

Автономная некоммерческая
образовательная организация высшего образования
«НАУЧНО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «СИРИУС»

Научный центр информационных технологий и искусственного интеллекта
направление «Математическое моделирование в биомедицине и геофизике»

К ЗАЩИТЕ ДОПУСТИТЬ
Руководитель направления
«Математическое моделирование в
биомедицине и геофизике»
к.т.н., д.э.н.
_____ М.В. Ширяев
«___» _____ 2025 г.

**«ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ПОВРЕЖДЕНИЙ МЕНИСКА НА
ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА»**

Магистерская диссертация
по направлению подготовки 01.04.02 «Прикладная математика и
информатика»,
направленность (профиль) «Математическое моделирование процессов и
материалов»

Студент гр. М01ММ-23
_____ А.И. Тягунова
«___» _____ 2025 г.

Руководитель
Доцент направления
«Математическое моделирование в
биомедицине и геофизике»
к. ф.-м. н.,
_____ В. Ю. Саламатова
«___» _____ 2025 г.

Федеральная территория «Сириус» - 2025 г.

Автономная некоммерческая
образовательная организация высшего образования
«НАУЧНО-ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ «СИРИУС»

Научный центр информационных технологий и искусственного интеллекта
направление «Математическое моделирование в биомедицине и геофизике»

УТВЕРДИТЬ

Руководитель направления
«Математическое моделирование в
биомедицине и геофизике»

К.Т.Н., Д.Э.Н.

_____ М.В. Ширяев

«___» _____ 2025 г.

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ

на выполнение магистерской диссертации
по направлению подготовки 01.04.02 «Прикладная математика и
информатика»,
направленность (профиль) «Математическое моделирование процессов и
материалов»

Тягунова Александра Игоревна

1. Тема: «Исследование влияния повреждений мениска на функционирование коленного сустава».
2. Цель: создание и валидация биомеханической модели коленного сустава в физиологической норме с использованием персонализированных геометрий костей пациента и исследование влияния процедуры резекции мениска на суставные поверхности.
3. Задачи:
 - построение персонализированной биомеханической модели коленного сустава пациента;
 - проведение экспериментов по расчету распределению контактных сил между сегментами менисков и мышечков бедренной кости, возникающих

при полном пассивном сгибании коленного сустава в физиологической норме и при наличии полного мениска и его резекции;

- анализ полученных данных при помощи построения графиков зависимости нагрузки на сегменты мениска от времени.

4. Рабочий график (план) выполнения магистерской диссертации:

№	Перечень заданий	Сроки выполнения
1.	Написание литературного обзора	18.02.2025 – 10.03.2025
2.	Изложение материалов и методов	11.03.2025 – 3.05.2025
3.	Представление полученных результатов	4.05.2025 – 03.06.2025

Дата выдачи: «18» февраля 2025 г.

Руководитель:

_____ В. Ю. Саламатова

Задание принял к исполнению:

Студент группы М01ММ-23

_____ А. И. Тягунова

«18» февраля 2025 г.

Реферат

Выпускная квалификационная работа, 66 страниц, 54 рисунка, 17 источников.

БИОМЕХАНИКА, БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ, ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНЫЙ АППАРАТ, КОЛЕННЫЙ СУСТАВ, РАСПРЕДЕЛЕНИЕ НАГРУЗКИ, МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ.

Объектом исследования является расчет нагрузки на суставные поверхности коленного сустава. Эта работа включает моделирование пассивного сгибания коленного сустава, расчет давления на суставные поверхности при физиологической норме и частичной резекции менисков, а так же анализ полученных данных.

Цель работы: создание и валидация биомеханической модели пациента с коленным суставом в физиологической норме с использованием персонализированных геометрий костей пациента и исследование влияния процедуры резекции мениска на суставные поверхности.

В данной работе была построена персонализированная биомеханическая модель коленного сустава, проведены эксперименты по расчету распределения контактных сил между сегментами менисков и мыщелками бедренной кости, возникающих при полном пассивном сгибании коленного сустава в физиологической норме и при резекции менисков, проанализированы полученные данные при помощи построения графиков зависимости нагрузки на сегменты мениска от времени.

The Abstract

Final qualifying work, 66 pages, 54 figures, 17 references.

BIOMECHANICS, BIOMECHANICAL MODELS,
MUSCULOSKELETAL SYSTEM, KNEE JOINT, LOAD DISTRIBUTION,
MATHEMATICAL MODELING.

The object of the research is the calculation of the load on the meniscus of the knee joint. This work includes the modeling of passive flexion of the knee joint, the calculation of pressure on the meniscus under physiological conditions and after partial meniscectomy, and the analysis of the obtained data.

Goal of the work: To create and validate a biomechanical model of the physiological norm using patient-specific geometries and to investigate the effect of meniscus resection on the articular surfaces.

In this work, a personalized biomechanical model of the knee joint was successfully developed, experiments were conducted to calculate the distribution of contact forces between segments of the meniscus and the femoral condyles occurring during full passive flexion of the knee joint in both the physiological norm and after resection, the obtained data were analyzed by constructing graphs of the load on meniscus segments over time.

Оглавление

Введение.....	8
1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	11
2 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ	13
2.1 Базовые понятия	13
2.2 Новизна работы	18
2.3 Практическая значимость.....	19
3 ПОСТРОЕНИЕ ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЙ МОДЕЛИ	20
3.1 Сегментация костных структур	20
3.2 Обработка сеток	23
3.3 Костная структура в опенсим	25
3.3.1 Создание модели костных структур и расчет параметров .	25
3.3.2 Физические характеристики модели.....	25
3.3.3 Процесс расчета параметров в MeshLab.....	25
3.4 Создание суставов в модели костных структур.....	27
3.5 Контактные поверхности	29
3.5.1 Контактные поверхности в модели	29
3.5.2 Создание сеток контактных поверхностей.....	30
3.5.3 Создание надстройки для замкнутой поверхности	31
3.5.4 Добавление контактных поверхностей в модель.....	32
3.6 Связочный аппарат и мышечная структура модели.....	33
3.6.1 Связки	33
3.6.2 Мышца	35
3.7 Ограничивающие тела в модели коленного сустава	37
3.7.1 Ограничивающие тела в данной модели.....	37
3.7.2 Создание ограничивающих тел в коде модели	38
3.7.3 Выбор параметров и точность позиционирования	38

3.7.4	Коррекция ограничивающих объемов.....	39
4	МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА.....	40
4.1	Forward Dynamics в OpenSim.....	40
4.2	Основные элементы математической модели в OpenSim.....	41
4.3	ForceReporter в OpenSim.....	41
4.4	Обработка данных о распределении контактных сил.....	42
5	ПРОВЕДЕННЫЕ ЭКСПЕРИМЕНТЫ.....	43
6	АНАЛИЗ ДАННЫХ.....	45
6.1	Нагрузка на мениски.....	45
6.2	Нагрузка на большеберцовую кость	52
6.3	Нагрузка на бедренную кость	55
	Заключение	64
	Список использованных источников	65

Введение

Коленный сустав (*articulatio genus*) имеет сложную структуру, является самым крупным суставом в организме человека, а также, он является крайне уязвимым суставом, который легко и часто травмируется. На коленный сустав приходится около 95% нагрузки при выполнении таких движений как ходьба, бег. Поскольку коленный сустав отвечает за устойчивость и обеспечивает подвижность, он является одним из важнейших суставов в анатомии человека.

Костная структура коленного сустава представлена в виде бедренной, большеберцовой костей и надколенника. Помимо этого, в него включены такие стабилизирующие структуры как; крестообразные связки, мениски, коллатеральные связки, подколенные связки [1] [2].

Мениски – это изогнутые хрящевые структуры фиброзного типа, встроенные между суставными поверхностями бедренной и большеберцовой костей внутри коленного сустава. Они состоят из переднего рога, тела и заднего рога мениска. Их анатомическое положение и форма обеспечивают равномерное распределение давления, амортизацию при движении и способствуют устойчивости сустава в процессе нагрузки. В коленном суставе находятся два мениска: латеральный (внешний) и медиальный (внутренний) [3].

Мениски являются крайне важным структурным элементом коленного сустава. Из-за большой нагрузки, приходящейся на них, они являются одними из наиболее часто повреждаемых структур данного сустава. Травмы мениска, такие как частичные и полные разрывы, могут возникать при падениях, неудачных прыжках и других активных действиях. Также, в процессе жизни мениски изнашиваются, появляются дегенеративные изменения.

Разрывы мениска принято делить на вертикальные, радиальные, горизонтальные, косые и комплексные. Такие повреждения сопровождаются острой болью, ограничением подвижности, появлением щелчков при движении, ощущением «заклинивания» сустава и воспалением [5].

Диагностика данных травм основывается на клиническом осмотре, рентгенографии, МРТ и КТ, также в некоторых случаях применяется артроскопия (малоинвазивный хирургический метод обследования).

Лечение разрывов мениска зависит от его локализации, характера и степени повреждения. Возможно как консервативное, так и хирургическое лечение.

Консервативное лечение применяется при неосложнённых дегенеративных изменениях и включает покой, физиотерапию, противовоспалительную терапию. Хирургическое лечение может включать:

- частичная менискэктомия — предполагает иссечение только повреждённого фрагмента мениска при обязательном сохранении его жизнеспособной и функционально значимой части, недостатком данного метода лечения являются частые повторные обращения пациентов;
- полная менискэктомия — применяется крайне редко ввиду значительного повышения вероятности последующего развития остеоартроза и нестабильности коленного сустава;
- шов мениска (репарация) — наиболее целесообразен у молодых пациентов, особенно при локализации разрыва в области, обеспеченной кровоснабжением;
- трансплантация мениска — рассматривается как вариант у физически активных пациентов молодого возраста после тотальной менискэктомии, при условии отсутствия выраженных дегенеративных изменений в суставе [5].

Таким образом, мениски играют ключевую роль в обеспечении биомеханической стабильности коленного сустава. Их повреждение значительно влияет на функцию сустава и качество жизни пациента. Современные подходы к диагностике и лечению менисковых травм направлены на максимальное сохранение или восстановление структуры мениска, что способствует долгосрочному поддержанию суставной функции и профилактике дегенеративных изменений.

Целью работы является создание и валидация биомеханической модели

коленного сустава в физиологической норме с использованием персонализированных геометрий пациента и исследование влияния процедуры резекции мениска на суставные поверхности.

Биомеханическая модель была построена при помощи открытой платформы для создания многопользовательских трехмерных виртуальных моделей OpenSim [7]. В ходе разработки способа математического моделирования распределения нагрузки на мениски при полном сгибании колена и частичной резекции, необходимо решить следующие задачи:

- построение персонализированной биомеханической модели коленного сустава пациента;
- проведение экспериментов по расчету распределению контактных сил между сегментами менисков и мыщелками бедренной кости, возникающих при полном пассивном сгибании коленного сустава в физиологической норме и при резекции менисков;
- анализ полученных данных при помощи построения графиков зависимости нагрузки на сегменты мениска от времени.

Значимость данной работы заключается в потенциальном вкладе в оценке функциональности фрагментов суставных поверхностей коленного сустава, что применимо к улучшению диагностики и хирургическому лечению при травмах мениска.

Введение включает в себя обзор актуальности темы, значимость исследования для медицины и биологии, а также цель данной работы. В первой главе будет представлен подробный обзор литературы. Построение персонализированной модели коленного сустава в физиологической норме описано во третьей главе. Остальные главы посвящены расчету нагрузки на мениски и анализу полученных данных.

1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Исследование биомеханики коленного сустава в последние годы стало приоритетным направлением в области прикладной медицины, ортопедии и биомеханики. Особый интерес вызывает математическое моделирование суставов, что позволяет воспроизвести анатомическую и функциональную структуру сустава, а так же оценить нагрузки между его структурными элементами при различных движениях. Несмотря на проведенные на настоящий момент научные исследования в данной области, на сегодняшний день существует ограниченное количество моделей коленного сустава, способных учитывать индивидуальные особенности анатомии и физиологии человека, а также воспроизводить точную кинематику движений. Это подчёркивает необходимость дальнейшего развития исследований, направленных на создание персонализированных моделей, что поможет получить более точные результаты.

Так, значимым достижением в области биомеханики коленного сустава стало исследование, представленное в 2016 году в статье [8]. В работе описывается биомеханическая модель коленного сустава, реализованная на платформе OpenSim. Важным преимуществом данной модели является её открытый исходный код, позволяющий использовать и модифицировать её в дальнейших научных исследованиях. Тем не менее, у данной модели есть существенный недостаток - отсутствие в модели персонализированных сеток костей. Анатомические структуры сустава, такие как сетки костных структур, были созданы на основе данных разных пациентов. Также, в данной модели использовались упрощенные контактные поверхности на большеберцовой кости, траектория движения надколенника была нереалистична, связочный аппарат был упрощен и такие структуры как мениски не входили в биомеханическую модель. Это накладывает ограничения на возможности использования модели при

расчете контактных взаимодействий, а также отсутствует возможность исследовать воздействие нагрузки на мениски.

В 2024 году описывалось усовершенствование данной модели коленного сустава. В статье [9] была представлена модифицированная версия, включающая шесть дополнительных связок, а также контактные поверхности надколенника (фасетки). Также, важным изменением являлось увеличение степеней свободы суставов, что позволило приблизить биомеханику движения коленного сустава модели к реальному. Несмотря на улучшения данной модели, она не является персонализированной, то есть в ней не учитывается индивидуальность анатомических структур различных пациентов. Мениски в модель добавлены не были.

Для получения более точных биомеханических характеристик, требуется создание персонализированной модели, основанной на индивидуальных данных человека. В рамках данного исследования производится построение модели, где сеточные структуры формируются на основе КТ и МРТ-данных одного пациента, что позволит отразить индивидуальную геометрию костей и таких хрящевых структур как мениски. Эта модель позволяет точнее рассчитать и проанализировать нагрузки, передающиеся от бедренной кости к сегментам латерального и медиального менисков, и исследовать влияния процедуры резекции мениска на изменения давления на них.

Таким образом, персонализированное моделирование в OpenSim и других биомеханических платформах становится важным инструментом не только для научных исследований, но и для разработки индивидуальных терапевтических стратегий в ортопедии и реабилитологии.

2 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

2.1 Базовые понятия

Коленный сустав формируется за счёт взаимодействия трёх костных структур: латерального и медиального мыщелков бедренной кости, верхнего плато большеберцовой кости и надколенника. За счет их взаимодействия, коленный сустав разбивается на тибео-фemorальный (связывающий большеберцовую и бедренную кости) и пателло-фemorальный (связывающий надколенник и бедренную кость). Этот сустав отличается высокой степенью биомеханической сложности и несёт на себе значительную нагрузку, обеспечивая одновременно устойчивость, амортизацию, подвижность нижней конечности при статических и динамических действиях.

Костные структуры:

- **бедренная кость (femur)** – дистальный отдел бедренной кости включает два мыщелка — медиальный и латеральный, разделенные межмыщелковой ямкой. Суставные поверхности мыщелков покрыты гиалиновым хрящом, обеспечивающим гладкость движений;
- **большеберцовая кость (tibia)** – проксимальный отдел большеберцовой кости состоит из медиального и латерального мыщелков, разделенных межмыщелковым возвышением. Суставные поверхности также покрыты хрящом и соответствуют мыщелкам бедренной кости;
- **надколенник (patella)** – крупнейшая сесамовидная кость, расположенная в сухожилии четырехглавой мышцы бедра. Имеет верхушку, направленную дистально, и основание, обращенное проксимально. Суставная поверхность надколенника контактирует с бедренной костью, способствуя эффективной передаче силы от мышцы к кости.



Рисунок 2.1 – Скелет коленного сустава

Суставные поверхности и мениски:

- суставные поверхности покрыты гиалиновым хрящом, снижающим трение;
- мениски - два полулунных хрящевых образования — медиальный и латеральный мениски, расположенные между бедренной и большеберцовой костями. Они выполняют функции амортизации, стабилизации и распределения нагрузки в суставе.

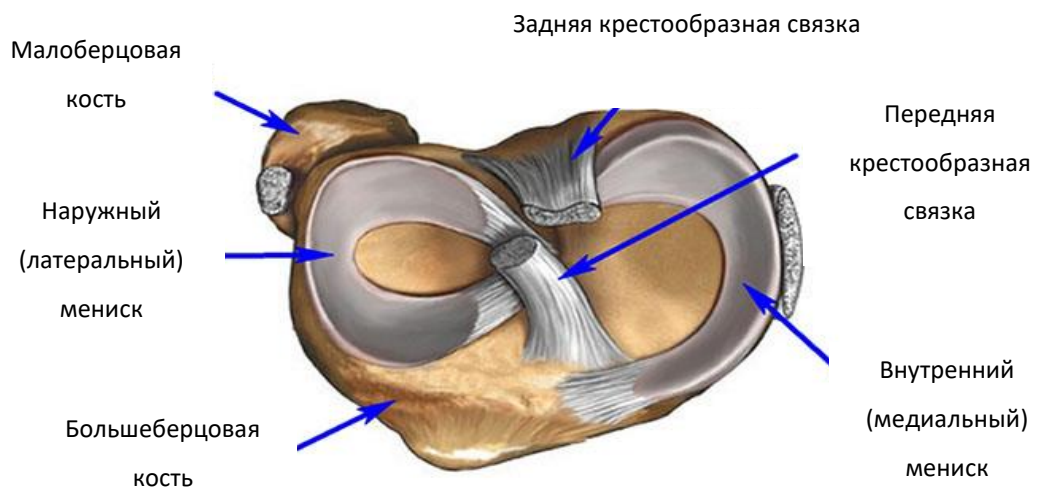


Рисунок 2.2 – Мениски коленного сустава

Связочный аппарат:

1. Передняя крестообразная связка (ACL): препятствует чрезмерному переднему смещению большеберцовой кости относительно бедренной и играет ключевую роль в обеспечении стабильности при ротационных движениях голени.
2. Задняя крестообразная связка (PCL): контролирует движение большеберцовой кости в заднем направлении, предотвращая её смещение кзади под действием нагрузок.
3. Латеральная коллатеральная связка (LCL): соединяет бедренную кость с головкой малоберцовой, ограничивает варусные отклонения и участвует в боковой стабилизации сустава.
4. Подколенно-малоберцовая связка (PFL): обеспечивает сопротивление внутреннему вращению голени, поддерживая латеральную устойчивость.
5. Задние капсульные связки (CAPa, CAPl, CAPo, CAPm): располагаются в заднем отделе капсулы сустава и способствуют ограничению чрезмерных разгибательных и вращательных движений, связывая бедренную и большеберцовую кости.
6. Медиальная коллатеральная связка (MCL: aMCL, iMCL, pMCL): стабилизирует колено при вальгусных нагрузках, препятствуя отклонению голени кнаружи.
7. Медиальные связки (aCM, pCM): представляют собой пучки медиальной связки, ориентированные кпереди и кзади; ограничивают внутреннюю ротацию и способствуют перераспределению механической нагрузки.
8. Пателлобольшеберцовые связки (сРТ, mРТ, lРТ): обеспечивают фиксацию надколенника к большеберцовой кости, стабилизируя его положение во фронтальной плоскости.

