

Министерство образования и науки Российской Федерации
Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого
Институт прикладной математики и механики
Высшая школа теоретической механики

Работа допущена к защите

Директор высшей школы

Кривцов А. М.

" ____ " ____ 2021 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

Моделирование шейного отдела позвоночника

по направлению подготовки

01.03.03 Механика и математическое моделирование
профиль

01.03.03_02 Биомеханика и медицинская инженерия

Выполнил
гр. 3630103/70201

Ю.В. Латышева

Руководитель
Доцент, к.ф.-м.н.

О.С. Лобода

Санкт-Петербург

2021

РЕФЕРАТ

На 32 с., 24 рисунка, 1 таблица

**3D МОДЕЛЬ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА,
КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ, АНАТОМИЯ ПОЗВОНОЧНОГО
СТОЛБА, МОДЕЛИРОВАНИЕ НАГРУЗОК НА ШЕЙНЫЙ ОТДЕЛ
ПОЗВОНОЧНИКА**

В данной работе проводилось создание и исследование 3D модели шейного отдела позвоночника, а также создание модели при помощи снимков с компьютерной томографии. Подробно изучена анатомия позвоночного столба. Рассчитаны пластические деформации и напряжения на позвонки и межпозвоночные диски. Смоделированы нагрузки, действующие на человека в положении стоя.

THE ABSTRACT

On 32 pages, 24 pictures, 1 table

**3D MODEL OF THE CERVICAL SPINE, CT SCAN, ANATOMY OF
SPINE, MODELING OF STRESS ON THE CERVICAL SPINE**

In this work, we conducted the creation and study of a 3D model of the cervical spine, as well as the creation of a model using images from computed tomography. The anatomy of the vertebral column was studied in detail. Plastic deformations and stresses on vertebrae and intervertebral discs were calculated. The loads acting on a person in a standing position are modeled.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ.	7
1.1 Анатомия позвоночника.	7
1.2. Строение позвонков и межпозвоночных дисков.....	10
1.3. Нагрузка на позвоночник.....	12
1.4. Последствия больших нагрузок на позвоночник	14
ГЛАВА 2. ОБРАБОТКА ДАННЫХ С КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА	16
2.1. Компьютерная томография.....	16
2.2. Информация о пациенте.....	17
2.3. Создание 3D модели в программе MIMICS MEDICAL 21.0	18
ГЛАВА 3. СОЗДАНИЕ 3D МОДЕЛИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА .	21
3.1. Геометрическая модель.....	21
3.2. Задание параметров материала.....	22
3.3. Построение расчётной сетки	22
3.4. Граничные условия	23
3.5. Результаты	25
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.	29
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ.....	30

ВВЕДЕНИЕ

Проблема здоровья человека очень актуальна в настоящее время. В связи с ухудшением экологической обстановки в мире в 21 веке всё больше прогрессируют такие заболевания, как остеохондроз, ишемическая болезнь сердца, гипертоническая болезнь, сахарный диабет и т.д. С каждым годом увеличивается количество лиц молодого возраста, у которых диагностируются данные заболевания, в то время как раньше они диагностировались только у лиц пожилого возраста. По оценкам Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ), различными заболеваниями опорно-двигательного аппарата во всем мире страдает около 80 % трудоспособного населения в возрасте от 30 до 50 лет. Наиболее часто встречаются заболевания связанные с деформациями позвоночника. В России, по некоторым оценкам, распространенность вертебрологических проблем с конца XX века увеличивается ежегодно примерно на 30 %. Также сильно возросло количество людей, которые страдают от искривлений позвоночника. К ухудшению качества и уменьшению продолжительности жизни человека ведёт изменение функционирования человека, следовательно и изменение биомеханических параметров позвоночника. Одна из наиболее актуальных задач и трудных проблем ортопедии и травматологии современности – это оперативное лечение деформаций позвоночника. Так как меры профилактики деформаций позвоночника и консервативное их лечение или малоэффективны или невозможны, а количество таких деформаций не имеет тенденций к уменьшению. Наряду с этим все больше ортопедов и травматологов устремляют свои усилия на разработку наиболее эффективных способов предотвращения и коррекции деформаций позвоночника. Изучение патологии позвоночника методами моделирования, требует постоянного сопоставления получаемых результатов с нашими представлениями об уже изученных сторонах этой проблемы, а так же подтверждения выявляемых закономерностей или другими экспериментальными методами или на практике. В данное время нестабильность позвоночных отделов является актуальной

медицинской проблемой. Существующие хирургические способы решения этой задачи используют фиксаторы позвоночника. Необходимо отметить, что десятки таких устройств, применяемые на данный момент в хирургии, не прошли апробацию на вычислительных моделях и не отвечают природному распределению сил в позвоночнике. Чтобы лечить или диагностировать людей, не подвергая их риску, целесообразно использовать модели, описывающие позвоночник человека.

Объектом исследования являются положение позвоночника в стоячем положении и нагрузка на шею при наклоне головы, а предметом исследования является шейный отдел позвоночника.

Целью выпускной работы является оценка предпосылок к формированию межпозвоночной грыжи с дальнейшими отклонениями, с помощью моделирования нагрузок на шейный отдел позвоночника.

Задачи выпускной работы:

- Анализ литературы по анатомии, биомеханики и методам исследования позвоночного столба.
- Обработка данных с компьютерного томографа и создание 3D модели.
- Моделирование шейного отдела позвоночника в пакете ANSYS при различных нагрузках.
- Качественная оценка причин формирования предпосылок к патологии шейного отдела позвоночника.

Используемые методы: моделирование шейного отдела позвоночника и дальнейшие расчеты проводились с помощью программного обеспечения Ansys.

ГЛАВА 1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ.

1.1 Анатомия позвоночника.

Основной частью осевого скелета человека является позвоночный столб. Состоит позвоночный столб из позвонков, которые соединены межпозвоночными дисками в соответствии с рисунком 1.1.

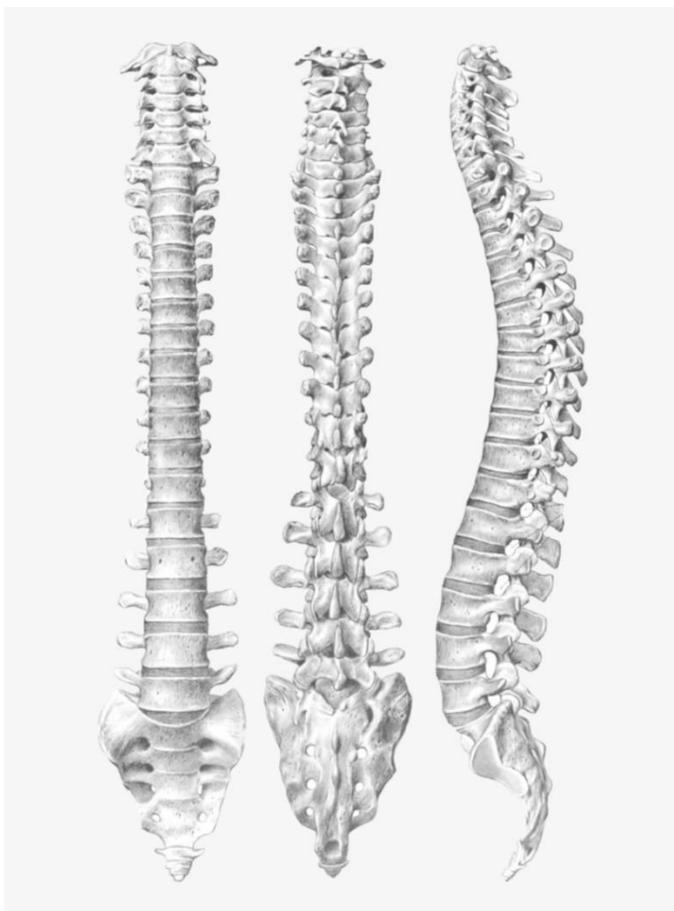


Рисунок 1.1 Позвоночник человека.

