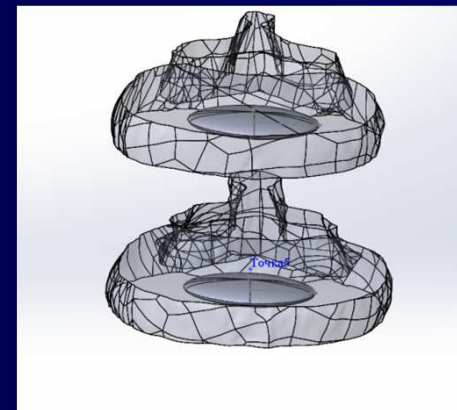
**Рис. 25** Модель из 3-х позвонков, экспортированных по отдельности



**Рис. 26** Межпозвоночные диски



**Рис. 27** Сборная модель позвоночника с межпозвоночными дисками



**Рис. 28** Модель с пульпозным ядром

## Заключение

- Построена модель трехпозвонкового сегмента в области поясничного отдела T11-L3.
- Способ построения модели по томограмме достаточно трудоемкий и при обработке большого количества томографических данных требует упрощения геометрии или автоматизации.
- Полученная модель будет в дальнейшем применяться при оценке прочности сегмента позвоночника.

## Список литературы

1. Gayzik F. S. et al. The ultimate virtual crash test dummy. Wake Forest University School of Medicine, NC, USA.
2. Григорьев А.И., Воложин А.И. Ступаков Г.П. Минеральный обмен у человека в условиях измененной гравитации. Проблемы космической биологии. Т. 74. М.: Наука. 1994. - 214 с.
3. Ступаков Г.П., Воложин А.И. Костная система и невесомость. Проблемы космической биологии. Т. 63. М.: Наука. 1989. - 184 с.
4. Бегун П.И. Возможности метода компьютерного биомеханического контроля состояния органов и структур лиц, занимающихся физической культурой и спортом. Вестник Черниговского педагогического университета. – Украина: Черниговский национальный педагогический университет им. Т.Г.Шевченко. Вып. 81. 2010.  
[http://archive.nbuv.gov.ua/portal/Soc\\_Gum/Vchdpu/2010\\_81/Begun.pdf](http://archive.nbuv.gov.ua/portal/Soc_Gum/Vchdpu/2010_81/Begun.pdf)
5. Левченко С.К., Древаль О.Н., Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Рынков И.П., Басков А.В. Экспериментально-анатомическое исследование функциональной транспедикулярной стабилизации позвоночника. Журнал «Вопросы нейрохирургии» имени Н.Н. Бурденко». М.: "Медиа Сфера". №1, 2011. с. 20-26.  
[http://www.mediasphera.ru/uppic/Zhurnal%20neirokhirurgii%20imeni%20N.N.%20Burdenko/2011/1/4/NH\\_2011\\_01\\_20.pdf](http://www.mediasphera.ru/uppic/Zhurnal%20neirokhirurgii%20imeni%20N.N.%20Burdenko/2011/1/4/NH_2011_01_20.pdf)
6. Геннадий Труфанов. Норма КТ и МРТ изображений головного мозга и позвоночника // СПб: ЭЛБИ-СПб, 2014. 192 с.
7. Helgason T., Gargiulo P., Ingvarsson P., Yngvason S. Mimics Monitors Changes in Bone Mineral Density of Femur During Electrical Stimulation Therapy of Denervated Degenerated Thigh Muscles // Landspítali-University Hospital, Iceland.  
[www.materialise.co.jp/download/en/4435407/file](http://www.materialise.co.jp/download/en/4435407/file)

**Спасибо за внимание!**