9. Медиальные пателлофemorальная и пателлотибальная связки (MPFL_tmp, MPLT_tmp): предотвращают латеральное смещение надколенника, особенно в начальной фазе сгибания.

10. Латеральные ретинакулы (Retinaculum_lat_1–4): участвуют в удержании надколенника в его анатомическом положении, регулируя его движение по вертикальной и горизонтальной осям.

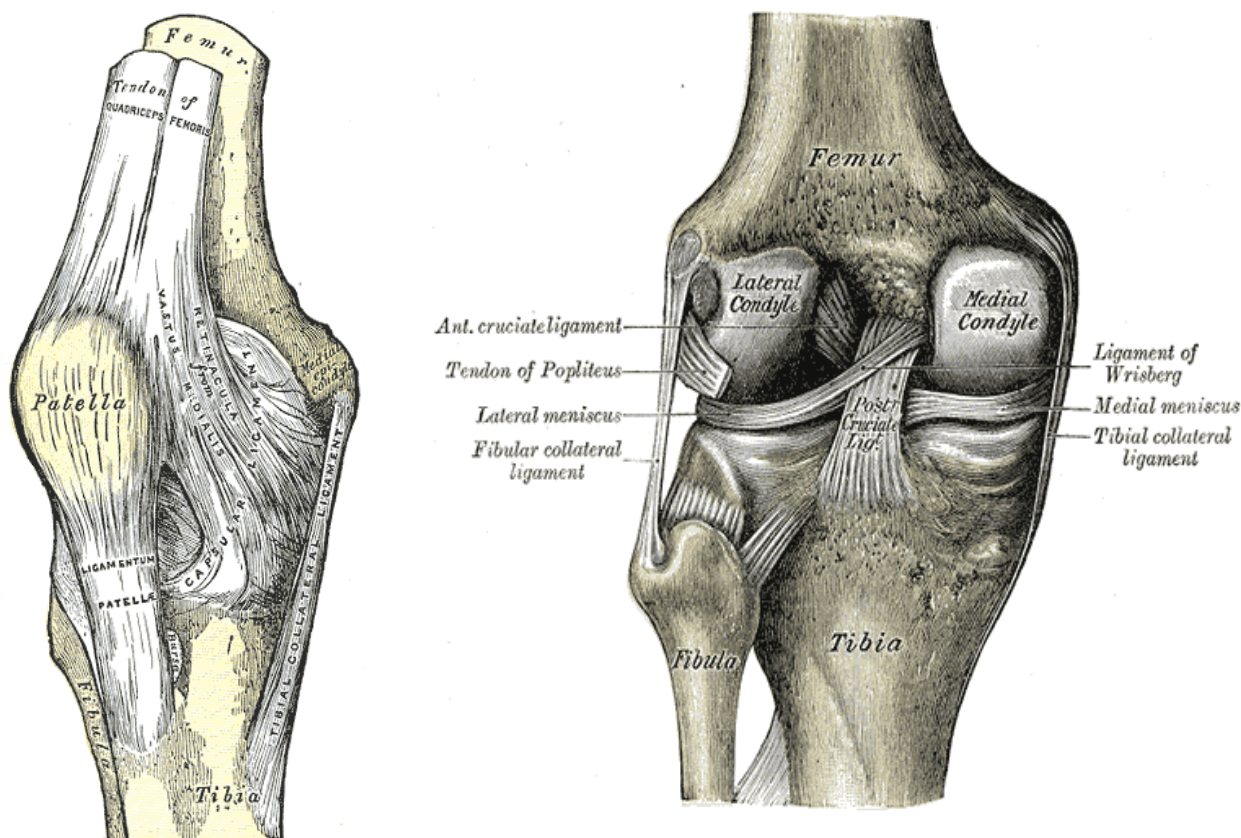


Рисунок 2.3 – Связочный аппарат коленного сустава

Мышечный аппарат:

Четырёхглавая мышца бедра (m. quadriceps femoris):

- прямая мышца бедра (m. rectus femoris) — участвует и в сгибании бедра;
- латеральная широкая мышца (m. vastus lateralis);
- медиальная широкая мышца (m. vastus medialis) — особенно важна для стабилизации надколенника;
- промежуточная широкая мышца (m. vastus intermedius).

Сгибатели коленного сустава (задняя группа бедра):

- полусухожильная мышца (m. semitendinosus);
- полуперепончатая мышца (m. semimembranosus);
- двуглавая мышца бедра (m. biceps femoris);
- длинная и короткая головки.

Все эти мышцы также участвуют во вращении голени при согнутом колене.

Мышцы голени, имеющие точки крепления в коленном суставе:

- икроножная мышца (m. gastrocnemius): Сгибает колено, особенно при опоре на ногу;
- подколенная мышца (m. popliteus): Начинает сгибание и участвует во внутренней ротации голени.

В данной работе наиболее важной является промежуточная широкая мышца бедра, так как она является стабилизатором надколенника.

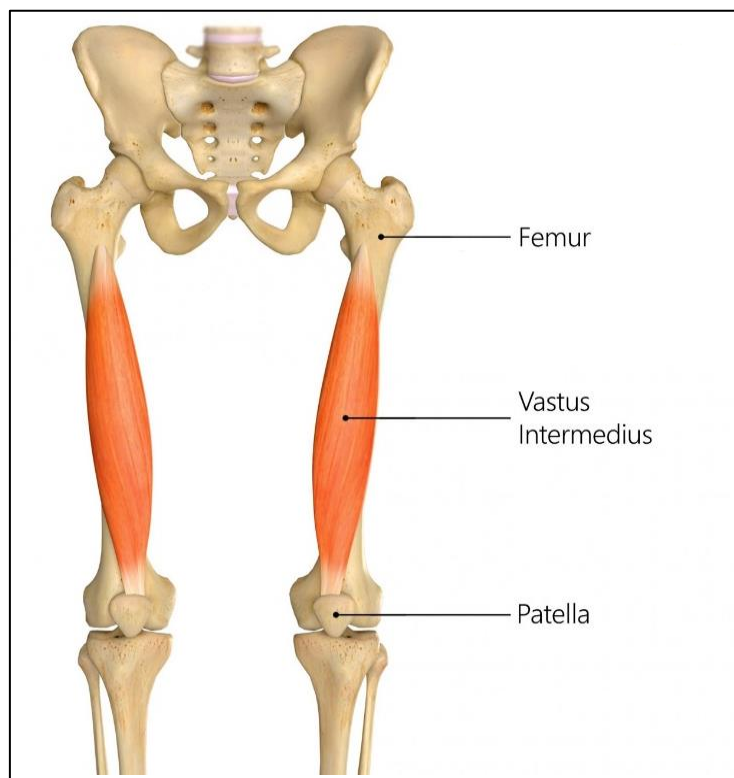


Рисунок 2.4 – Промежуточная широкая мышца бедра

Синовиальная оболочка и суставная жидкость:

- синовиальная оболочка вырабатывает жидкость, обеспечивающую питание хрящей и снижение трения;
- вокруг сустава расположены синовиальные сумки, уменьшающие трение между сухожилиями и костными структурами.

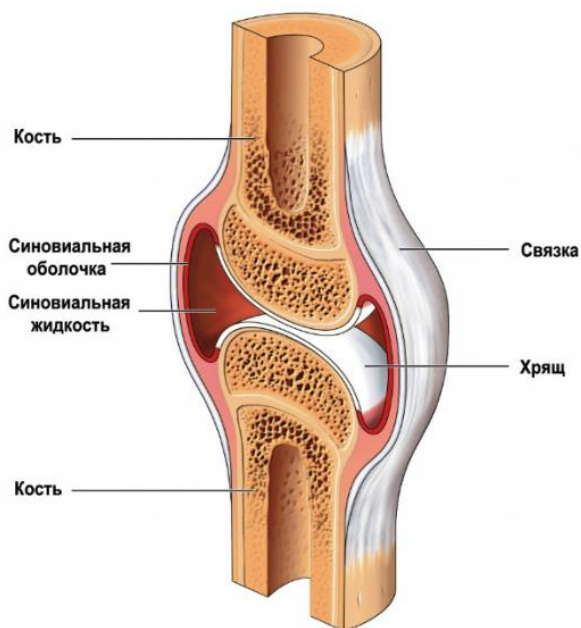


Рисунок 2.5 – Синовиальная оболочка

2.2 Новизна работы

В данной работе будет рассмотрена персонализированная биомеханическая модель коленного сустава в физиологической норме. На данный момент подобной модели не было представлено. Основная новизна заключается в персонализации модели и наличии в ней менисков.

До настоящего времени биомеханические модели коленного сустава были построены на основе базовых геометрий, в них не были учтены индивидуальные анатомические особенности пациента. Также, в большинстве подобных моделей отсутствуют мениски. Исследование по распределению нагрузки на мениски при физиологической норме и резекции на подобных моделях не проводилось.

Персонализация модели позволяет более точно рассчитать давление бедренной кости на мениски в процессе пассивного сгибания. Данная особенность биомеханической модели делает ее более реалистичной, она так же может быть использована для дальнейших биомедицинских исследований.

2.3 Практическая значимость

Практическая значимость данной работы заключается в построении и анализе расчетов новой модели для изучения биомеханики коленного сустава. В условиях высокой распространенности такой травмы, как разрыв мениска, и значительного влияния заболевания на функциональную активность человека, возрастает роль биомеханики и математического моделирования в изучении данного заболевания.

Такие программы, как OpenSim [7], позволяют создавать точные биомеханические модели коленного сустава, отражающие персонализированную структуру коленного сустава, как при нормальной физиологии, так и при патологиях. С помощью этих моделей можно анализировать распределение нагрузок на мениски.

Таким образом, разработка биомеханических моделей коленного сустава, является не только значимой научной задачей, но и важным шагом в персонализированной медицине, способной существенно улучшить лечение такой распространенной на данный момент травмы.

3 ПОСТРОЕНИЕ ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЙ МОДЕЛИ

3.1 Сегментация костных структур

В данном исследовании модель коленного сустава является персонализированной, поэтому для ее создания необходимо было получить сетки костных структур, используя сегментацию КТ-снимков коленного сустава в физиологической норме для конкретного пациента. Для обработки и анализа данных применялось программное обеспечение ITK-Snap [6], которое позволяет выделять анатомические структуры и визуализировать их в трехмерном пространстве.

ITK-Snap обладает удобным интерфейсом, позволяющим загружать изображения в формате DICOM, выделять необходимые анатомические структуры и визуализировать полученные 3D-модели. Это программное обеспечение активно используется в медицинских и научных исследованиях, благодаря своей точности и возможности работы с большими объемами данных.

Основные этапы работы в ITK-Snap:

1. Загрузка данных:

а. в программу загружаются DICOM-файлы, полученные после процедуры КТ;

б. после загрузки изображения можно просматривать в трех анатомических проекциях: аксиальной, коронарной и сагиттальной, что позволяет получить полное представление о структуре объекта.

2. Сегментация - этот процесс включает выделение и классификацию анатомических структур. Для работы с костями используется инструмент Snake Inspector. Сегментация проходит в три последовательных шага:

а. *presegmentation* — первичная сегментация, предлагающая несколько режимов обработки: выбирается автоматический метод *Thresholding* → *Lower Thresholding Only*, далее настраиваются пороговые

значения, чтобы интересующим структурам (костям) соответствовали значения карты скоростей близкие к 1, а остальным областям – близкие к -1;

б. *initialization* — расстановка контрольных точек на изображении для инициализации контура структуры;

в. *evolution* — программа строит контур, начиная от контрольных точек, в пределах выделенной области. На этом этапе важно следить за границами и корректировать процесс при необходимости;

г. После завершения сегментации выбирается *Finish* → *Update*, что позволяет получить трехмерную модель кости.

3. Очистка модели:

Используется инструмент *PaintBrush Mode* для ручного удаления лишних элементов, шумов и артефактов, которые могли появиться в результате автоматической сегментации. Это позволяет повысить точность модели перед финальным экспортом;

4. Экспорт и сохранение:

ITK-Snap позволяет сохранять полученную поверхностную сетку кости в формате STL, что делает ее совместимой с программами для 3D-моделирования.

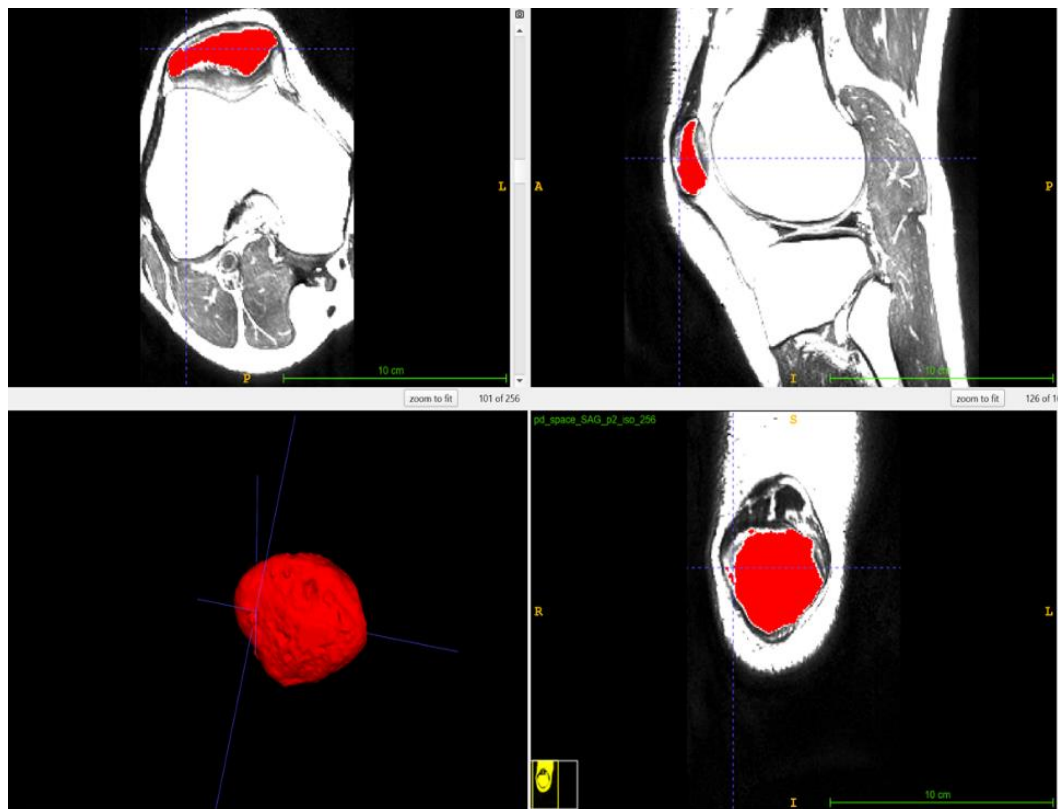


Рисунок 3.1 – Сегментация надколенника по КТ снимкам

Для создания сеточной структуры менисков была использована сегментация по МРТ снимкам пациента. Использовался подход, аналогичный сегментации по КТ данным. В силу малых размеров менисков, количество шумов, возникающих после автоматической сегментации значительно больше. Для создания анатомически верной структуры было проведено удаление лишних частей при помощи инструмента PaintBrush Mode. Оригинальные сетки медиального мениска были разделены на 8 частей, латерального на 4 части на этапе сегментации в приложении ITK-Snap при помощи инструмента scalpel mode, согласно схеме резекции мениска, предложенной ортопедами-травматологами Сеченовского университета.

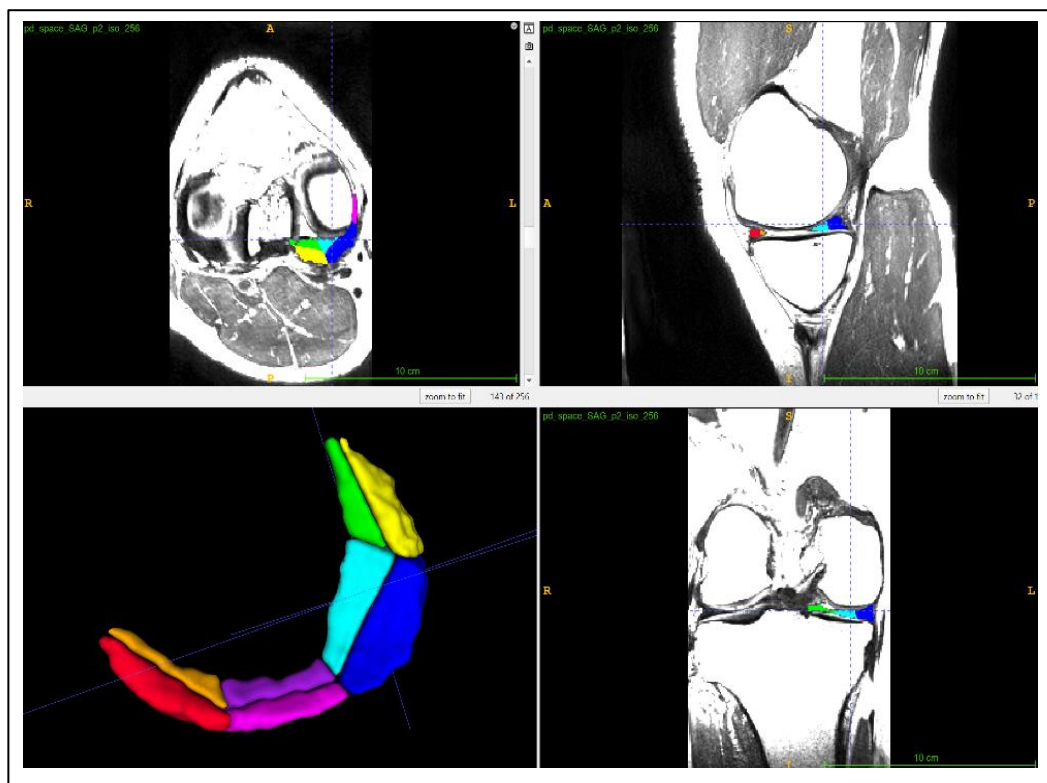


Рисунок 3.2 – Сегментация менисков по МРТ снимкам

3.2 Обработка сеток

Процесс обработки сеток включает несколько ключевых этапов, направленных на улучшение их качества и подготовку к дальнейшему использованию.