Позвоночник выполняет опорную и защитную для спинного мозга функции. Отверстия, образованные невральными дугами позвонков, в совокупности, формируют позвоночный канал, в данном канале располагается спинной мозг.

Позвоночный столб в вертикальном положении создаёт опору для головы, органов брюшной и грудной полости. Сила тяжести, которая действует на позвонки, уменьшается снизу вверх, по этой причине позвонки, образующие позвоночный столб, меньше в верхних отделах и больше в нижних.

Позвоночник состоит из 31-34 позвонков (7 шейных, 12 грудных, 5 поясничных, 5 крестцовых, соединенных в крестец, и 3 - 5 копчиковых), между которыми расположены 23 межпозвоночных диска.

Различают 5 отделов позвоночника (Рис. 1.2):



Рисунок 1.2. Отделы позвоночника.

1. Шейный отдел (7 позвонков, С1—С7);
2. Грудной отдел (12 позвонков, Th1—Th12);
3. Поясничный отдел (5 позвонков, L1—L5);
4. Крестцовый отдел (5 позвонков, S1—S5);
5. Копчиковый отдел (3-5 позвонков, Сх1—Сх3-5) [9, 5]

Благодаря межпозвоночным дискам позвоночный столб может выдерживать большие нагрузки, оставаться прочным, но при этом не терять свою гибкость.

Основные функции межпозвоночных дисков:

- Ограничение движений в позвоночно-двигательных сегментах, а также обеспечение стабильности.
- Сохранение анатомических связей и амортизация позвоночника.
- Диски оказывают сопротивление осевой, изгибающей и вращательной нагрузке.
- Защитная функция нервных структур, которые проходят внутри позвоночного канала и выходят между тел позвонков.

Одна из главных функций межпозвоночных дисков – это амортизация. Механизм амортизации работает следующим образом: во время сжимающего усилия внутри пульпозного ядра (желеобразная масса, одна из составляющих межпозвоночного диска) повышает гидростатическое давление, которое, таким образом рассеивает силы к концевым пластинам (слой гиалинового хряща, расположенного между телом позвонка и межпозвоночным диском), а также к фиброзному кольцу (наружная оболочка диска, которая сохраняет форму диска).

Эластичность и прочность позвоночника также увеличивают изгибы: «внутри», к спине (кифоз) и «наружу», от спины (лордоз). Физиологические изгибы формируются еще во время внутриутробного развития плода, а также в

младенчестве. У новорождённого малыша имеется лишь кифоз в зонах крестца и копчика. Когда младенец начинает держать голову, в зоне шеи формируется изгиб (лордоз). Когда малыш учится сидеть, образуется кифоз в зоне груди. Благодаря постепенному формированию мышечного корсета после достижения ребенком одного года, появляется лордоз в зоне поясницы. [4]

Физиологическими изгибами считаются те, что видны только сбоку. Если же они заметны и сзади, то значит это уже патологические изгибы.

1.2. Строение позвонков и межпозвоночных дисков

Все позвонки, кроме первого и второго имеют общий план строения. Позвонок состоит из тела и дуги. Тело позвонка находится спереди и выполняет опорную функцию. Дуга позвонка соединяется сзади с телом с помощью ножек дуг позвонка. Между телами и дугами располагаются позвоночные отверстия, которые образуют позвоночный канал, где находится спинной мозг. От дуги позвонка отходят отростки: сзади в сагиттальной плоскости остистый отросток, направо и налево от дуги — поперечные отростки, вверх и вниз от дуги — верхние и нижние суставные отростки. Основания суставных отростков ограничены верхними и нижними позвоночными вырезками, которые при соединении соседних позвонков образуют межпозвоночные отверстия. Через эти отверстия проходят кровеносные сосуды и спинномозговые нервы. Общий план строения позвонка изображён на рисунке 1.3.

- 1 — остистый отросток;
- 2 — позвоночное отверстие;
- 3 — нижний суставной отросток;
- 4 — верхний суставной отросток;
- 5 — тело позвонка;
- 6 — поперечный отросток;
- 7 — отверстие поперечного отростка;
- 8 — реберный отросток

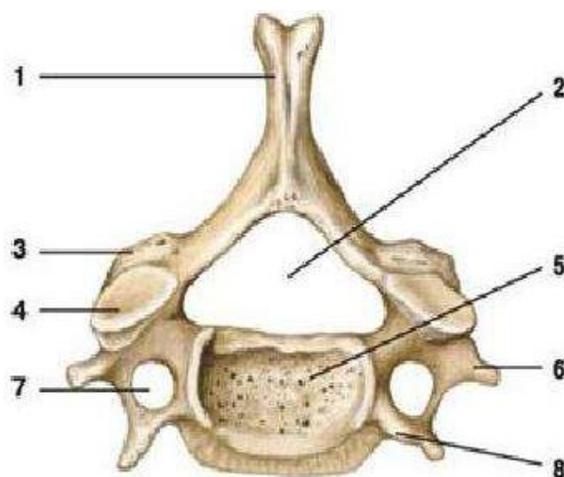


Рисунок 1.3. Строение позвонка

Межпозвоночные диски отличаются по размерам в зависимости от нагрузки на них, уменьшаясь снизу вверх, достигают максимальной высоты 11 мм в поясничном отделе. Диски состоят из студенистого ядра, представляющего собой гелеобразную массу, и окружающего его плотного, волокнистого фиброзного кольца. Сверху и снизу диски покрыты тонким слоем белого волокнистого хряща, он участвует в их питании от сосудов тела позвонка. При нагрузке в 100 кг потеря высоты диском составляет 1,4мм.[1] На рисунке 1.4 представлено строение межпозвоночного диска.

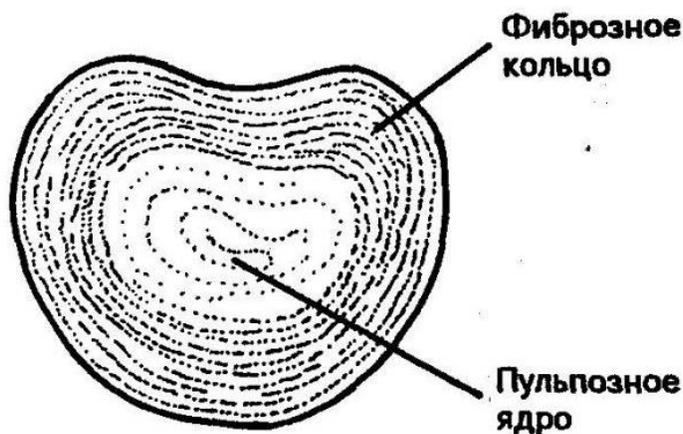


Рисунок 1.4. Строение межпозвоночного диска.

1.3. Нагрузка на позвоночник

С точки зрения биомеханики существует два вида нагрузок на позвоночный столб: статическая (движения нет) и статико-динамическая (при ходьбе, наклонах, беге и т.д.). Статическая нагрузка является постоянной по величине и направлению, создаётся силой веса тела \vec{P} и всегда уравновешена силой тяги мышц антагонистов (две группы мышц одного сустава, которые при сокращении осуществляют тягу в противоположные стороны). Статико-динамическая нагрузка позвоночника всегда переменная по направлению и величине, а также осуществляется в условиях нестабильного равновесия мышечно-весовых параметров тела.

В статическом положении на позвоночник действует сила тяжести отдельных сегментов человеческого тела, расположенных выше тазового сочленения. Уже это создает деформирующую нагрузку на позвонки и межпозвонковые диски и, как известно, может привести к патологии позвоночника при неправильной осанке. Позвонки по экспериментальным данным могут выдерживать нагрузки, которые намного больше собственного веса человека в диапазоне 200 – 800 кг. Но при наклоне головы в разные стороны нагрузка начинает зависеть не только от веса, но и от угла наклона, особенно сильное воздействие это оказывает на позвонки шейного отдела позвоночника. Если предмет, на который человек смотрит, находится на уровне глаз, то нагрузка на позвоночник равна весу головы, но как только предмет опускается ниже, и человек начинает наклонять голову на некоторый угол вперёд, тогда нагрузка на позвонки значительно вырастает (Рис. 1.3.). Такое систематическое увеличение нагрузок может провоцировать боль и патологии в шейном отделе.

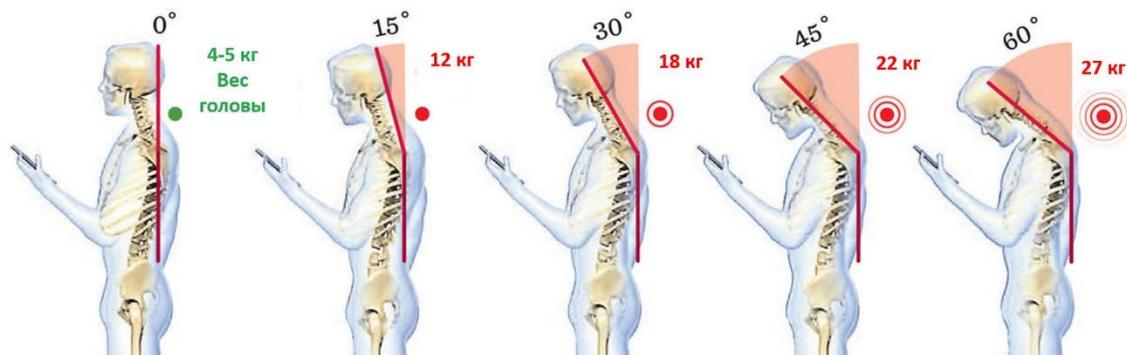


Рисунок 1.3. Нагрузка на позвоночник в зависимости от наклона головы

Максимальная нагрузка на позвоночный столб возникает в положении сидя и наклонившись вперед. В такой ситуации позвонки сближаются и начинают защемлять межпозвоночные диски, а значит давление на края диска сильно возрастает. В таком положении давление увеличивается в 11 раз. В положении сидя нагрузка возрастает, так как мышцы, которые поддерживают спину, расслабляются, а значит весь вес приходится на позвоночник.

Давление на межпозвоночные диски:

- лежа на спине — 25%
- лежа на боку — 75%
- стоя — 100%
- стоя, с наклоном вперед — 150%
- стоя, с наклоном вперед, в руках вес — 220%
- сидя — 140%
- сидя с наклоном вперед — 185%
- сидя с наклоном вперед, в руках вес — 275%

1.4. Последствия больших нагрузок на позвоночник

Одна из самых распространённых проблем, связанных с позвоночником это грыжа межпозвоночного диска. Последствием грыжи может стать стеноз позвоночного канала, что сильно понижает качество жизни человека.

Грыжа межпозвоночного диска — это выпячивание (экструзия) ядра межпозвоночного диска в позвоночный канал в результате нарушения целостности фиброзного кольца (рис 1.4). [7]

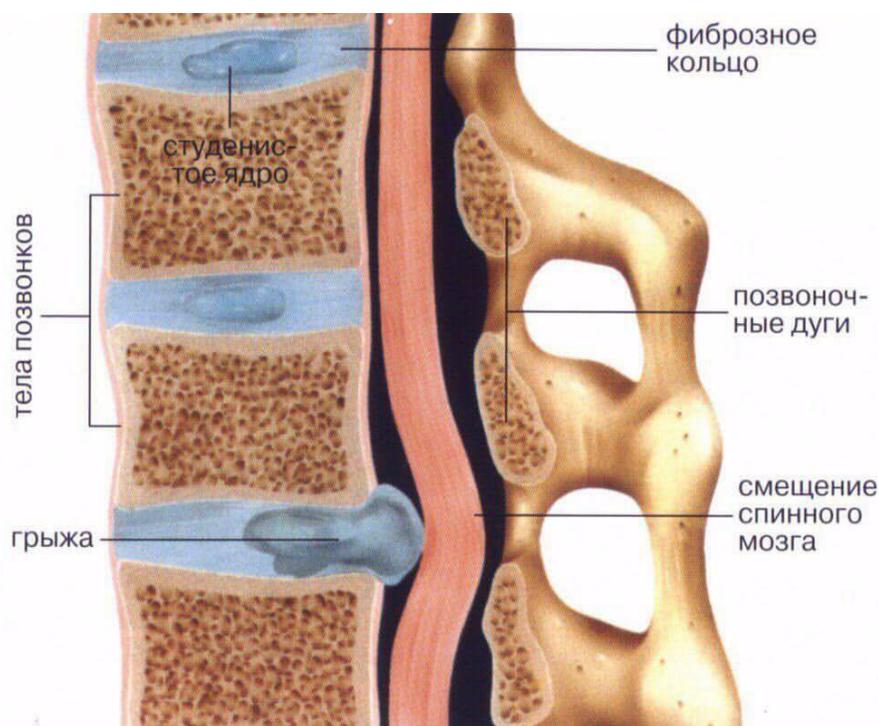


Рисунок 1.4. Грыжа межпозвоночного диска

Стеноз позвоночного канала - это состояние, когда размеры позвоночного канала на поперечном срезе уменьшаются, либо уменьшаются размеры межпозвоночных отверстий, в результате чего сдавливается содержимое (рис 1.5).