Первым шагом является сглаживание сетки, позволяющее устранить шумы и упростить дальнейшее построение контактных поверхностей. Для этого в программе ParaView [11] применяется фильтр Smooth, который сглаживает сетку.

Следующим этапом идет разбиение треугольных полос и полилиний на отдельные треугольники и линии. Для этого используется фильтр Triangulate, преобразующий исходные данные в полигональную форму.

Далее необходимо извлечь только полигоны, формирующие внешнюю поверхность модели. Для этого применяется фильтр Extract Surface, который исключает внутренние элементы и оставляет лишь внешнюю оболочку объекта.

Кроме того, для корректной работы в программе OpenSim требуется изменение масштаба сеток костных структур. С помощью фильтра Transform задаются положение, размер и ориентация сеток. Масштабирующий коэффициент (параметр Scale) устанавливается равным 0.001 по всем осям для всех костей.

После завершения обработки готовые сетки сохраняются в формате STL (ASCII) в общей папке с моделью. Использование ASCII-формата при сохранении STL-файлов позволяет вручную редактировать данные, если потребуется.

Финальная проверка выполняется в Notepad++, где анализируются файлы на наличие лишних данных, которые затем удаляются вручную.

Таким образом, были созданы поверхностные сетки для 20 структур:

- бедренная кость;
- надколенник;
- большеберцовая кость;
- малоберцовая кость;
- латеральный мениск (4 сегментов);
- медиальный мениск (8 сегментов).

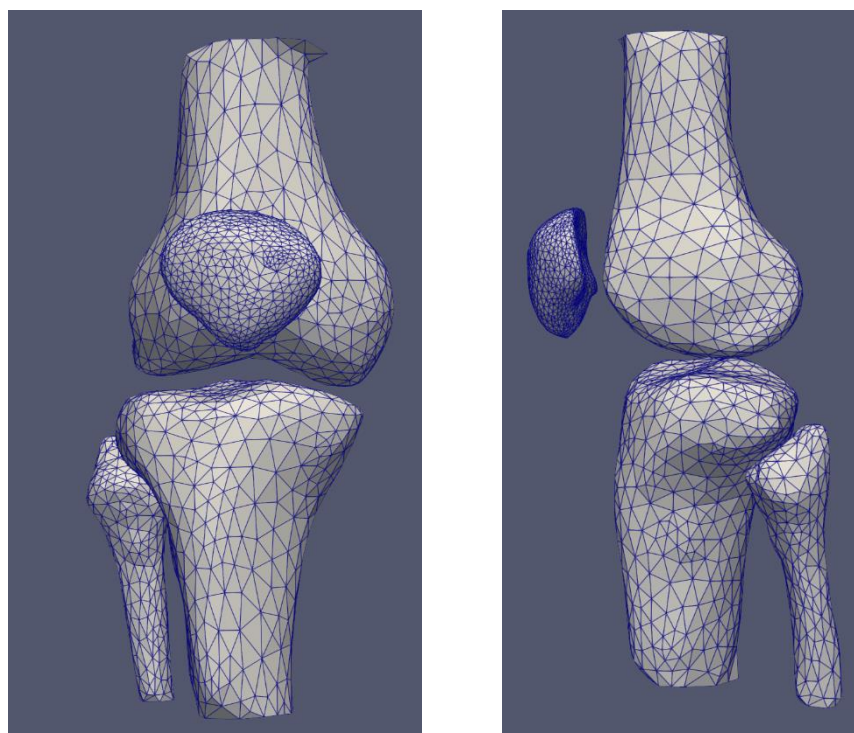


Рисунок 3.3 – Сетки костных структур

3.3 Костная структура в опенсим

3.3.1 Создание модели костных структур и расчет параметров

Для построения модели костных структур необходимо создать новый файл, в который добавляется базовый код, отвечающий за скелетную структуру (bodyset). В этом разделе прописываются ключевые параметры каждой кости, включая массу, центр масс и тензор инерции.

3.3.2 Физические характеристики модели

- центр масс – это точка, в которой сосредоточена вся масса тела. Она играет важную роль в расчетах динамики движения;
- тензор инерции – описывает, как масса распределена относительно координатных осей. В биомеханике этот параметр помогает анализировать моменты инерции вокруг различных осей и прогнозировать реакцию тела на внешние воздействия.

Все необходимые данные вычисляются в программе MeshLab [10], предназначенной для обработки 3D-моделей. Этот инструмент позволяет не только визуализировать сетку, но и выполнять точные геометрические расчеты.

3.3.3 Процесс расчета параметров в MeshLab

1. Открыть STL-файл с моделью костной структуры в MeshLab.
2. Перейти в меню «Filters» → «Quality Measures and Computations».
3. Выбрать опцию «Compute Geometric Measures», запустить вычисления.
4. В появившемся окне найти результаты: объем, центр масс, тензор инерции.

5. Рассчитать массу кости, используя среднюю плотность костной ткани (1200 кг/м³).

```
Mesh Volume is 0.023083

Center of Mass is 0.944899 0.473465 10.639693

Inertia Tensor is :

| 0.000289 0.000014 -0.000015 |
| 0.000014 0.000490 -0.000008 |
| -0.000015 -0.000008 0.000317 |
```

Рисунок 3.4 – Объем, центр масс и тензор инерции сетки

После получения всех необходимых данных они вносятся в файл модели. Также, в код добавляются ссылки на созданные ранее сеточные структуры костей.

На основе обработанных данных формируется персонализированная модель коленного сустава включающая:

- бедренную кость;
- надколенник;
- большеберцовую кость;
- малоберцовую кость.

Для упрощения расчетов большеберцовая и малоберцовая кости были объединены в одно тело, что облегчает моделирование динамики движения.

В результате полученная трехмерная модель скелета может быть использована для биомеханического анализа, симуляции движений и дальнейших научных исследований.

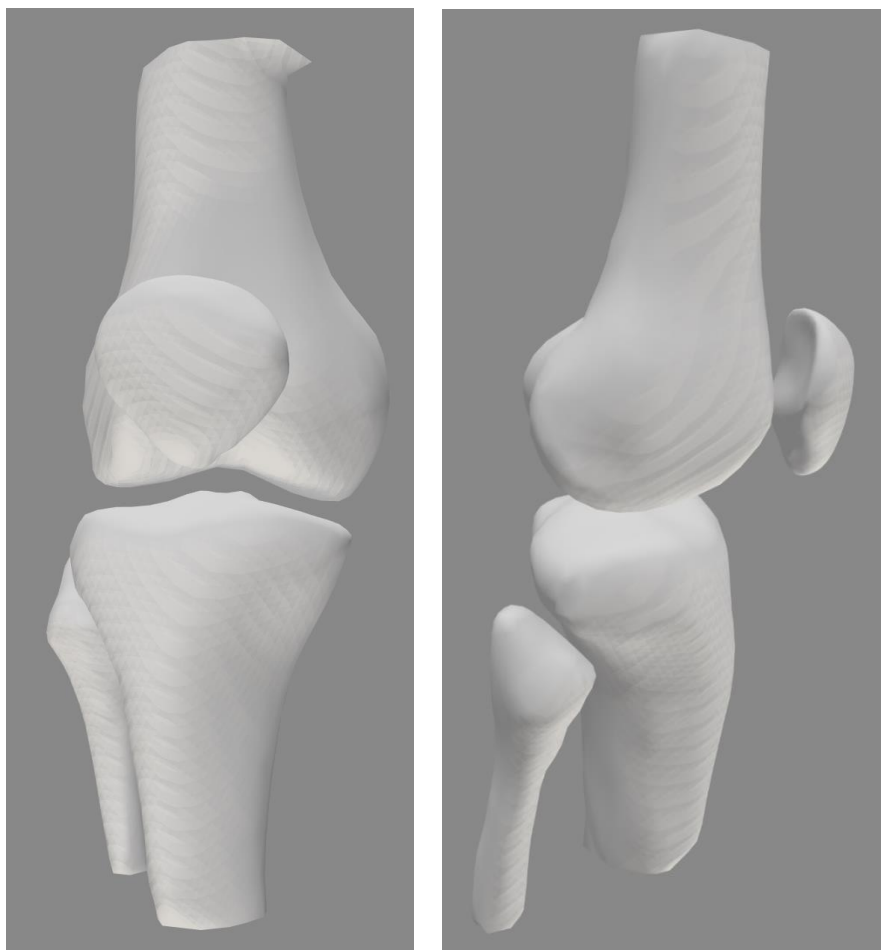


Рисунок 3.5 – костные структуры в модели

3.4 Создание суставов в модели костных структур

Помимо костей, модель должна включать суставные соединения (Joint), обеспечивающие биомеханическое взаимодействие между элементами скелета.

CustomJoint в OpenSim позволяет формировать сложные суставные связи, включая нелинейные зависимости между параметрами движения. Этот тип сустава дает возможность детально воспроизвести реальную механику работы человеческого тела, учитывая индивидуальные особенности каждого элемента.

В данной работе используется три сустава:

1. Пателло-фemorальный сустав – соединяет надколенник с бедренной костью.

2. Тибioфеморальный сустав – связывает бедренную кость с большеберцовой.

3. Базовый фиксатор (аналог сустава) – соединяет бедренную кость с виртуальной средой (*ground*) OpenSim.

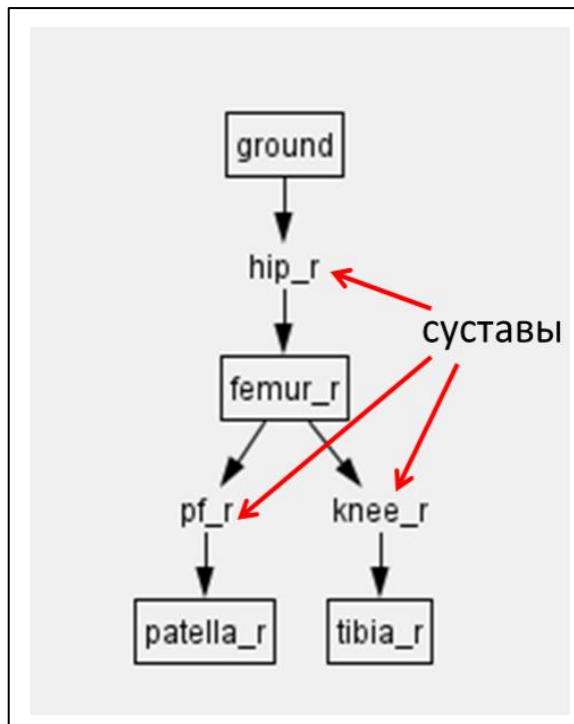


Рисунок 3.6 – Суставы в модели

Каждый сустав требует настройки трех ключевых параметров: обобщенных координат, пространственных смещений и функций преобразования обобщенных координат.

Основные параметры CustomJoint:

1. Обобщенные координаты (Generalized Coordinates):
 - а. Это параметры, определяющие состояние сустава;
 - б. Они могут представлять углы поворота, линейные смещения и другие характеристики движения;
 - в. В данной модели каждый сустав получает шесть степеней свободы: три вращательные координаты (описывают углы поворота вокруг осей X, Y и Z) и три трансляционные координаты (задают линейные смещения в пространстве).
2. Физическая привязка костей (PhysicalOffsetFrame):

а. Отвечает за точное позиционирование и ориентацию костных элементов;

б. При построении модели, основанной на КТ-сегментации, возможно несовпадение центра масс кости и ее ограничивающего объема. Это требует ручной корректировки `PhysicalOffsetFrame`;

в. Также в этой части указывается, какие именно кости соединяет сустав.

3. Пространственное преобразование (`SpatialTransform`):

а. Этот параметр определяет, как изменения обобщенных координат влияют на движение сустава;

б. Он включает в себя систему `TransformAxis`, где каждой оси присваивается индивидуальная функция преобразования;

в. С помощью `TransformAxis` можно задать как линейные, так и нелинейные зависимости между положением костей и их движением в пространстве.

Таким образом, каждый сустав в модели будет обладать гибкими параметрами и учитывать реальные биомеханические особенности человеческого тела. Это позволяет более точно моделировать движения, анализировать нагрузки и адаптировать модель к индивидуальным особенностям пациента.

3.5 Контактные поверхности

3.5.1 Контактные поверхности в модели

Контактные поверхности играют ключевую роль в предотвращении пересечения костных структур, а так же позволяют анализировать силы, действующие на поверхности тел модели.

В данной работе используется 17 контактная поверхность:

- 1 поверхность на внутренней стороне надколенника;

- 1 поверхность на латеральном мыщелке бедренной кости;
- 1 поверхность на медиальном мыщелке бедренной кости;
- 2 поверхности на мыщелке большеберцовой кости (медиальная и латеральная стороны);
- 12 сегментов менисков, представленных как контактные поверхности.

3.5.2 Создание сеток контактных поверхностей

Для генерации контактных поверхностей в ParaView выполняется следующий алгоритм:

1. Открыть сеточную модель кости, для которой создается контактная область.
2. Выделить необходимый участок с помощью инструмента «Select Cells On».
3. Последовательно применить фильтры:
 - а. Apply → Filters → Alphabetical → Extract Selection (проверить, что все необходимые ячейки включены);
 - б. Apply → Filters → Alphabetical → Extract Surface (создание поверхностной сеточной структуры);
 - в. Сохранить полученную сетку в формате STL (ASCII).

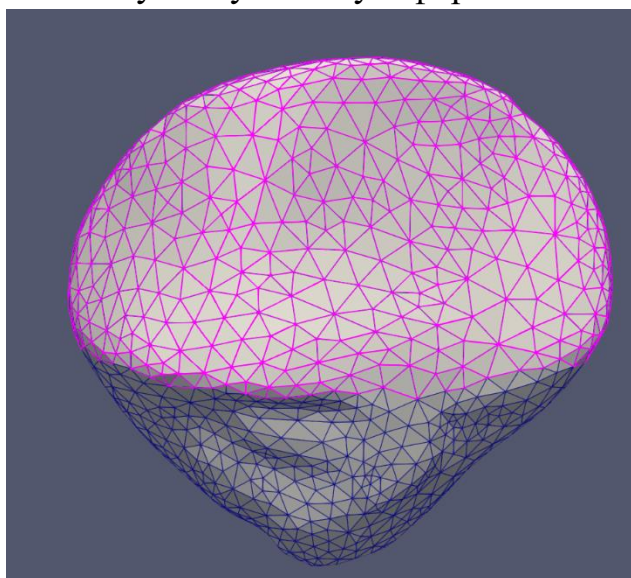


Рисунок 3.7 – Поверхностная сетка на надколеннике

3.5.3 Создание надстройки для замкнутой поверхности

Для получения замкнутой контактной поверхности используется программа GMSH [12], в которой применяется специальный скрипт:

```
Extrude{Surface{1};Layers{{{1},{0.001}}};}.
```

Этот скрипт определяет, для какой сетки создается надстройка, а также задает толщину генерируемого объема.

Для его выполнения необходимо:

1. Запустить файл скрипта в GMSH.
2. Отобразить полученную надстройку (нажать Alt + Shift + D, затем клавишу «2»).
3. Сохранить итоговую модель в формате STL.

Для корректной ориентации нормалей используется MeshLab:

1. Применить фильтр «Re-Orient All Faces Coherently» (Filters → Normals, Curvatures and Orientation).
2. Сохранить полученную сетку в формате STL (ASCII).

В результате создается корректно ориентированная замкнутая сетка для контактной поверхности, готовая для использования в биомеханической модели.