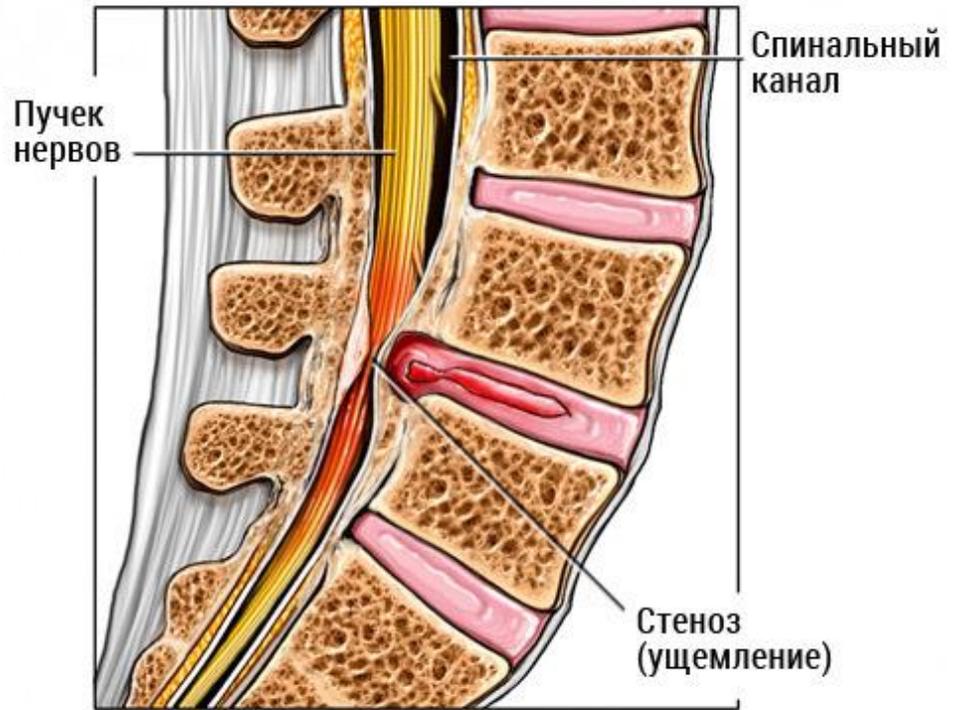


Рисунок 1.5. Стеноз позвоночного канала

ГЛАВА 2. ОБРАБОТКА ДАННЫХ С КОМПЬЮТЕРНОГО ТОМОГРАФА

2.1. Компьютерная томография

В настоящее время компьютерная томография считается достаточно доступным, простым и повсеместно используемым диагностическим методом. Рассмотрим принцип работы компьютерного томографа. Компьютерная томография основывается на рентгеновском излучении. Рентгеновское излучение - это один из видов электромагнитного излучения, которое способно проходить через непрозрачные для обычного света среды, в том числе через тело человека. Вокруг тела человека вращается излучатель рентгеновских лучей (рентген-трубка), после того как они проходят через тело человека, детекторы их регистрируют. Далее информация с датчиков поступает на компьютер, где полученные данные обрабатываются. По итогу обработки мы получаем плоское изображение поперечного сечения тела на его всех возможных уровнях, которые называются «срезами» (рисунок 2.1).



Рисунок 2.1. КТ снимок шейного отдела позвоночника

С помощью данного метода можно диагностировать различные искривления и патологии, но он не позволяет посчитать нагрузки и силу, возникающие в межпозвоночных дисках.

2.2. Информация о пациенте

В качестве исследуемого пациента рассматривается женщина 64 лет. На протяжении 10 лет женщина жаловалась на боли в шейном отделе позвоночника. В результате проведения КТ выяснилось, что причиной боли является межпозвоночная грыжа диска С5 - С6 со стенозом позвоночного канала. Для устранения данной проблемы была проведена операция: фиксация боковой массы позвонков С5, С6. Фиксация боковой массы позвонков - хирургическая операция, для стабилизации позвонков при помощи имплантов (транспедикулярных винтов). Благодаря установке данных винтов позвоночник получает опору и надежно фиксируется (Рис 2.2).



Рисунок 2.2. Фиксация позвоночника

2.3. Создание 3D модели в программе MIMICS MEDICAL 21.0

Для создания модели позвоночника из КТ необходимо выделить только позвоночный столб с помощью различных фильтров в программном обеспечении Mimics Medical 21.0 путём обработки файлов DICOM. После чего стояла задача преобразовать результат, который получится, в модель. Так как на КТ есть различные помехи необходимо выделить позвоночник и убрать их. Для этого можно использовать функцию Region Growing из раздела Segment. На рисунке 2.4 изображён результат применения данной функции.

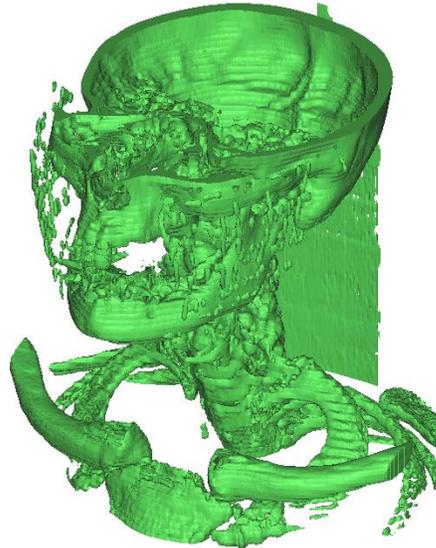


Рисунок 2.3. Модель до обработки

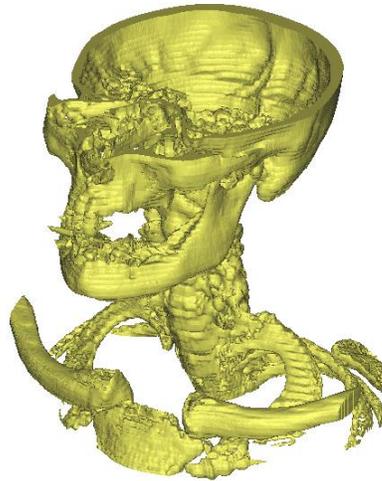


Рисунок 2.4. Модель без помех

Поскольку на КТ виден не только позвоночник, но и часть черепа с ключицами, то необходимо убрать всё, кроме позвоночного столба. Отделять ненужные части будем с помощью функции Split masks (Рис 2.5).

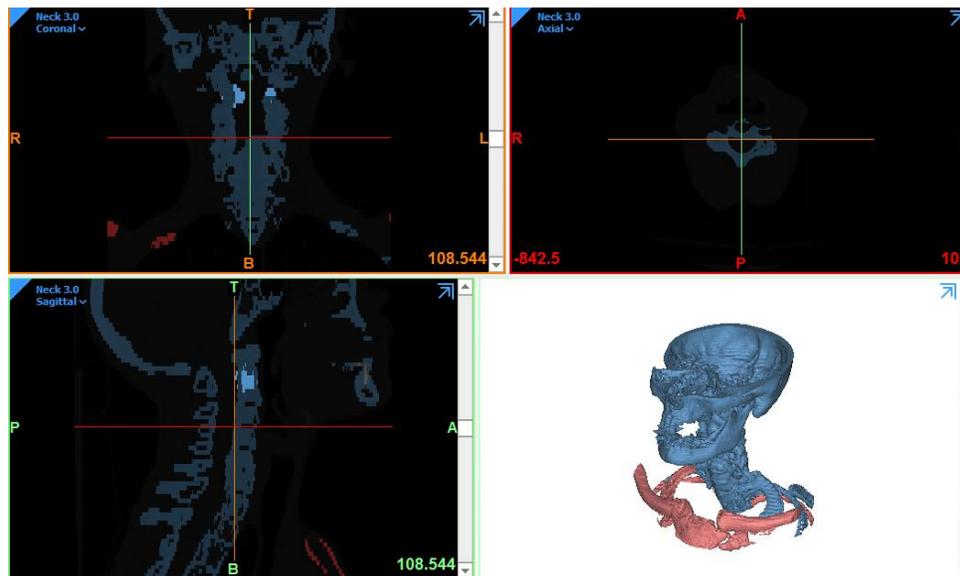


Рисунок 2.5. Разделение ключиц и модели

Таким же образом поступаем с черепом, после чего улучшаем чёткость нашей модели с помощью раздела Edit mask, в нём мы будем использовать 3 функции:

1. Paint – функция, позволяющая дорисовать некоторый участок модели
2. Threshold – функция, которая позволяет настраивать контраст и выделять необходимые ткани на снимках
3. Erase – функция, позволяющая стирать лишние участки модели

На рисунке 2.5 представлен итоговая модель, которая была обработана всеми вышеперечисленными способами.