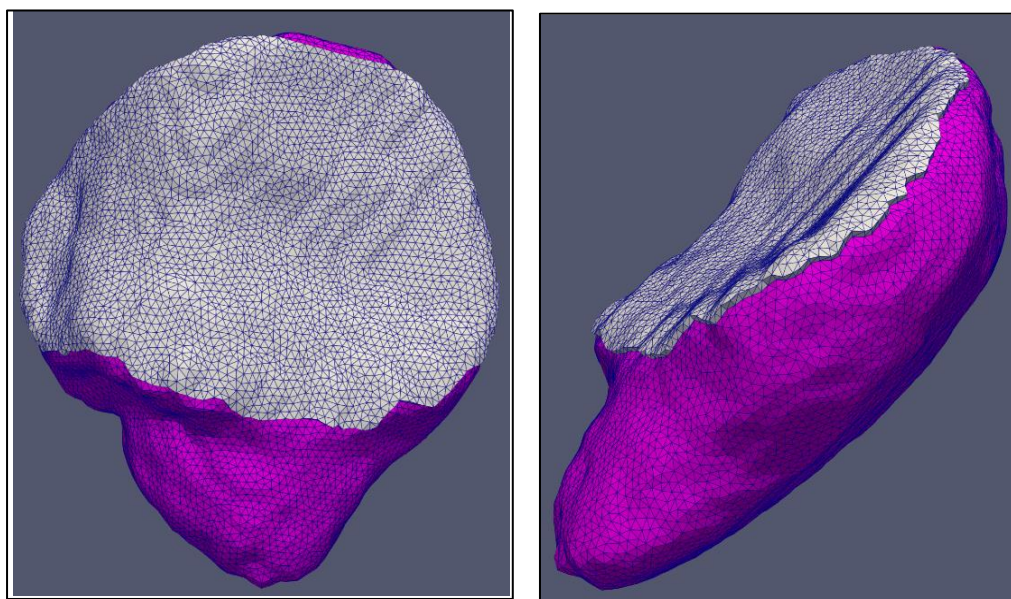


Рисунок 3.8 – Сетка для контактной поверхности

3.5.4 Добавление контактных поверхностей в модель

В модели для получения сил между контактными поверхностями необходимо задать в коде блок их геометрии и блок расчета сил

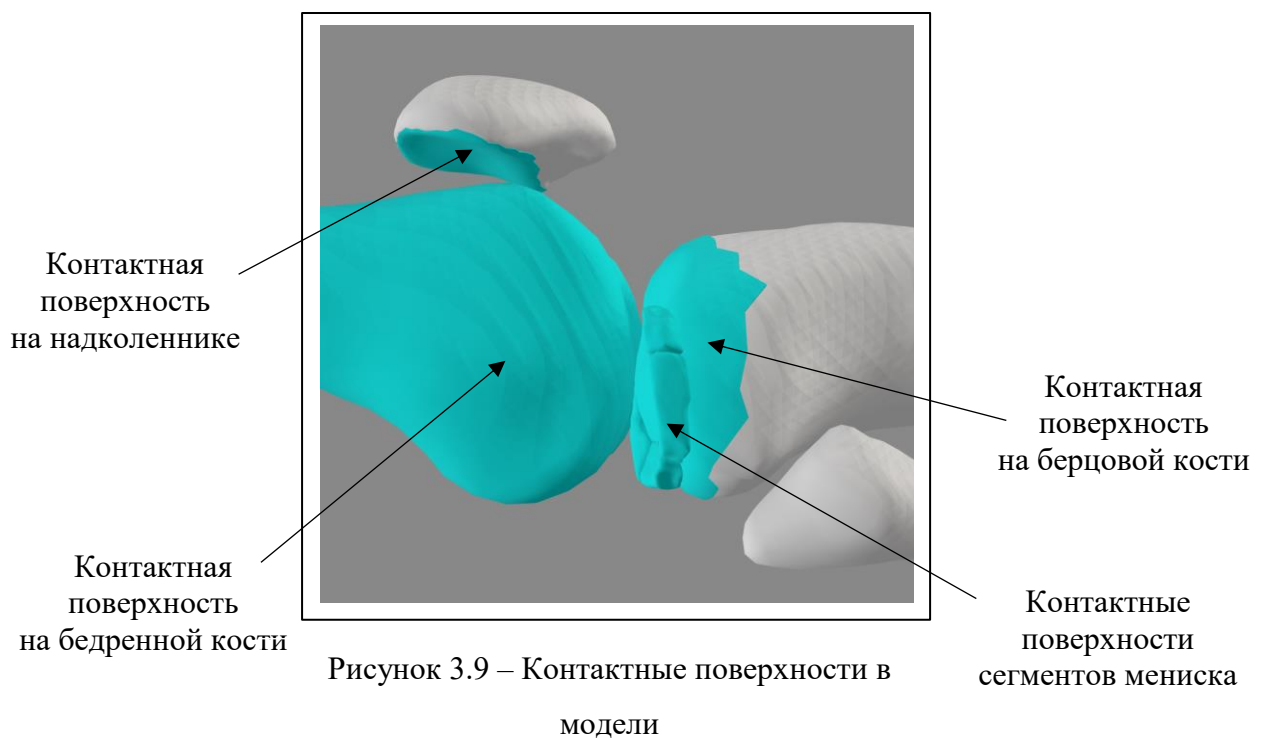
Геометрия задается блоком `ContactGeometrySet`, в котором указывается, какие кости связывает данный контакт, и сетка контактной поверхности. Также, при необходимости есть возможность трансляции и поворота поверхности.

`ElasticFoundationForce` – это подкласс блока `ForceSet`, модель контактного взаимодействия. Данная модель реализует контакт по модели упругого основания. Сила реакции пропорциональна глубине проникновения.

Модель помещает пружину в центр каждой грани каждой контактной поверхности, на которую он воздействует. Эти пружины взаимодействуют со всеми объектами, с которыми контактирует сетка.

Параметры:

1. `Stiffness` - жёсткость материала (Н/м). Чем больше данный параметр, тем тверже поверхность.
2. `Dissipation` - коэффициент, отвечающий за рассеяние колебаний.
3. `Static_friction` - коэффициент статического трения.
4. `Dynamic_friction` - коэффициент динамического трения.
5. `Viscous_friction` - коэффициент вязкого трения.
6. `Transition_velocity` - скорость перехода от статического к динамическому трению.
7. `Geometry` – название геометрий, участвующих в модели контакта.



3.6 Связочный аппарат и мышечная структура модели

В дополнение к костным структурам в модель включены связки и мышцы, которые играют важную роль в стабилизации суставов и передаче нагрузки между элементами скелета.

3.6.1 Связки

Связки в OpenSim представляют собой линейные структуры, ограничивающие подвижность суставов и обеспечивающие их устойчивость. В коде связки добавляются в модель через блок ForceSet с объектом Ligament, где необходимо указать:

- координаты точек крепления на костных структурах в их локальных системах координат;
- длину связки в состоянии покоя;
- силу натяжения, изменяющуюся в зависимости от удлинения связки;
- коэффициент жесткости связок.

В данной модели коленного сустава содержится 24 связки, отвечающие за контроль движений и стабильность:

1. аACL и рACL (передняя крестообразная связка, *anterior cruciate ligament – ACL*): ограничивает избыточное смещение большеберцовой кости вперед и предотвращает нестабильность при ротационных движениях.

2. аPCL и рPCL (задняя крестообразная связка, *posterior cruciate ligament – PCL*): препятствует чрезмерному смещению большеберцовой кости назад.

3. LCL (*Lateral Collateral Ligament*): соединяет бедренную и малоберцовую кости, стабилизируя колено и ограничивая варусное (наружное) отклонение.

4. PFL (*Popliteofibular Ligament*): также соединяет бедренную и малоберцовую кости, но выполняет функцию ограничения внутреннего вращения колена.

5. CAPa, CAPl, CAPo, CAPm: капсульные связки в заднем отделе сустава, соединяющие бедренную и большеберцовую кости, обеспечивающие стабилизацию и ограничение движений.

6. аMCL, iMCL, рMCL (*Medial Collateral Ligament – MCL*): контролируют вальгусное (внутреннее) движение коленного сустава и препятствуют чрезмерному смещению.

7. аСМ, рСМ: передний и задний пучки медиальной связки, соединяющие бедренную и большеберцовую кости, ограничивающие внутреннее вращение и перераспределяющие нагрузку.

8. сРТ, mPT, lPT: элементы пателлобольшеберцовой связки, обеспечивающие поддержку и стабилизацию надколенника.

9. MPFL, MPTL: медиальная пателло-фemorальная (MPFL) и медиальная пателло-тибиальная (MPTL) связки, стабилизирующие надколенник.

10. Retinaculum_lat_1, Retinaculum_lat_2, Retinaculum_lat_3, Retinaculum_lat_4: латеральный ретинакулум, контролирующий положение надколенника.

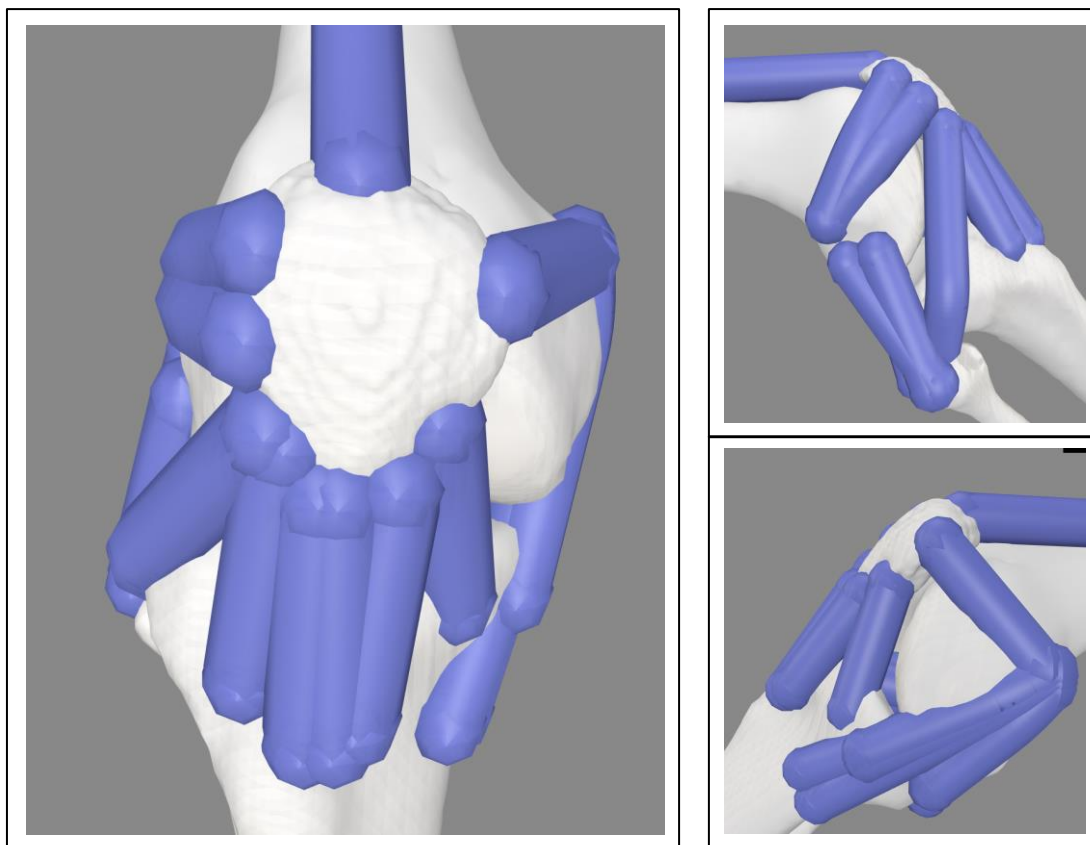


Рисунок 3.10 – Связочный аппарат в модели

3.6.2 Мышца

Помимо связочного аппарата в модель включена промежуточная широкая мышца бедра (*musculus vastus intermedius*). Она располагается на передней поверхности бедренной кости, между медиальной и латеральной широкими мышцами бедра, и проходит под прямой мышцей бедра. Эта мышца участвует в разгибании коленного сустава и соединяет бедренную кость с вершиной надколенника.

При дальнейшем моделировании будет использоваться пассивное сгибание коленного сустава, что требует сохранения пассивного растяжения

мышцы без активного сокращения. Это обеспечит корректную стабилизацию надколенника, а так же позволит учитывать сложные биомеханические характеристики движения.

Мышцы в OpenSim обладают гибкими параметрами настройки, включая возможность сложной геометрии с несколькими точками крепления. В коде модели мышцы добавляются в блок ForceSet с объектом muscle типа Millard2012EquilibriumMuscle.

Для корректного функционирования мышцы необходимо задать:

1. Координаты точек крепления на костных структурах.
2. Физиологические параметры, включая:
 - а. Максимальную силу сокращения;
 - б. Оптимальную длину мышечного волокна;
 - в. Длину сухожилия.

Данная мышца является стабилизатором надколенника, что приводит к необходимости ее добавления в модель. В OpenSim возможно задать только пассивное действие мышцы.

В ходе дальнейшей работы параметры связок и мышц могут быть незначительно изменены. Изначательные параметры были получены из литературы и от ортопедов-травматологов.

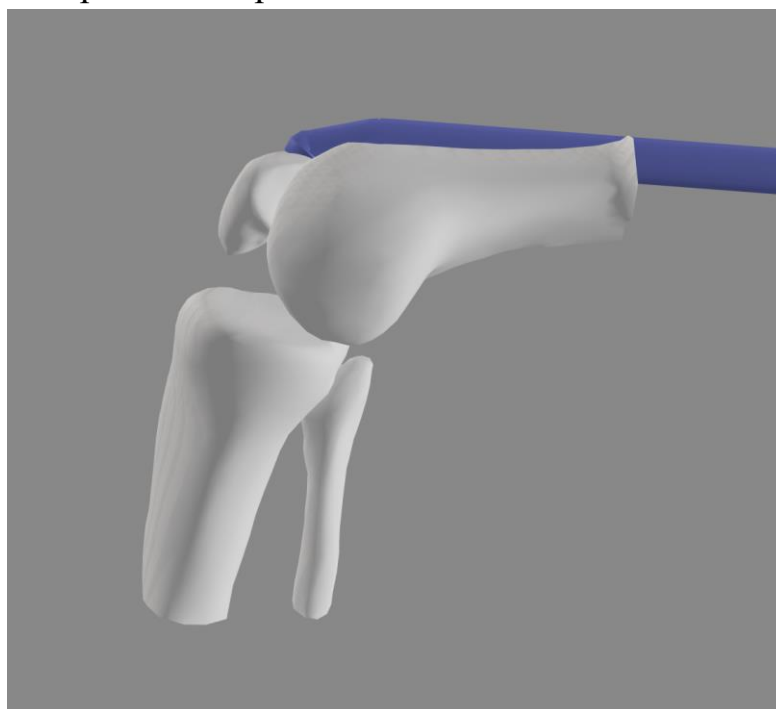


Рисунок 3.11 – Мышца в модели

3.7 Ограничивающие тела в модели коленного сустава

Ограничивающие объемы используются в модели для предотвращения прохождения мышц и связок через костные структуры. Эти элементы помогают скорректировать движение компонентов сустава, приближая его к физиологически реалистичному.

Ограничивающие тела могут быть представлены различными геометрическими телами, такими как сферы, эллипсоиды, цилиндры и другие объемные формы.

3.7.1 Ограничивающие тела в данной модели

В модели коленного сустава используются пять ограничивающих объемов, каждый из которых выполняет конкретную функцию:

1. Эллипсоид в медиальном мыщелке бедренной кости. Используется для ограничения движения медиальной пателлофemorальной (MPFL) и медиальной пателлотибальной (MPTL) связок.

2. Эллипсоид в латеральном мыщелке бедренной кости. Контролирует движение латерального ретинакула (Retinaculum_1, Retinaculum_2, Retinaculum_3).

3. Полусфера, перекрывающая оба мыщелка бедренной кости спереди. Обеспечивает ограничение для aMCL, iMCL, pMCL, aCM, pCM – связок, стабилизирующих медиальную область коленного сустава.

4. Эллипсоид в области мыщелка большеберцовой кости. Ограничивает движение связки Retinaculum_4.

5. Цилиндр, охватывающий нижнюю часть бедренной кости. Необходим для промежуточной широкой мышцы бедра (*musculus vastus intermedius*), предотвращая ее проникновение в костные структуры.

3.7.2 Создание ограничивающих тел в коде модели

Для определения ограничивающих объемов в коде OpenSim используется блок WrapObjectSet, в котором создаются объекты типа WrapEllipsoid.

Каждое ограничивающее тело прописывается в объекте body той костной структуры, где оно располагается. В параметрах задаются:

- смещение (позиция относительно родительской кости);
- ротация (угол поворота относительно осей координат);
- размеры (полуоси эллипсоида, радиус сферы и т. д.).

3.7.3 Выбор параметров и точность позиционирования

Правильное определение формы, размеров и расположения ограничивающих тел критично для корректного моделирования движения.

Основные принципы позиционирования:

1. Объект должен полностью покрывать область контакта связки или мышцы с костью.
2. Точки крепления связок не должны находиться внутри ограничивающего тела, чтобы избежать некорректных вычислений в движении.
3. Прямая линия, соединяющая точки крепления связок, не должна проходить через центр ограничивающего объекта, так как это может привести к аномальному поведению модели.

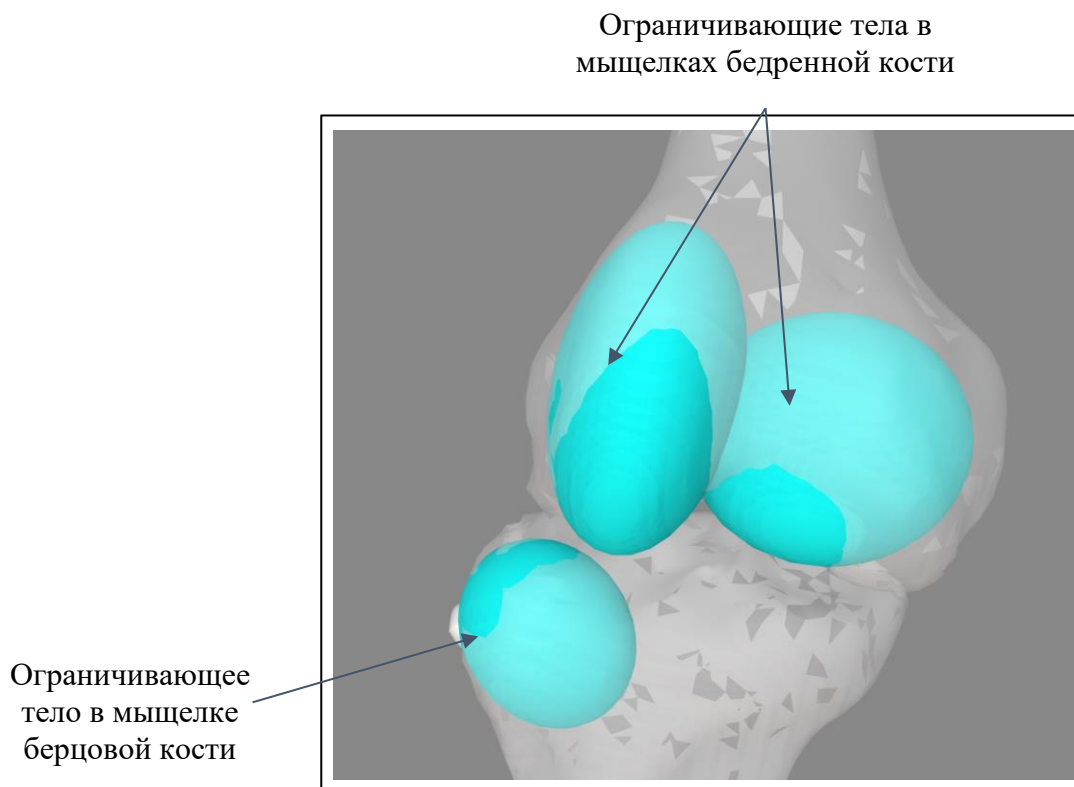


Рисунок 3.12 – Ограничивающие тела в модели

3.7.4 Коррекция ограничивающих объемов

На этапе тестирования модели в OpenSim параметры ограничивающих тел могут быть подкорректированы для достижения более физиологичного поведения сустава. Это включает в себя:

- подгонку размеров объекта для оптимального взаимодействия с мышцами и связками;
- уточнение позиции и ориентации;
- адаптацию формы ограничивающего тела в зависимости от результатов симуляции.

Таким образом, ограничивающие элементы являются важной частью модели, позволяя контролировать движения мышц и связок, исключая пересечения с костями и обеспечивая реалистичное воспроизведение биомеханики коленного сустава.

4 МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИКИ КОЛЕННОГО СУСТАВА

Вся модель в OpenSim представлена как система твердых тел, взаимодействующих под воздействием внешних и внутренних сил.

Положение этих тел относительно друг друга и лабораторной системы координат определяется обобщенными координатами ($\bar{q}$), их изменения во времени характеризуются обобщенными скоростями ($\dot{\bar{q}}$), а состояние всей системы в момент времени t задается системой уравнений в обобщенных координатах.

4.1 Forward Dynamics в OpenSim

Forward Dynamics – инструмент OpenSim, позволяющий анализировать, как изменяются обобщенные координаты и скорости под действием сил и моментов. Он используется в биомеханическом моделировании, в том числе для расчета нагрузки на мениски при пассивном сгибании колена.

Основу метода составляет второй закон Ньютона, представленный в виде уравнения:

$$\ddot{\bar{q}} = [M(\bar{q})]^{-1} * \{ \tau + C(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) + G(\bar{q}) + F \}, \quad (4.1)$$

где:

- $\bar{q}, \dot{\bar{q}}, \ddot{\bar{q}}$ – векторы обобщенных координат, скоростей и ускорений;
- $M(\bar{q})$ – матрица масс системы;
- $C(\bar{q}, \dot{\bar{q}})$ – вектор Кориолисовых и центробежных сил;
- $G(\bar{q})$ – вектор гравитационных сил;
- τ – крутящий момент;
- F – дополнительные силы (например, упругость связок, контактные взаимодействия).

В данной работе расчет производился через дифференциально-алгебраические уравнения, которые описывают, как силы влияют на движение

тела: начальные условия - положение тела и силы; расчет через численный метод Runge-Kutta 5 порядка, повтор расчета каждую 0.001 секунду.

Ограничения инструмента:

- чувствительность к начальным условиям (неверное задание параметров связок, контактных сил);
- медленный расчет при усложнении моделей [14][1515].

4.2 Основные элементы математической модели в OpenSim

Для реализации Forward Dynamics в OpenSim используются следующие компоненты:

1. Модель тела человека – описывает движение как систему дифференциальных уравнений, учитывающих силы и моменты, действующие на суставы.
2. Модель мышц – определяет силы и моменты, создаваемые мышечными тканями при движении.
3. Модель контакта – описывает взаимодействие тела с окружающей средой, включая силы контакта с суставными поверхностями.
4. Модель управления – определяет активацию мышечных волокон и координирует сокращение мышц.

В рамках данного исследования проводилось моделирование пассивного сгибания колена в течение 20 секунд для анализа нагрузки на сегменты менисков.

4.3 ForceReporter в OpenSim

ForceReporter – инструмент для записи и анализа данных о силах, действующих в модели во время симуляции. Он фиксирует:

- контактные силы между фасетками надколенника и бедренной костью по осям X, Y, Z;

- контактные силы между фасетками менисками и бедренной костью по осям X, Y, Z;

- силы в связках;
- временные интервалы между измерениями.

Данные сохраняются в виде таблицы, содержащей распределение сил во времени. Временные промежутки между измерениями составляют порядка 0.0001 секунды, что делает необходимой дополнительную обработку данных.

4.4 Обработка данных о распределении контактных сил

Файл ForceReporter экспортируется в Python, где анализируется с помощью библиотек:

- pandas, numpy, openpyxl — для обработки данных;
- matplotlib.pyplot — для построения графиков.

Выделяются только необходимые столбцы с контактными силами по осям X, Y, Z и временными промежутками. Затем вычисляются:

- результирующие силы (суммарный вектор сил по всем осям);
- скользящее среднее по 10000 точкам для сглаживания графиков.

Такой подход позволяет корректно анализировать изменения нагрузок, так как исходные данные могут содержать до 500 000 строк, что затрудняет дальнейшую без предварительной обработки.

Использование Forward Dynamics и ForceReporter в OpenSim позволяет детально анализировать динамику коленного сустава, оценивая распределение нагрузки на сегменты менисков в физиологической норме и при частичной резекции.

После обработки данных были построены графики зависимости контактных сил от времени, что позволило провести сравнительный анализ нагрузок.

5 ПРОВЕДЕННЫЕ ЭКСПЕРИМЕНТЫ

Так как целью данной работы являлось исследование влияния процедуры резекции мениска на суставные поверхности, было произведено несколько вариантов моделирования движения. Модели отличались количеством сегментов мениска. Удаление фрагментов было произведено на основе данных, предоставленных ортопедами-травматологами Сеченовского университета. Такие модификации модели схожи с результатами операций по резекции мениска. Выбор удаляемого фрагмента зависит от степени повреждения мениска.

С целью повышения скорости моделирования, при модификации медиального мениска, разделенного на 8 фрагментов, латеральный мениск был разделен на 4 сегмента. Нумерация фрагментов приведена на рисунке номер 5.1.

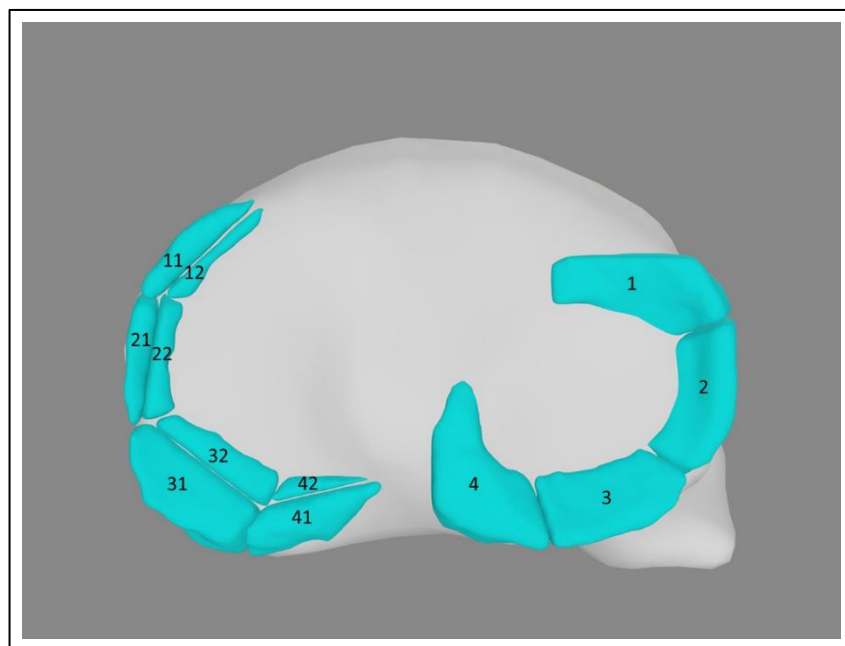


Рисунок 5.1 – Мениски в модели коленного сустава

Были проведены следующие эксперименты:

1. Модель нормы (все фрагменты мениска присутствуют).
2. Удален фрагмент 1_2.
3. Удален фрагмент 2_2.

4. Удален фрагмент 3_2.
5. Удален фрагмент 4_2.
6. Удален фрагмент 1_2 и 2_2.
7. Удален фрагмент 1_2, 2_2 и 3_2.

6 АНАЛИЗ ДАННЫХ

6.1 Нагрузка на мениски

Первый эксперимент был проведен на модели физиологической нормы. Проводилось моделирование пассивного сгибания коленного сустава и расчет нагрузки на мениски.

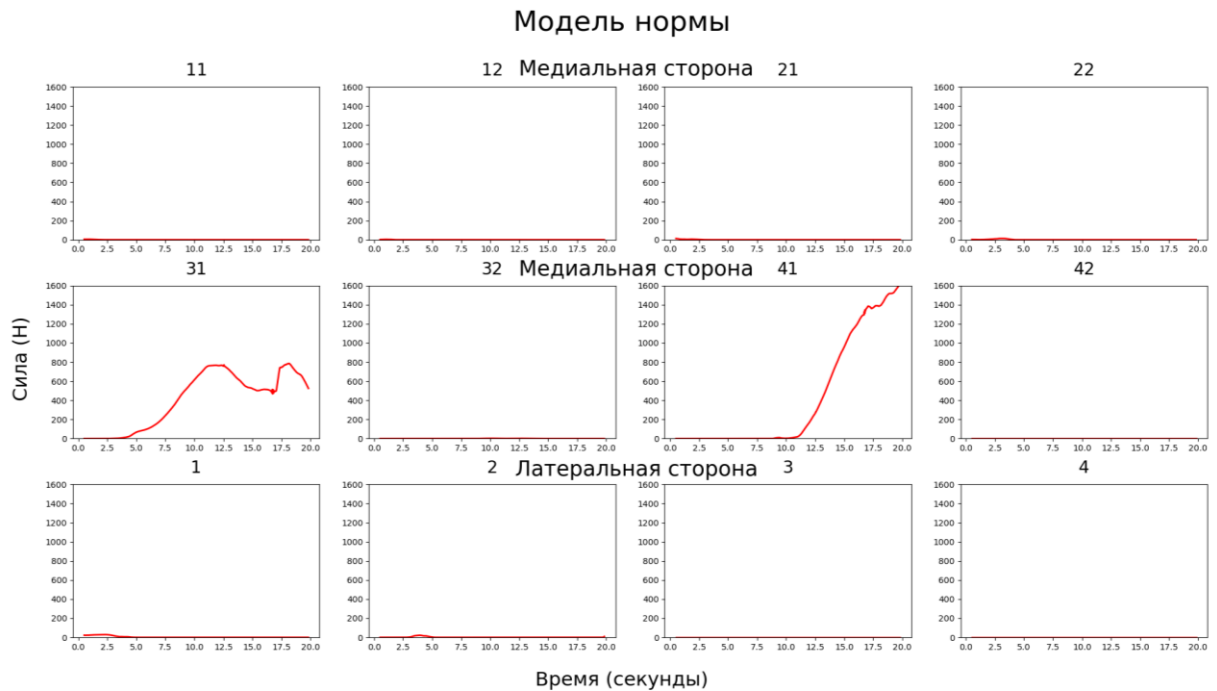


Рисунок 6.1 – График распределения нагрузки на мениски в случае физиологической нормы

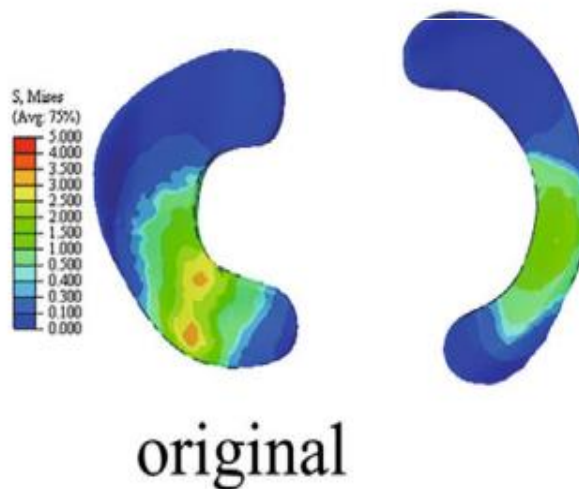


Рисунок 6.2 – Распределение нагрузки на мениски в начальный момент времени [13]

График на рисунке 6.1 отображает силы, действующие на сегменты менисков, в случае нормальной физиологии, полученные в результате моделирования. На основе этих данных можно сделать следующий вывод: в случае физиологической нормы наибольшая нагрузка приходится на сегменты заднего рога мениска, что подтверждает клинические знания. Аналогичные результаты были представлены в статье [13].

Далее моделировались случаи резекции мениска.

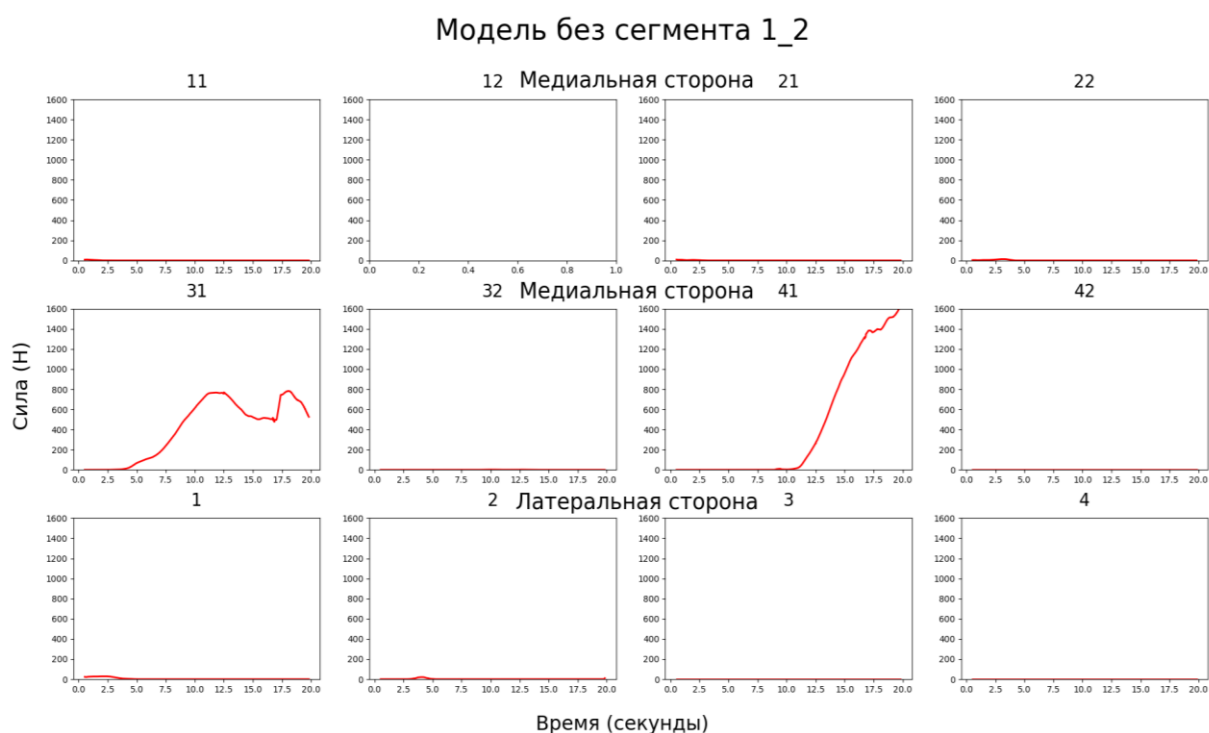


Рисунок 6.3 – График распределения нагрузки на мениски
в случае резекции сегмента 1_2

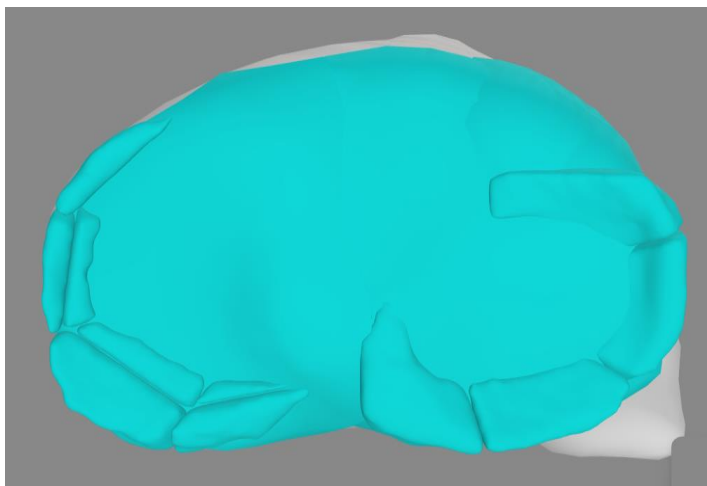


Рисунок 6.4 – Удален фрагмент 1_2

Модель без сегмента 2_2

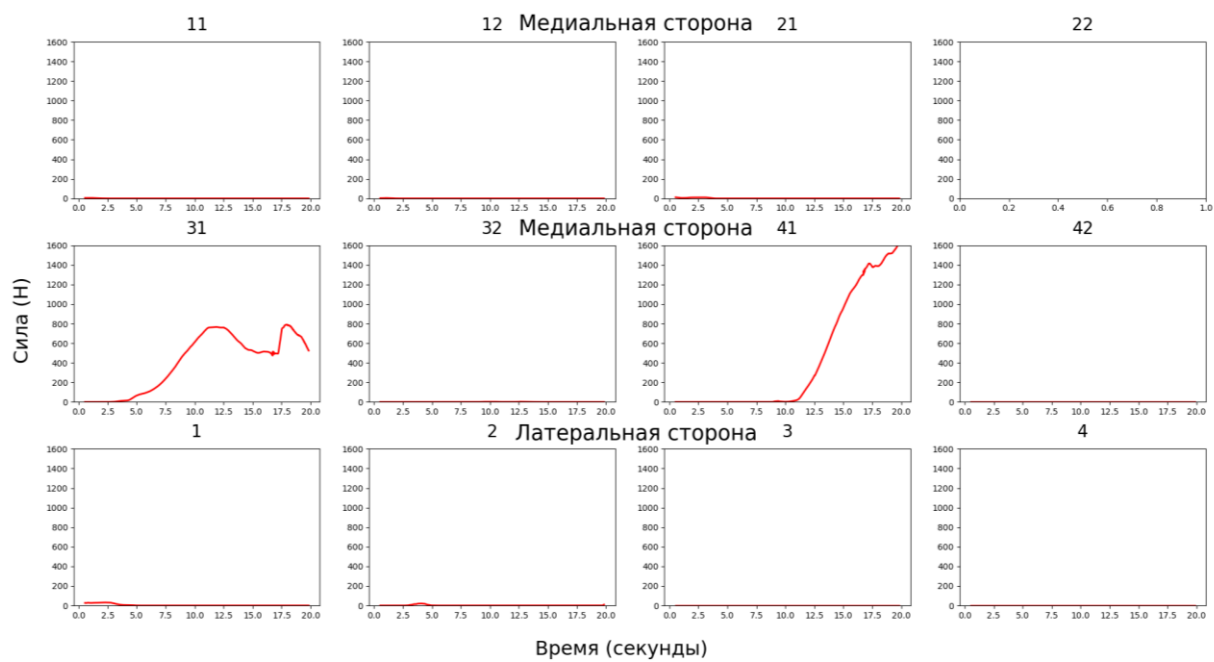


Рисунок 6.5 – График распределения нагрузки на мениски
в случае резекции сегмента 2_2