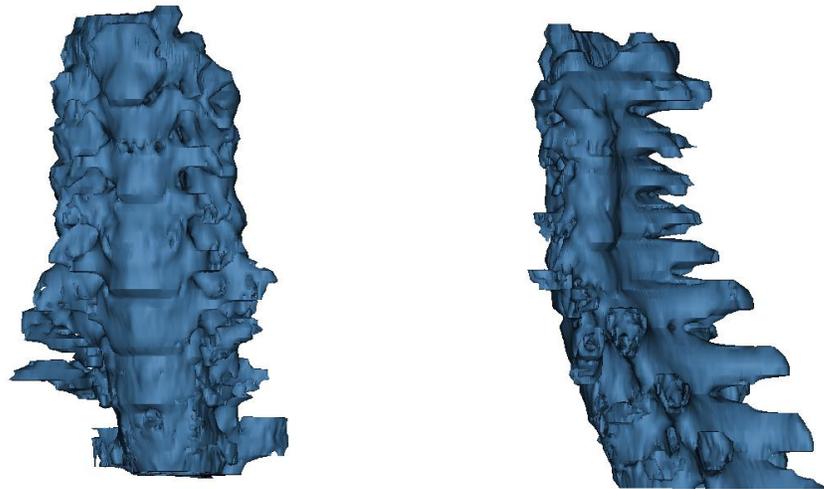


Рисунок 2.6 Отредактированная модель шейного отдела позвоночника

ГЛАВА 3. СОЗДАНИЕ 3D МОДЕЛИ ШЕЙНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

3.1. Геометрическая модель

Для моделирования в конечно-элементном пакете Ansys необходимо построение расчётной модели. Геометрическую модель шейного отдела можно получить тремя способами: смоделировать вручную позвоночный столб по анатомическим атласам, используя Ansys Space Claim, воспользоваться компьютерной томографией пациента и создать индивидуальную 3D модель или взять готовые модели позвонков и межпозвоночных дисков и собрать их в единую модель. В данной работе геометрическая модель была выполнена третьим способом. Готовые позвонки C4 – C6 и межпозвоночные диски были объединены в итоговую модель в SpaceClaim (Рис. 3.1).

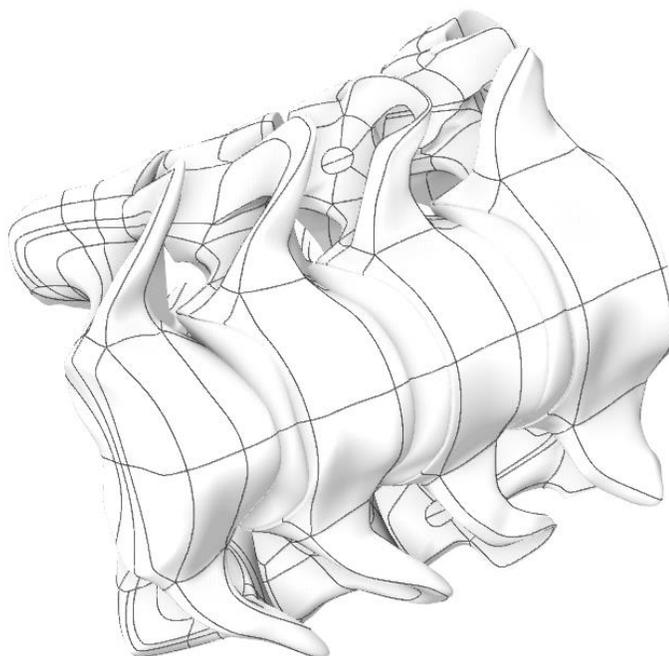


Рисунок 3.1. Геометрическая модель шейного отдела позвоночника

3.2. Задание параметров материала

В данной задаче будем рассматривать модель без распределения плотностей в позвонках и межпозвоночных дисках, то есть материалы будем считать однородными. Параметры материалов представлены в таблице 3.1.[2, 10]

Параметры материалов

Таблица 3.1

Материал	Плотность, кг/м ³	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа
Костная ткань	2020	350	0,3	80	100
Межпозвоночный диск	1090	57	0,4	70	90

3.3. Построение расчётной сетки

Далее для проведения расчётов необходимо построить расчётную сетку, это можно сделать в разделе Mesh. На рисунке 3.2 представлена модель с построенной расчётной сеткой. Параметры сетки: количество элементов – 89608, количество узлов – 440235.

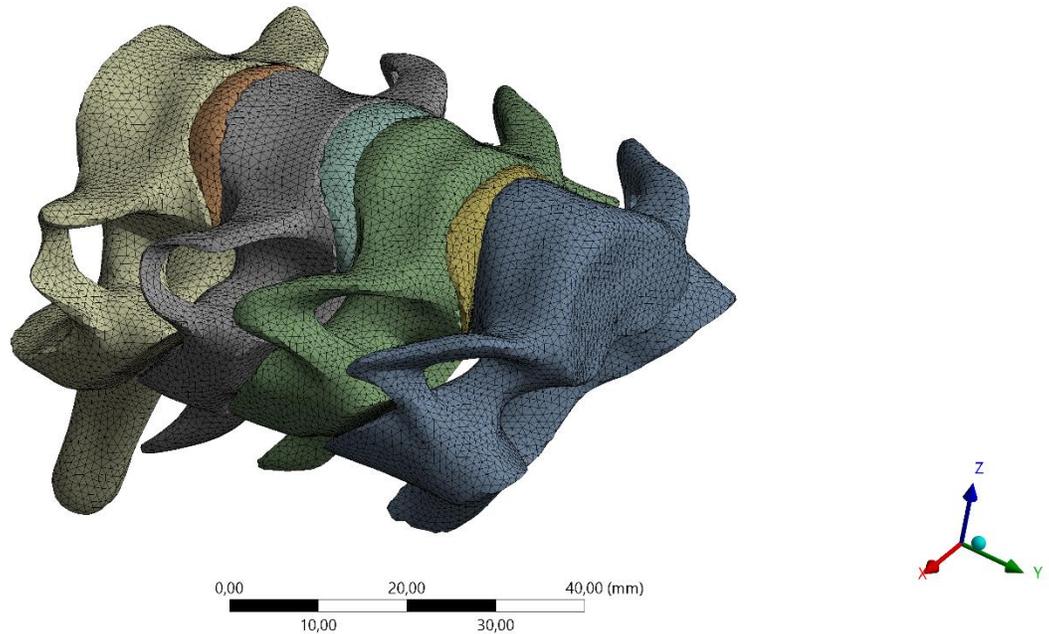


Рисунок 3.2. Расчётная сетка

3.4. Граничные условия

Задаём граничные условия для трёх разных ситуаций:

1. Стоя
2. Стоя, наклонив голову вперёд на 30°
3. Стоя, наклонив голову вперёд на 60°

Во всех трёх случаях на нижнюю грань позвонка задаётся граничное условие – заделка. На верхнюю грань позвонка С4 прикладываем распределённую нагрузку:

1. 50 Н перпендикулярно к грани
2. 180 Н под углом 30°
3. 270 Н под углом 60° [3]

На рисунках 3.3 – 3.5 проиллюстрированы граничные условия для каждого из случаев.