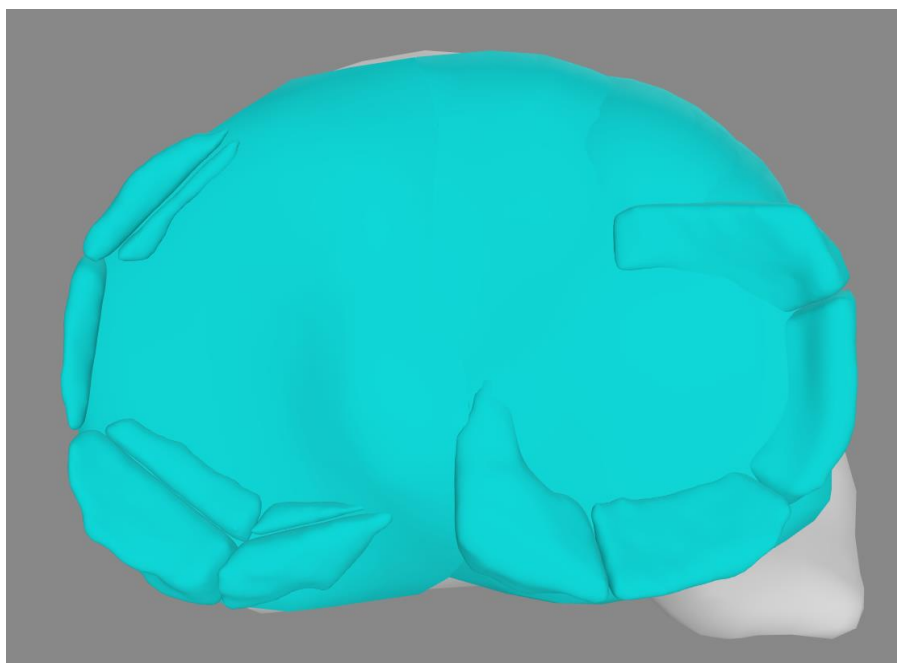


Рисунок 6.6 – Удален фрагмент 2_2

Модель без сегмента 3_2

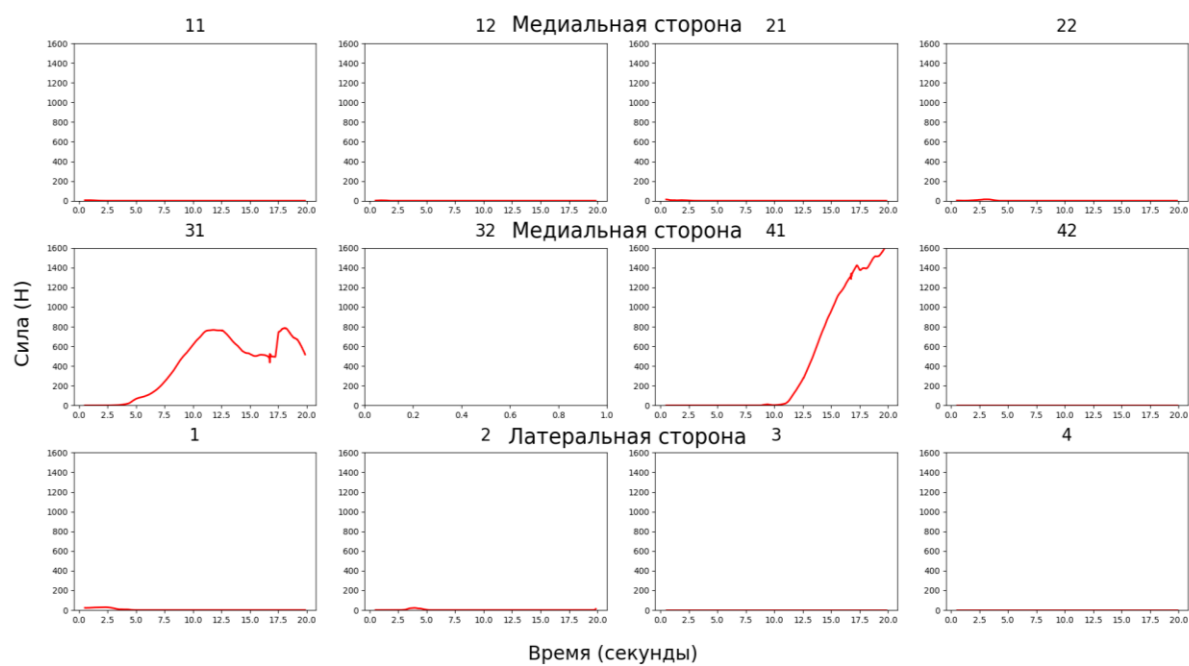


Рисунок 6.7 – График распределения нагрузки на мениски в случае резекции сегмента 3_2

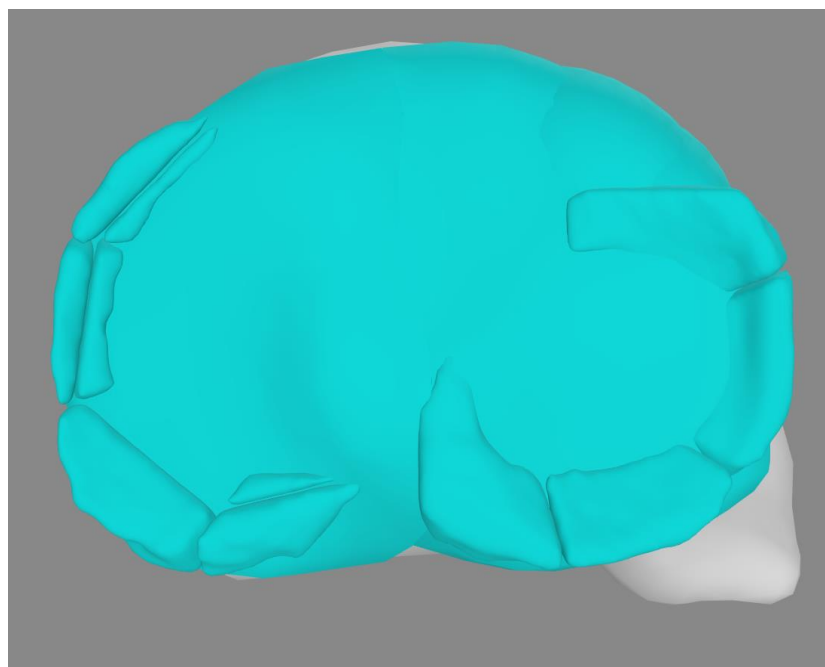


Рисунок 6.8 – Удален фрагмент 3_2

Модель без сегмента 4_2



Рисунок 6.9 – График распределения нагрузки на мениски в случае резекции сегмента 4_2

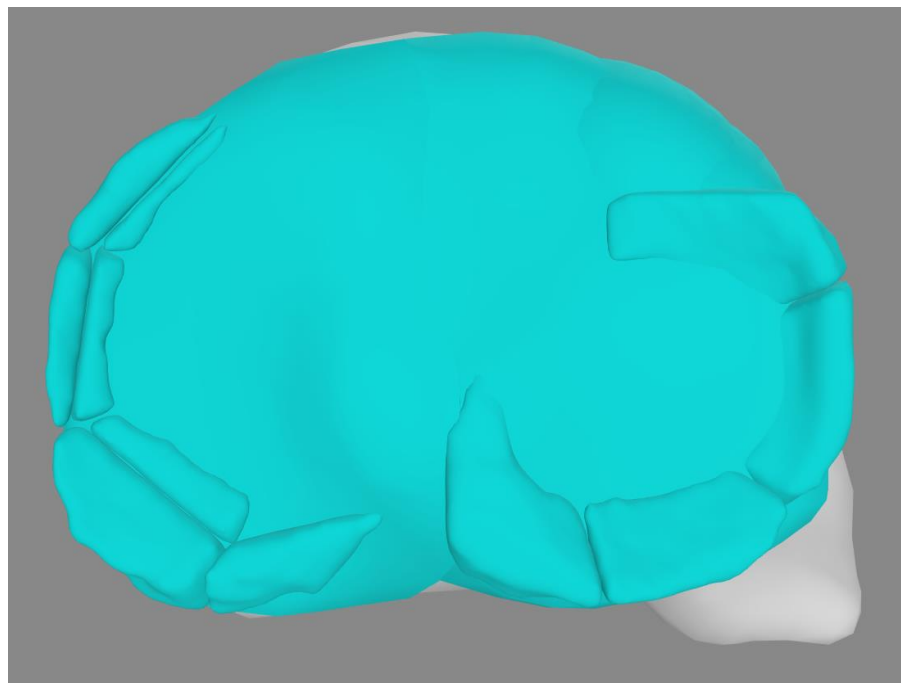


Рисунок 6.10 – Удален фрагмент 4_2

Модель без сегментов 1_2, 2_2

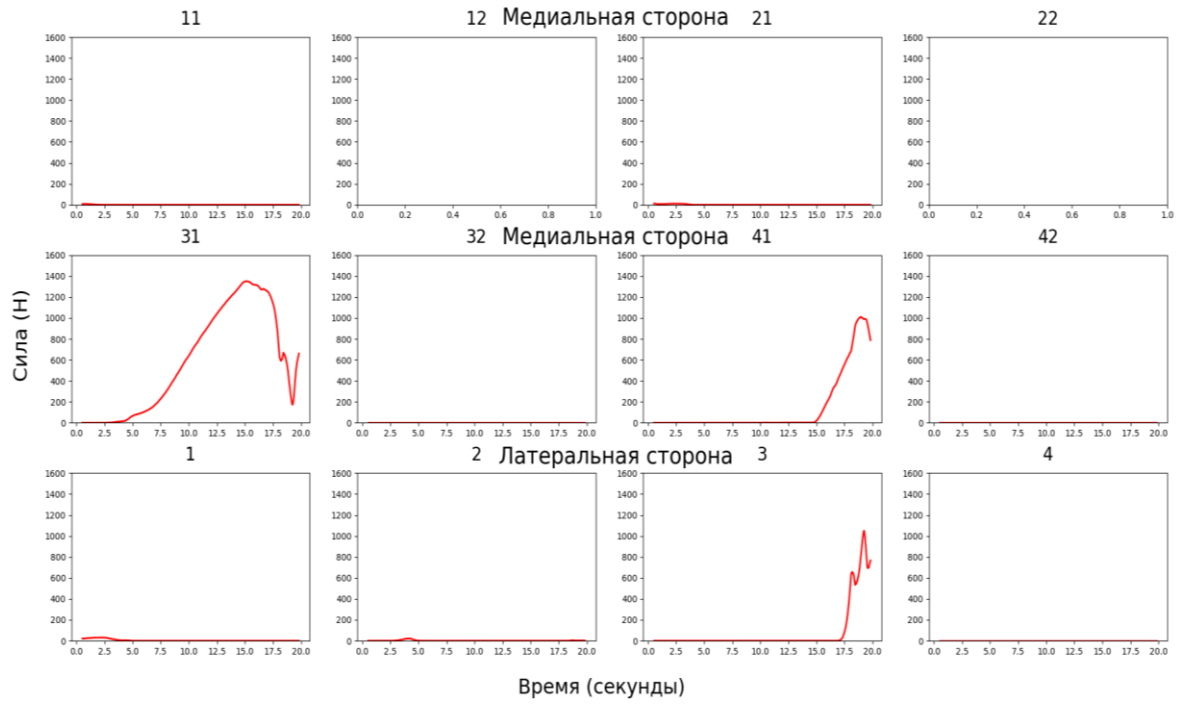


Рисунок 6.11 – График распределения нагрузки на мениски в случае резекции сегментов 1_2, 2_2

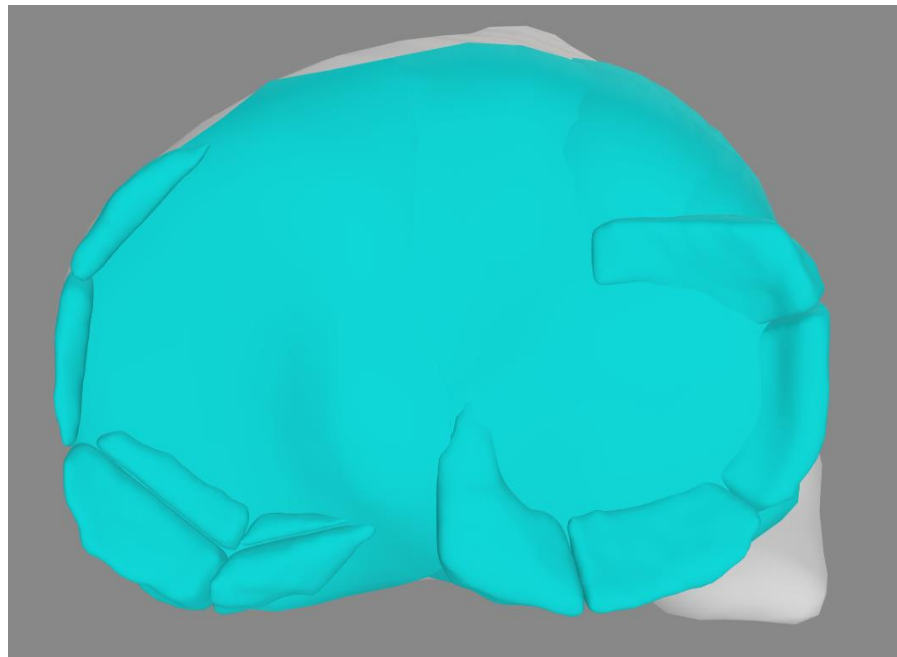


Рисунок 6.12 – Удалены фрагменты 1_2, 2_2

Модель без сегментов 1_2, 2_2, 3_2

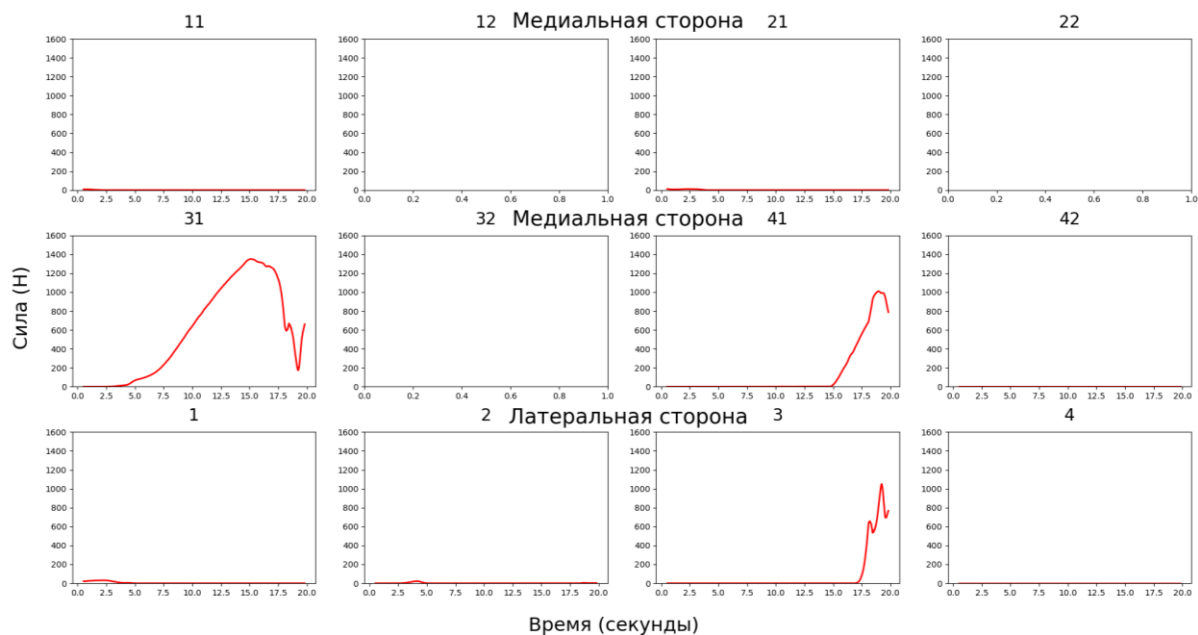


Рисунок 6.13 – График распределения нагрузки на мениски в случае резекции сегментов 1_2, 2_2, 3_2

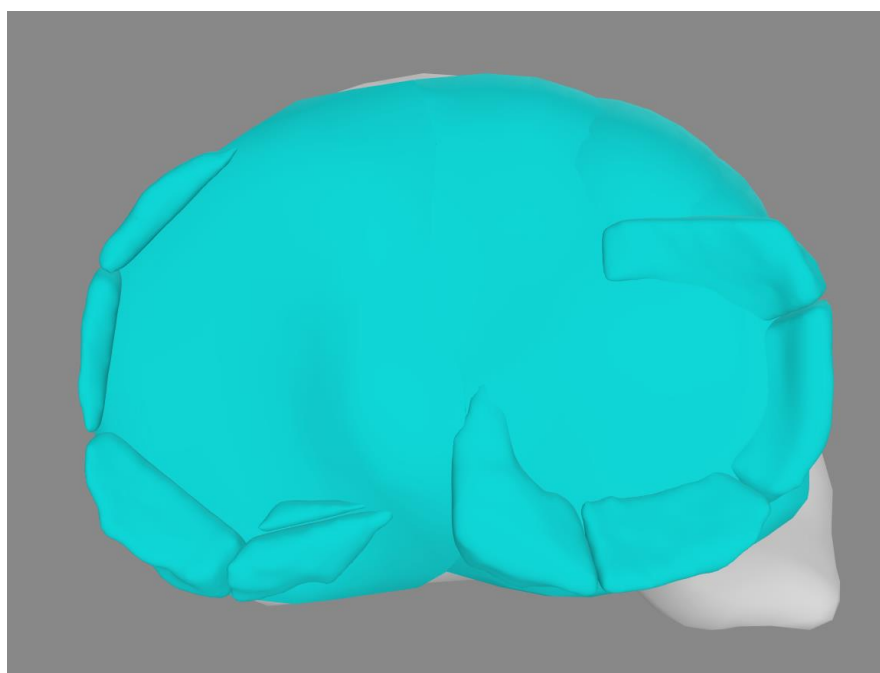


Рисунок 6.14 – Удалены фрагменты 1_2, 2_2, 3_2

Исходя из рисунка 6.11 при одновременном удалении сегментов 1_2 и 2_2 понижается давление на сегмент 4_1, относящийся к заднему рогу мениска, и увеличивается нагрузка на сегмент 3_1 относящийся к телу

мениска. Также появляется давление на 3 сегмент латерального мениска, принадлежащий телу мениска.