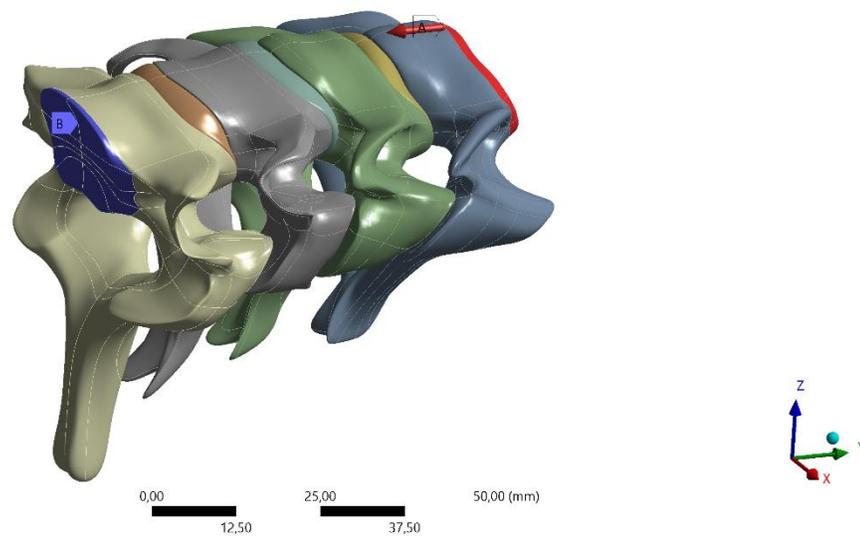


Рисунок 3.3. Граничные условия для положения стоя

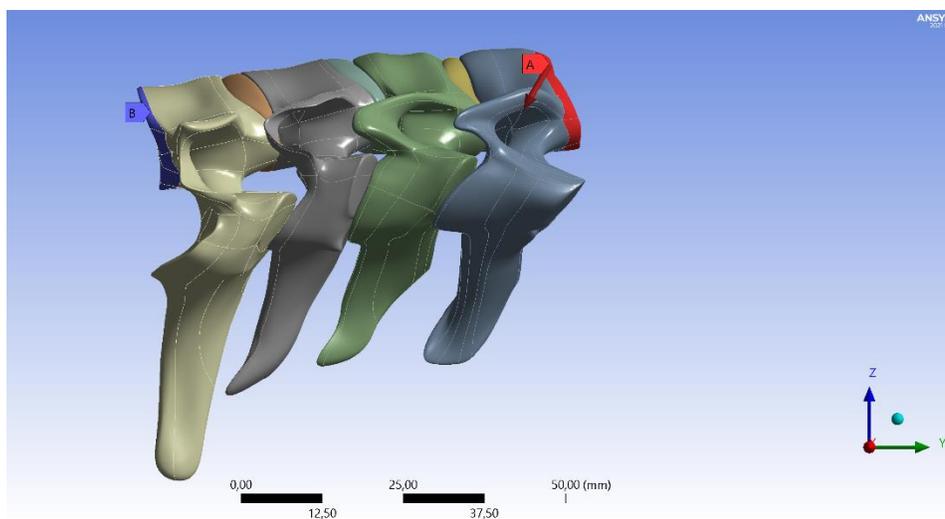


Рисунок 3.4. Граничные условия для положения стоя, наклонив голову вперёд на 30°

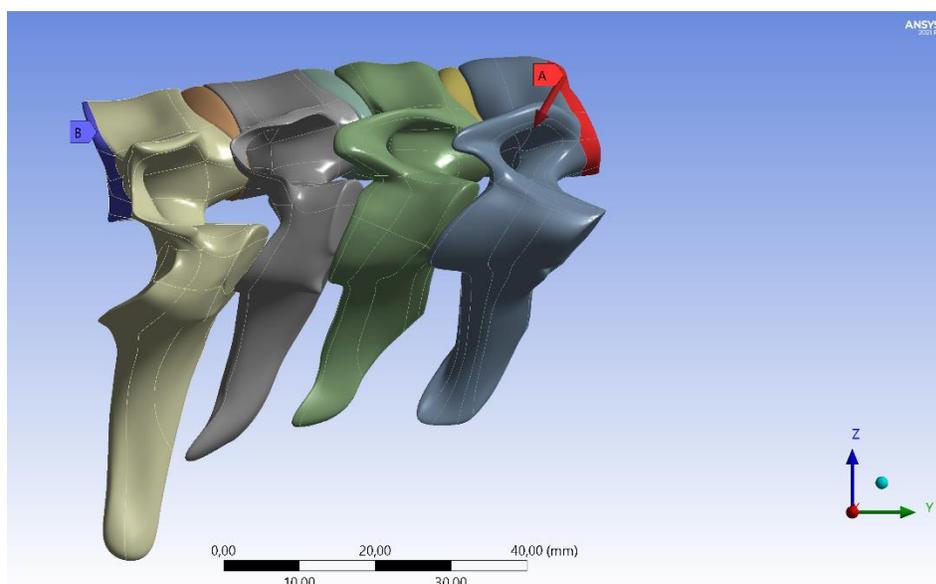


Рисунок 3.4. Граничные условия для положения стоя, наклонив голову вперёд на 60°

3.5. Результаты

На рисунках 3.5 – 3.7 представлены распределения деформаций в системе из четырёх позвонков.

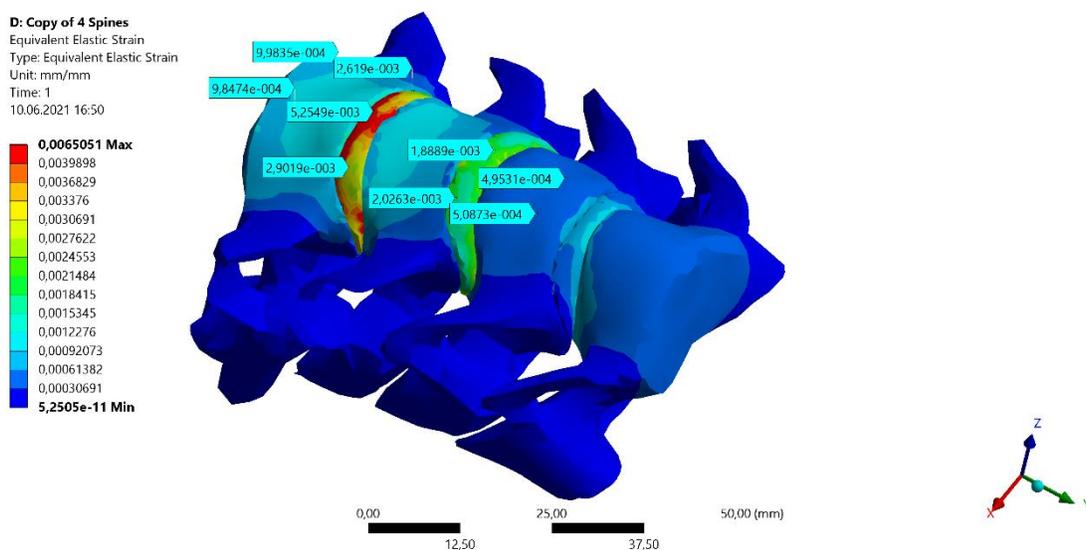


Рисунок 3.5. Распределение деформаций для положения стоя

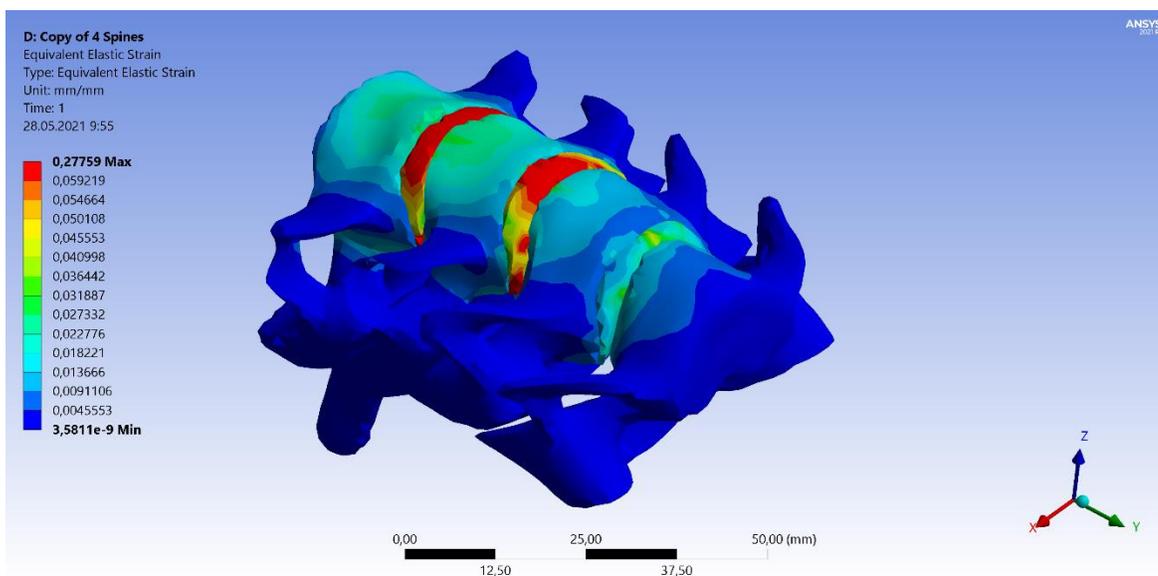


Рисунок 3.6. Распределение деформаций для положения стоя, наклонив голову вперёд на 30°

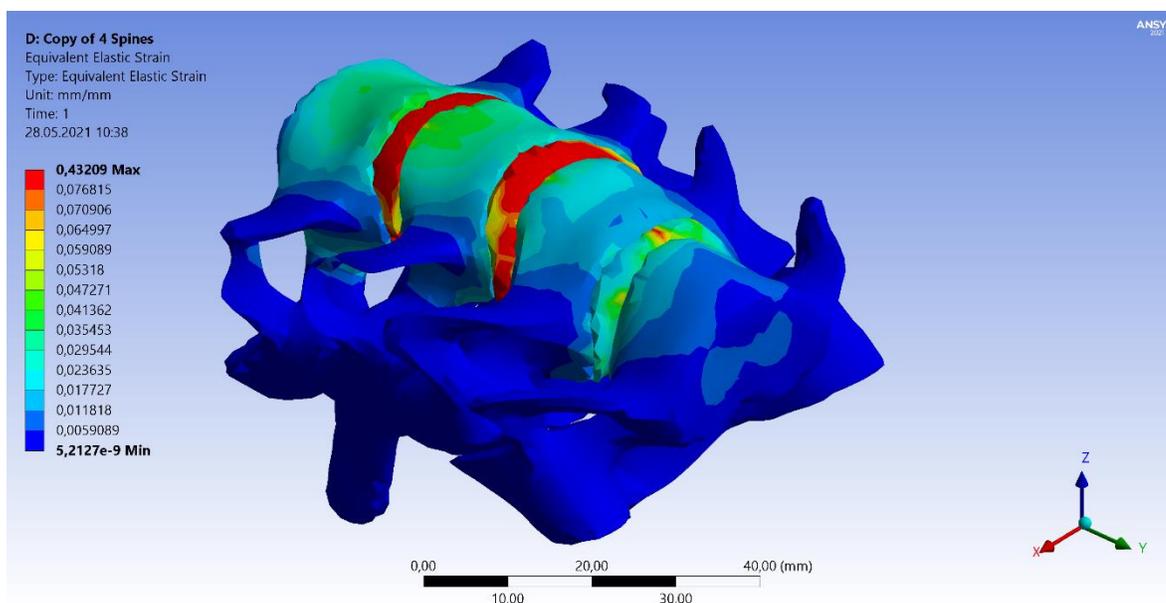


Рисунок 3.7. Распределение деформаций для положения стоя, наклонив голову вперёд на 60°

Видно, что максимальная деформация возникает в межпозвоночных дисках. Также видно, что с увеличением угла наклона головы вперёд максимальное значение деформации увеличивается:

- для 0° - максимальная деформация составляет 0,0065,

- для 30° - максимальная деформация составляет 0,2776,
- для 60° - максимальная деформация составляет 0,4321.

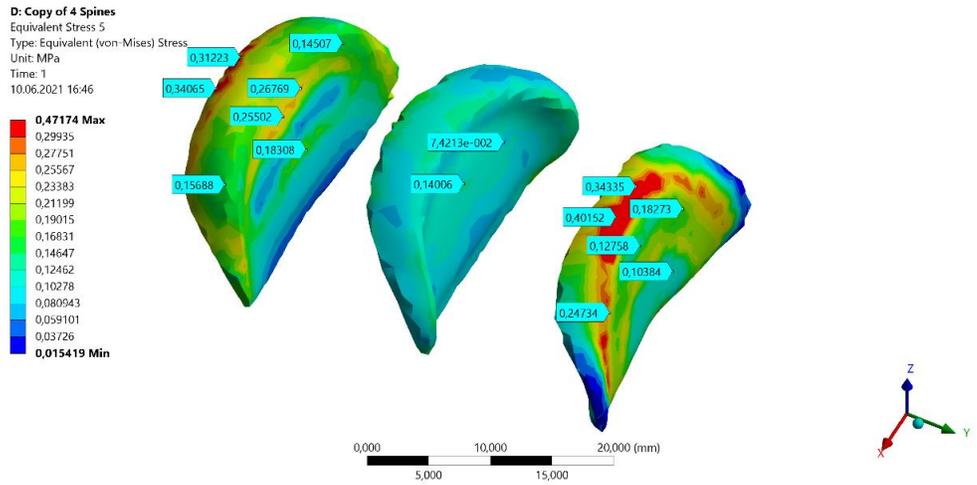


Рисунок 3.8. Напряжения в межпозвоночных дисках для положения стоя

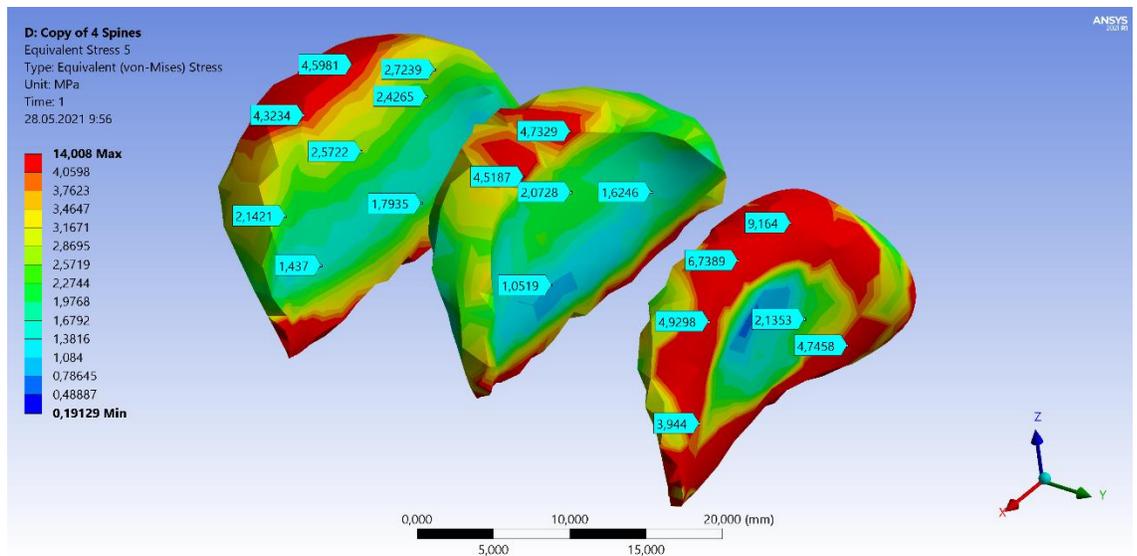


Рисунок 3.9. Напряжения в межпозвоночных дисках для положения стоя, наклонив голову вперед на 30°