Также, рисунок 6.13 показывает, что при одновременном удалении сегментов 1_2, 2_2 и 3_2 ситуация аналогична вышеописанному эксперименту по удалению сегментов 1_2 и 2_2.

6.2 Нагрузка на большеберцовую кость

На основе данных, полученных из вышеописанных экспериментов, так же были получены графики зависимости сил, действующих на плато большеберцовой кости от времени.

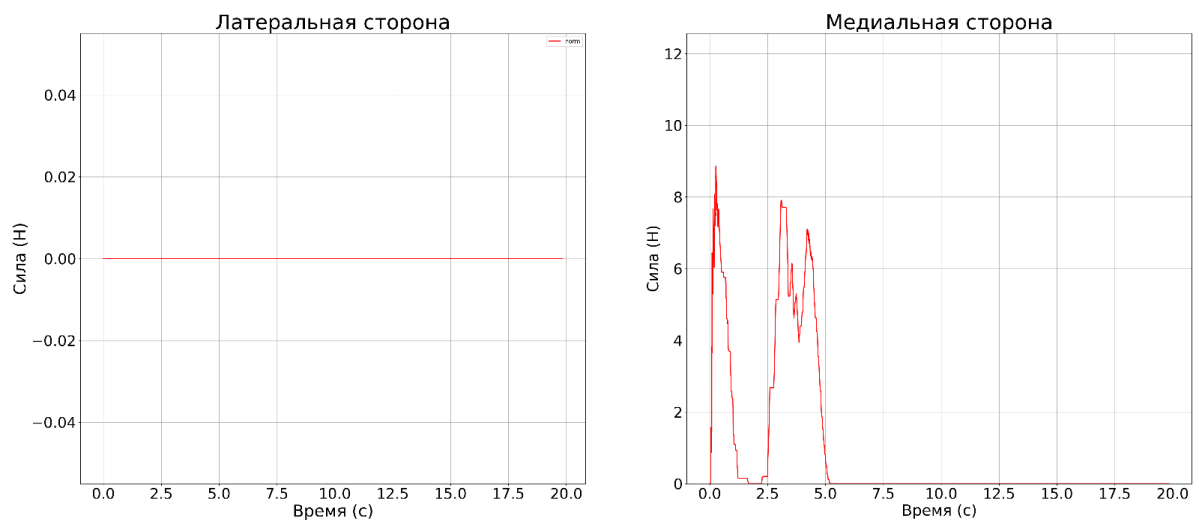


Рисунок 6.15 – График распределения нагрузки на мышелки большеберцовой кости в модели физиологической нормы

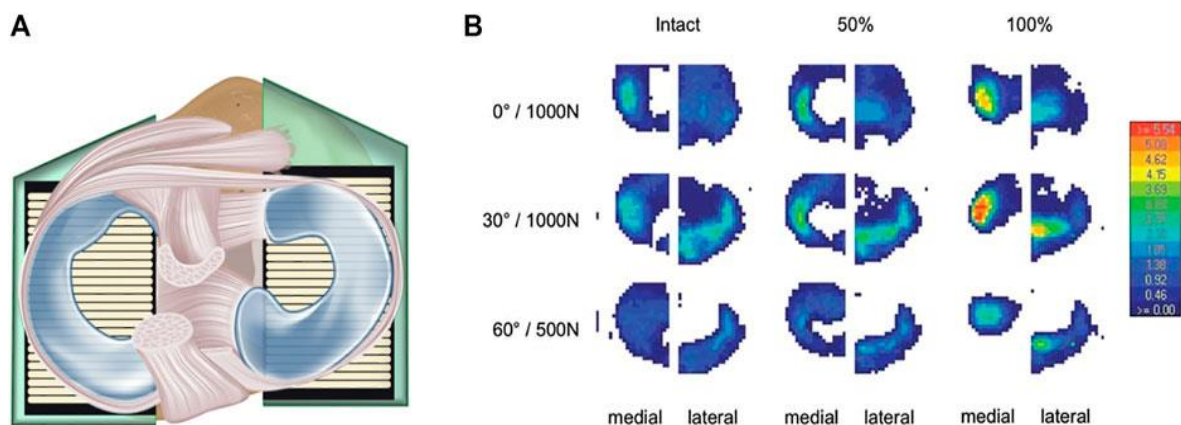


Рисунок 6.16 – График распределения нагрузки на большеберцовую кость в коленном суставе в физиологической норме [16]

При расчете на модели с коленным суставе в физиологической норме нагрузка на латеральную часть плато большеберцовой кости отсутствует, а силы, действующие на медиальную часть плато большеберцовой кости, малы и воздействуют только на сгибании до 23 градусов сгибания сустава.

Схожие результаты были получены в статьях [16][17].

Далее рассматривались случаи резекции медиального мениска.

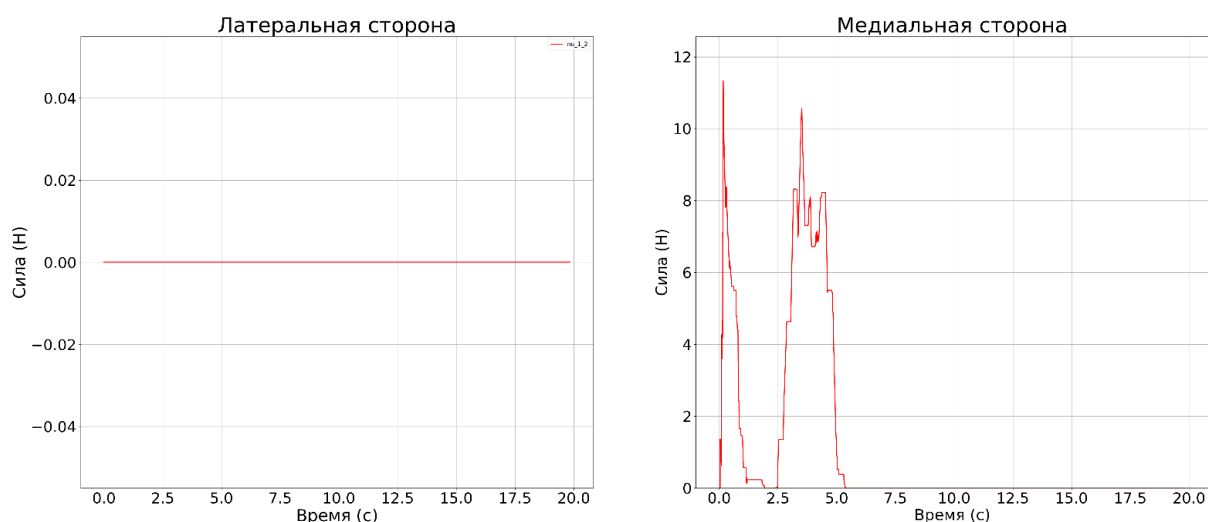


Рисунок 6.17 – График распределения нагрузки на мышелки большеберцовой кости в модели без сегмента 1_2

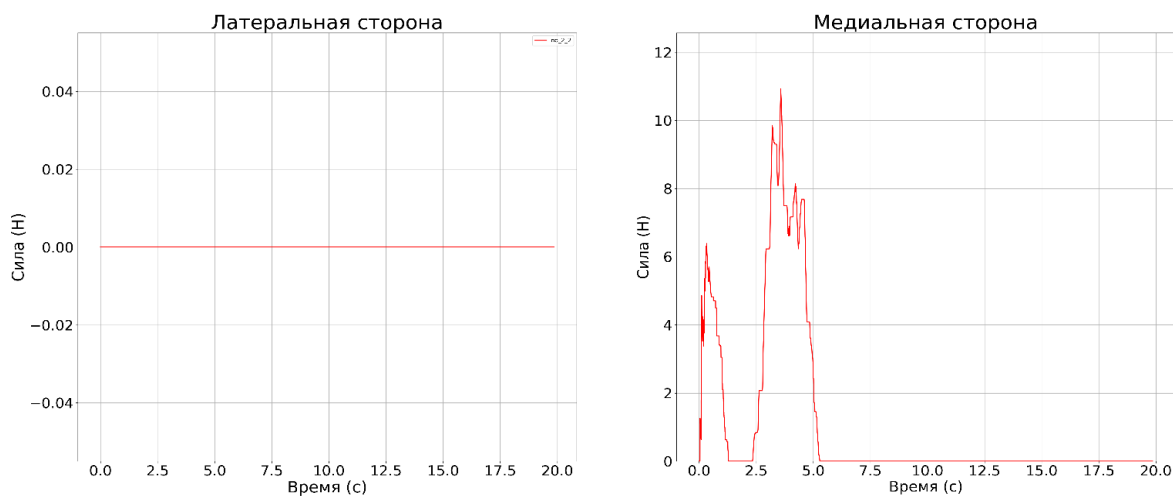


Рисунок 6.18 – График распределения нагрузки на мышелки
большеберцовой кости в модели без сегмента 2_2

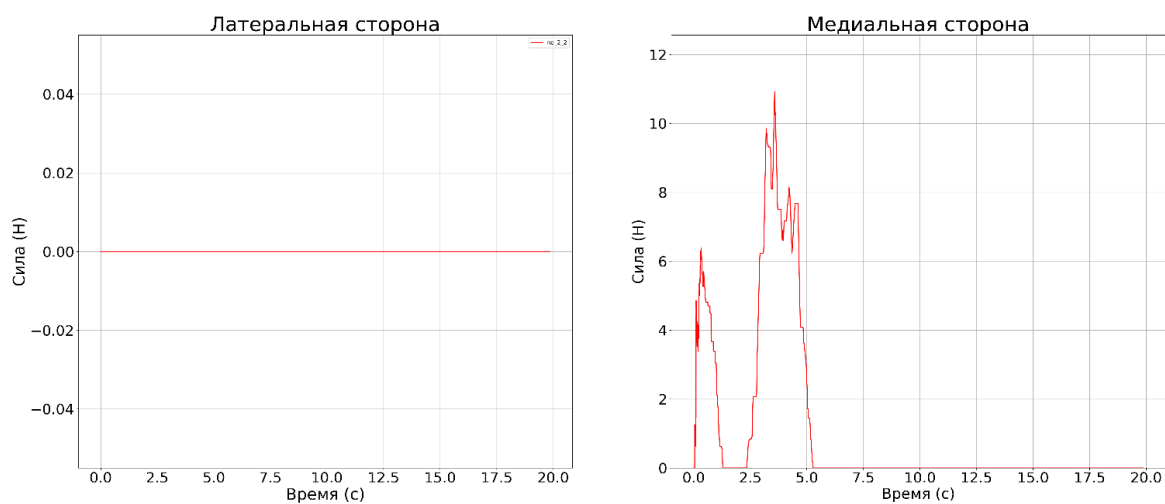


Рисунок 6.19 – График распределения нагрузки на мышелки
большеберцовой кости в модели без сегмента 3_2

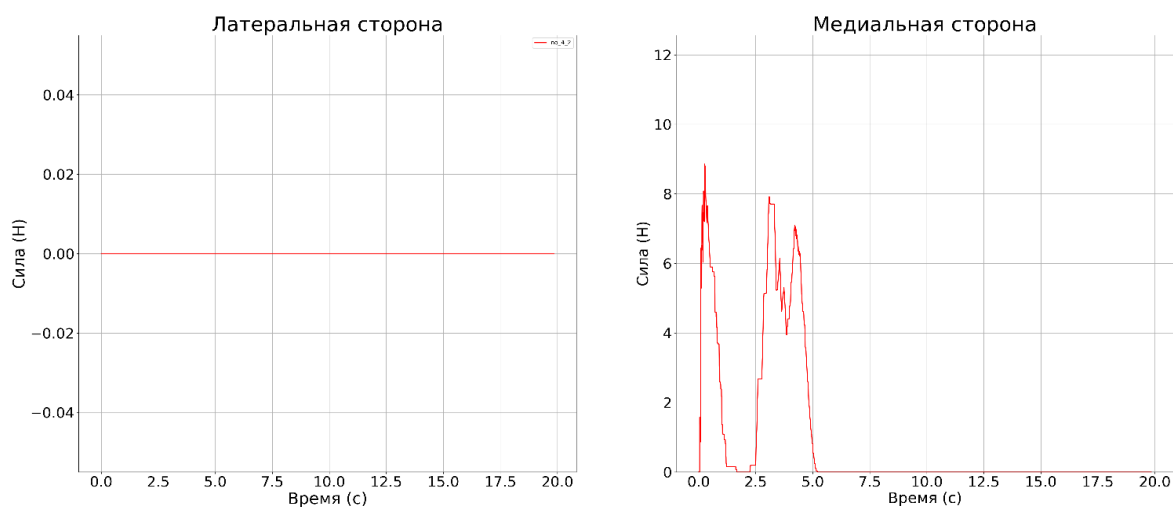


Рисунок 6.20 – График распределения нагрузки на мышелки
большеберцовой кости в модели без сегмента 4_2

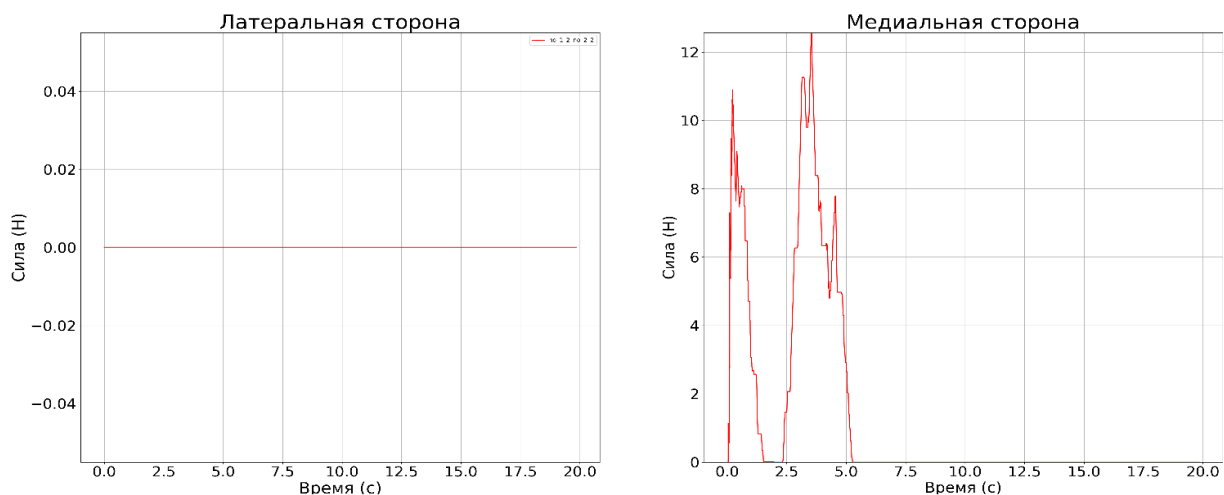


Рисунок 6.21 – График распределения нагрузки на мышелки
 большеберцовой кости в модели без сегментов 1_2, 2_2

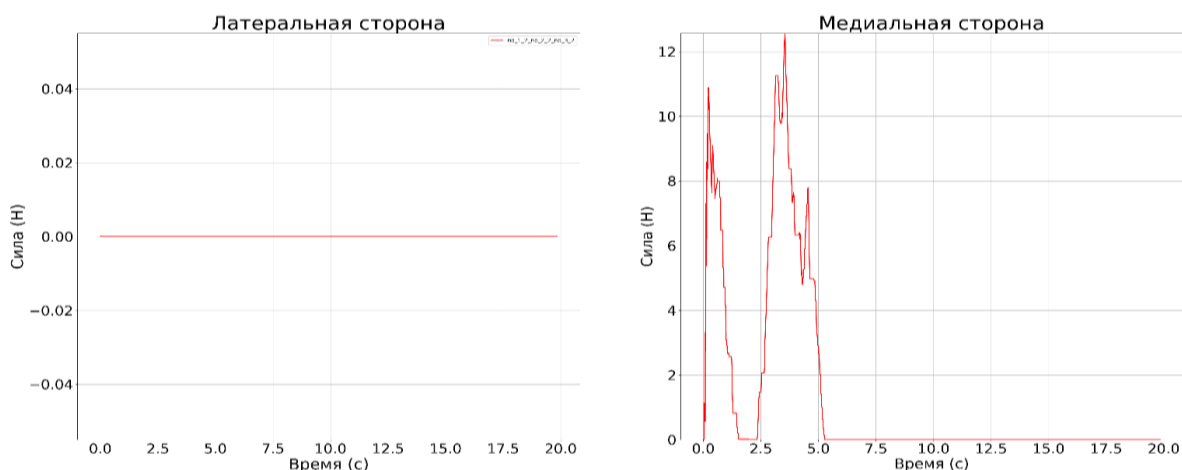


Рисунок 6.22 – График распределения нагрузки на мышелки
 большеберцовой кости в модели без сегментов 1_2, 2_2, 3_2

По графикам на рисунках 6.17 - 6.22 можно сделать вывод, что при резекции медиального мениска нагрузка на медиальную часть плато большеберцовой кости увеличивается и перераспределяется, но так же воздействует только на первой четверти сгибания коленного сустава.

6.3 Нагрузка на бедренную кость

На основе данных, полученных из вышеописанных экспериментов, так же были получены графики зависимости сил, действующих на бедренную кость от времени.

При проведении расчета на модели коленного сустава в физиологической норме были получены следующие результаты.