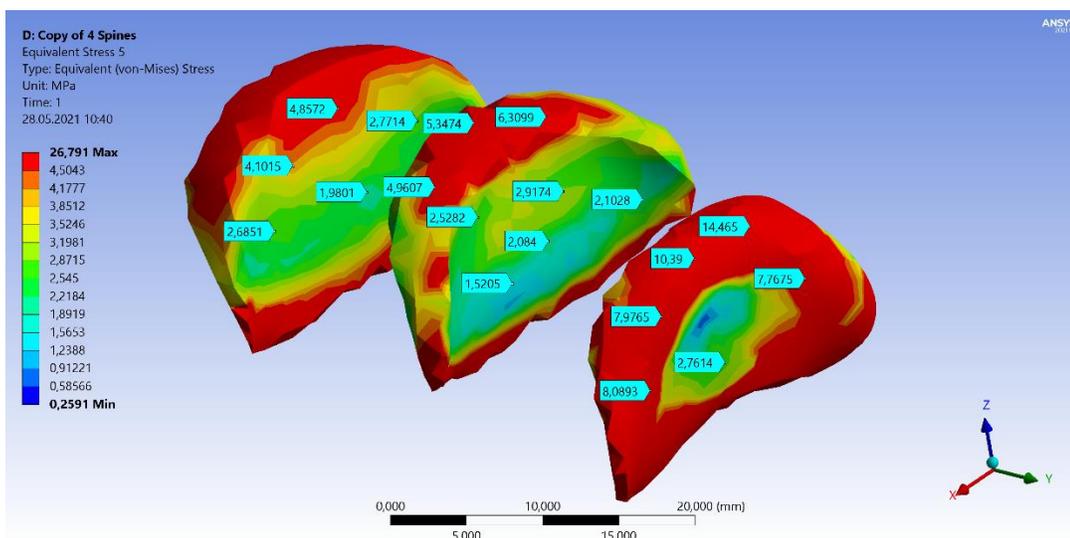


Рисунок 3.10. Напряжения в межпозвоночных дисках для положения стоя, наклонив голову вперёд на 60°

С увеличением угла также увеличиваются и напряжения в межпозвоночных дисках:

- для 0° - максимальное напряжение составляет 0,5 МПа,
- для 30° - максимальное напряжение составляет 14 МПа,
- для 60° - максимальное напряжение составляет 27 МПа.

Максимальные напряжения возникают в тех областях межпозвоночного диска, где чаще всего происходит разрыв фиброзного кольца.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ.

В результате данной работы были созданы 3D модели шейного отдела позвоночника различными методами: с использованием КТ снимка и с помощью готовой геометрии в пакете ANSYS. В рамках данного дипломного проекта были реализованы следующие результаты:

- Был проведён анализ литературы по анатомии, биомеханики, методам исследования позвоночного столба. Также были изучены такие патологии, как грыжа межпозвоночного диска и стеноз позвоночного канала.
- Был реализован и отработан способ обработки данных с компьютерного томографа в 3D модель, которую в дальнейшем определённо возможно использовать для печати на 3D принтере и для наглядного изучения позвоночного столба конкретного пациента или использовать при расчетах в программных системах для моделирования операций по устранению патологий.
- Из позвонков и межпозвоночных дисков была построена геометрическая модель шейного отдела позвоночника. Все моделирование проводилось в программе ANSYS, в которой была «собрана» модель из простейших элементов и заданы граничные условия, а также соединения между позвонками. С помощью нее были определены перемещения и деформации, которые возникают в позвонках и межпозвоночных дисках под воздействием нагрузки. Было смоделировано 3 задачи:
 1. Шейный отдел позвоночника в положении стоя
 2. Шейный отдел позвоночника в положение стоя, наклонив голову вперед на 30°
 3. Шейный отдел позвоночника в положение стоя, наклонив голову вперед на 60° .
- Были получены результаты в виде рисунков, на которых видно, что

максимальные напряжения возникают в межпозвоночных дисках, что способствует повреждению фиброзного кольца, а как следствие появлению межпозвоночных грыж.

Данный способ моделирования позволяет проводить расчеты на индивидуальных моделях, взятых с реальных пациентов по данным обследования с компьютерного томографа.

Но стоит отметить, что это были упрощенные модели позвоночника и некоторые контакты и распределения плотностей были не учтены, поэтому в дальнейшем в рамках данного проекта планируется моделирование реального позвоночника, а также операций, которые проводятся для устранения патологий позвоночного столба.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аникин Ю. М., Колесников Л.Л. Построение и свойства костных структур.- М.: ММСИ, 1993.-18с.
2. Баландин В.П., Туктамышев В.С. MASTER'S JOURNAL (2015)
3. Басов К.А. – «Ansys. Справочник пользователя.» Москва (2005)
4. Батуев В.М. Физиология плода и детей.- М.: Наука, 1988.-641с.
5. Борзяк М.К., Волкова А.С., Добровольская Т.М. Анатомия человека.- М.: Наука, 1993.- 546с.
6. Жарнов А.М., Жарнова О.А. Биомеханические процессы в межпозвонковом диске шейного отдела позвоночника при его движении // Российский журнал биомеханики. – 2013 – Т. 17 – С. 32–40.
7. Луппо М.К. Медицинская энциклопедия.- М.: Крон-Пресс, 1999.-969с.
8. Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию.- М.: Медицина, 1985.- 315с
9. Сапин М.Р., Билич Г.Л. Анатомия человека.– М.: Наука, 1998.-230с
10. Хорошев Д.В., Ильялов О.Р. Российский журнал биомеханики (2019)
11. Elastic, permeability and swelling properties of human intervertebral disc tissues: a benchmark for tissue engineering / D.H. Cortes, N.T. Jacobs, J.F. DeLucca, D.M. Elliott // Journal of Biomechanics. – 2014 – Vol. 47 – P. 2088–2094.
12. Dietrich, Kedzior and Zagrajek, A. A biomechanical model of the human spinal system. Journal of Engineering Medicine 1991; 205: 19-26.
- 13.Grilli S.,L., Acar, B.S., "A Critical Review of Mathematical Models of Human Spine" Recently submitted to Journal of Engineering in Medicine, 1997.
14. Substructuring and poroelastic modelling of the intervertebral disc / P. Swider, A. Pédrone, D. Ambard, F. Accadbled, J. Sales de Gauzy // Journal of Biomechanics. – 2010 – Vol. 43 – P. 1287–1291.

15. White A.A., Panjabi M. Clinical Biomechanics of the Spine. 1978.- 536p.