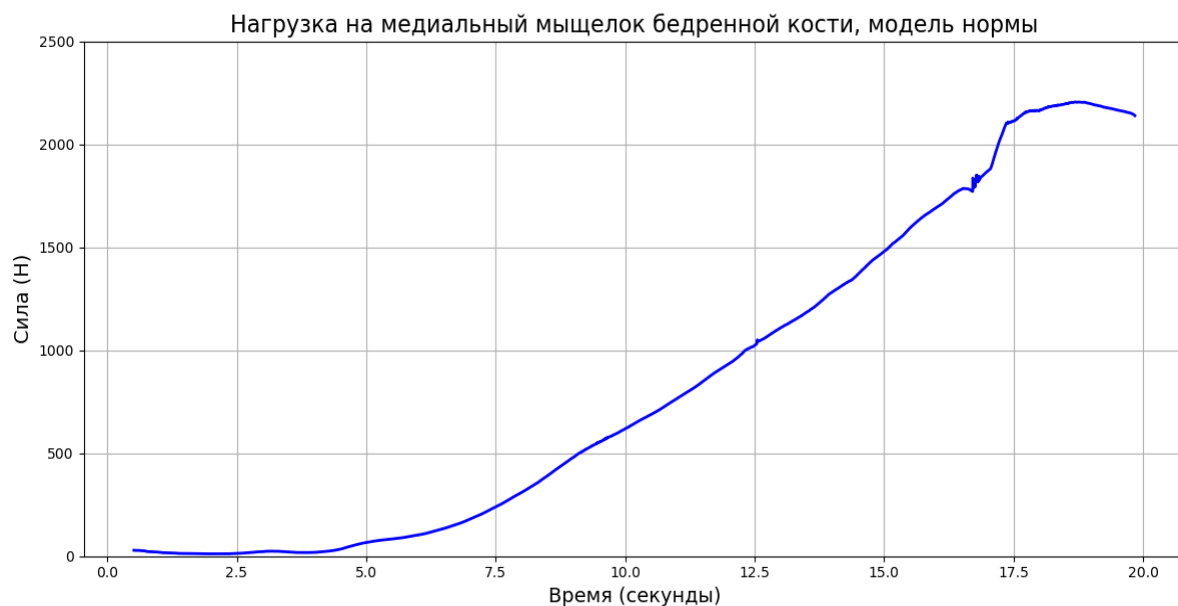


Рисунок 6.23 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели физиологической нормы



Рисунок 6.24 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели физиологической нормы

На основе этих данных можно сделать следующий вывод: в случае физиологической нормы: наибольшая нагрузка приходится на медиальный

мышцелок бедренной кости и давление возрастает по мере сгибания коленного сустава.

Также проводились эксперименты с учетом частичной резекции медиального мениска.

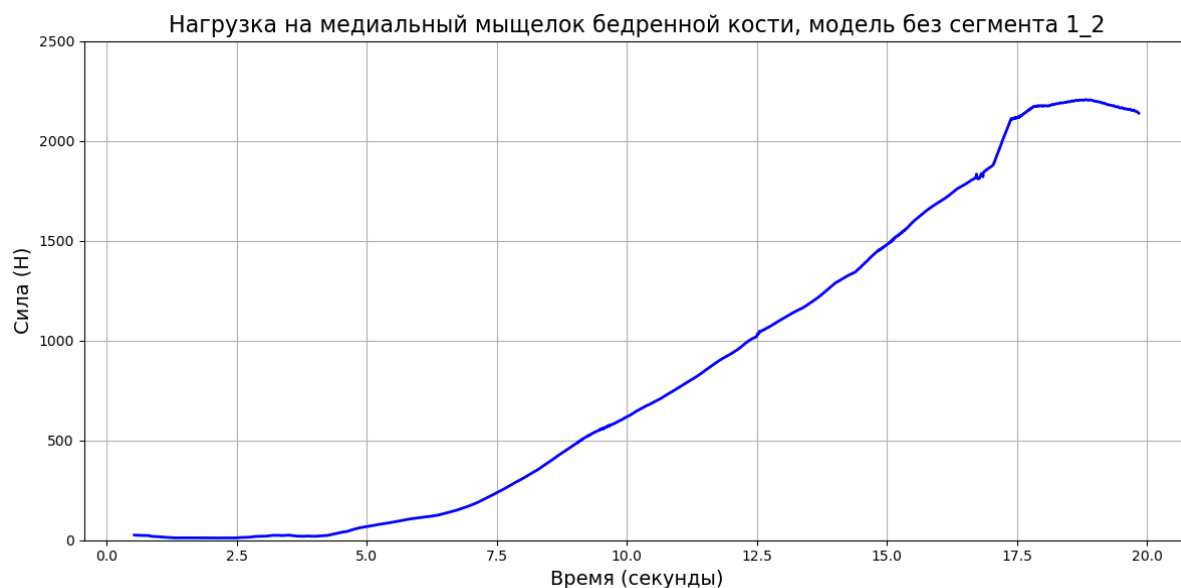


Рисунок 6.25 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 1_2

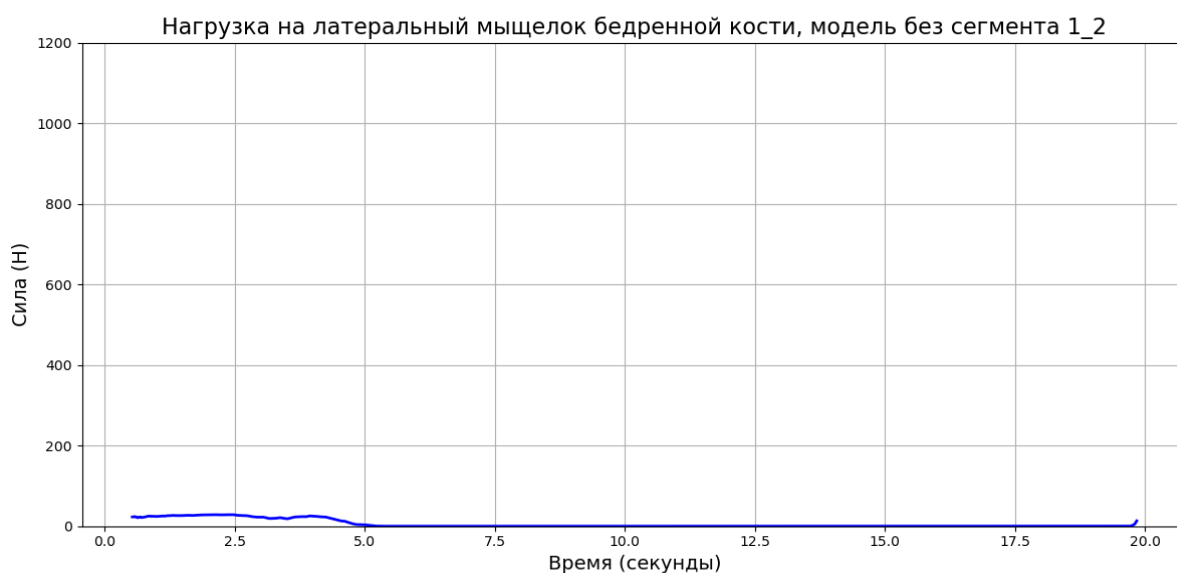


Рисунок 6.26 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 1_2



Рисунок 6.27 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 2_2

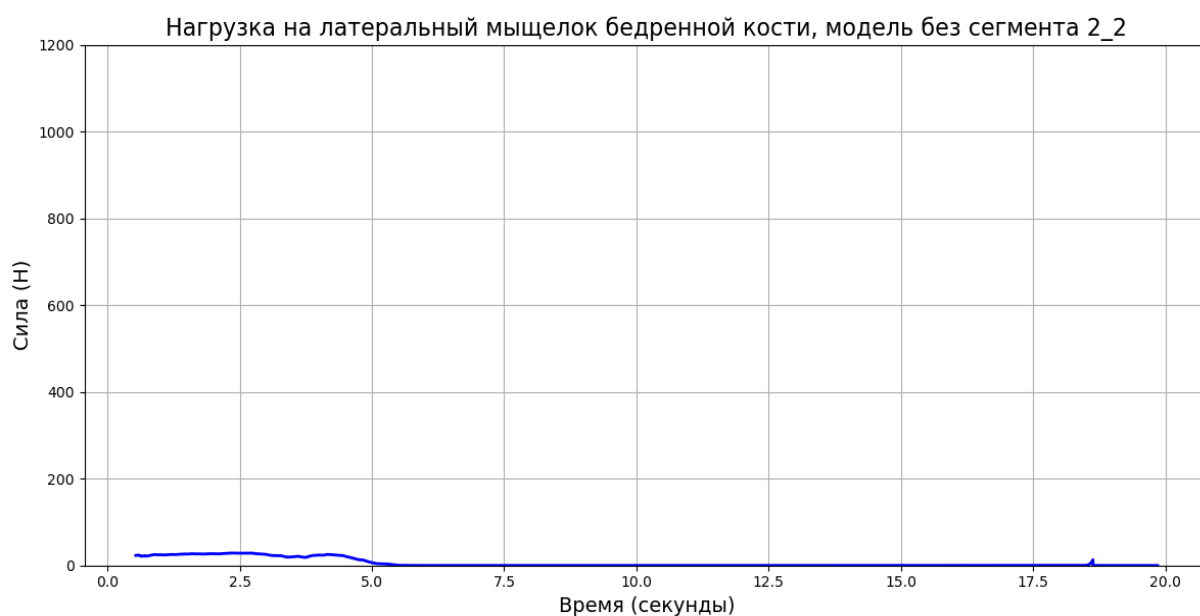


Рисунок 6.28 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 2_2

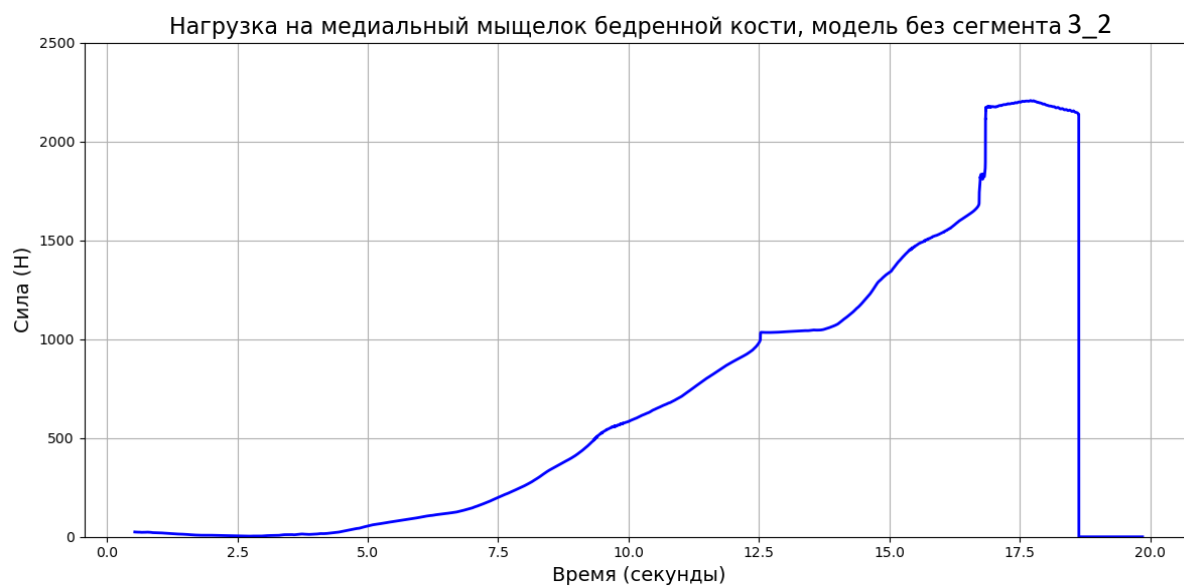


Рисунок 6.29 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 3_2

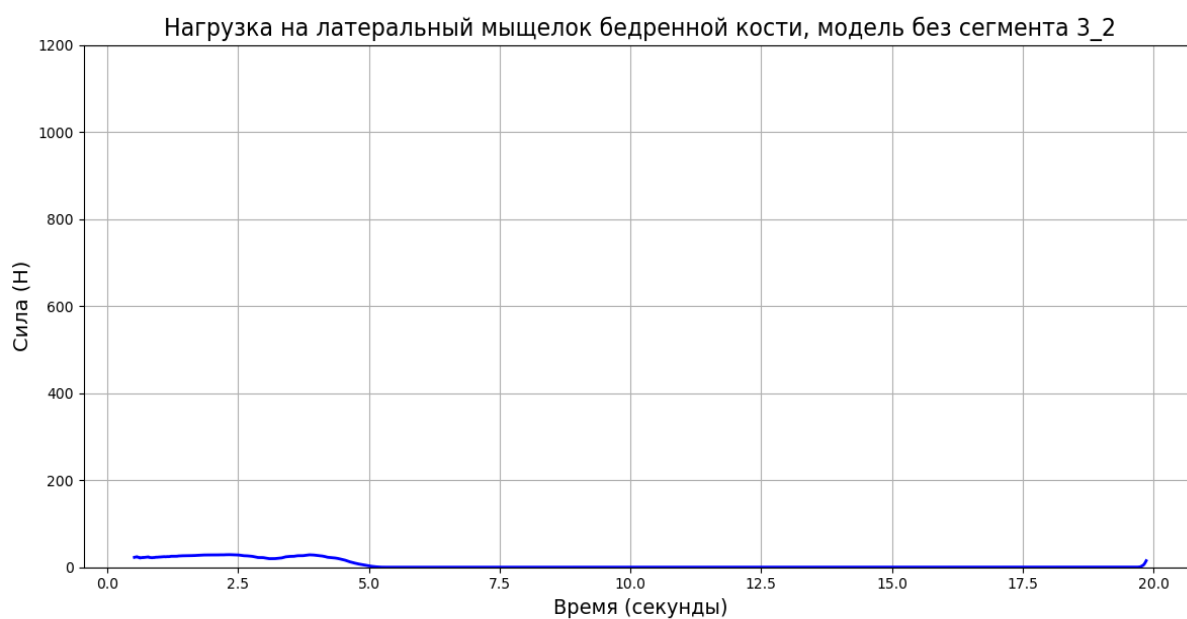


Рисунок 6.30 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 3_2

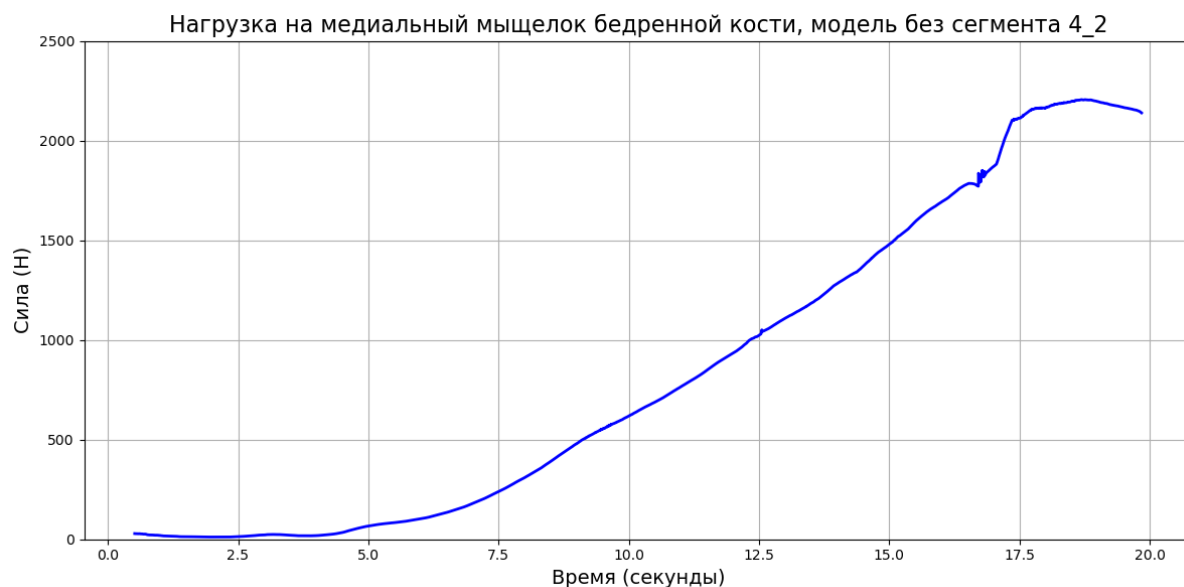


Рисунок 6.31 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 4_2

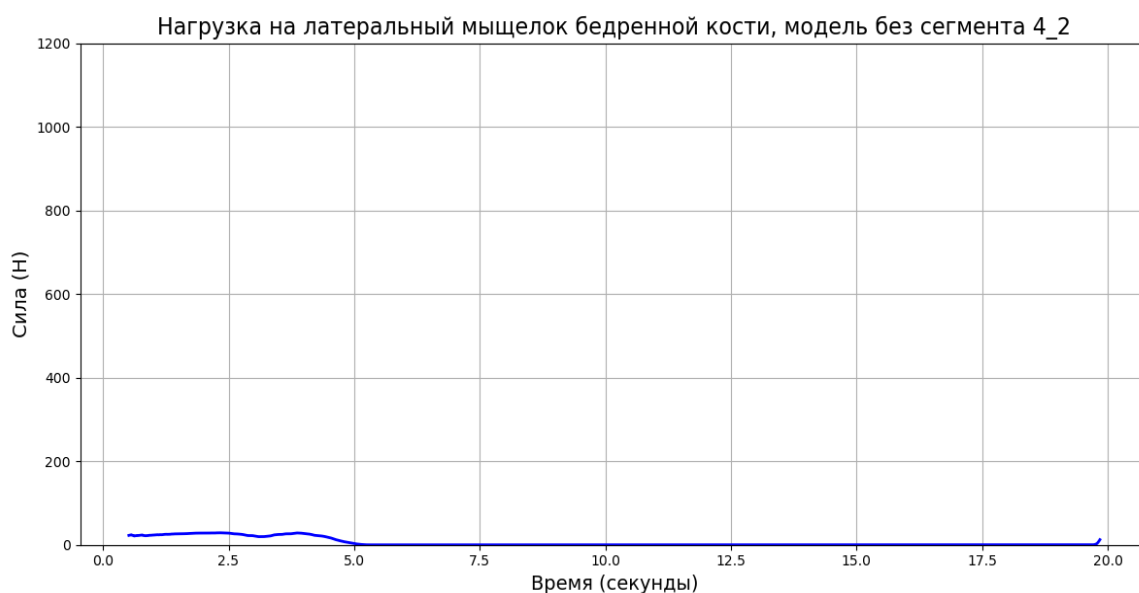


Рисунок 6.32 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели без сегмента 4_2

На основе графиков на рисунках 6.23 – 6.32 можно сделать вывод: при удалении одного внутреннего сегмента медиального мениска нагрузка на бедренную кость не изменяется по сравнению с данными модели коленного сустава с нормальной физиологией.

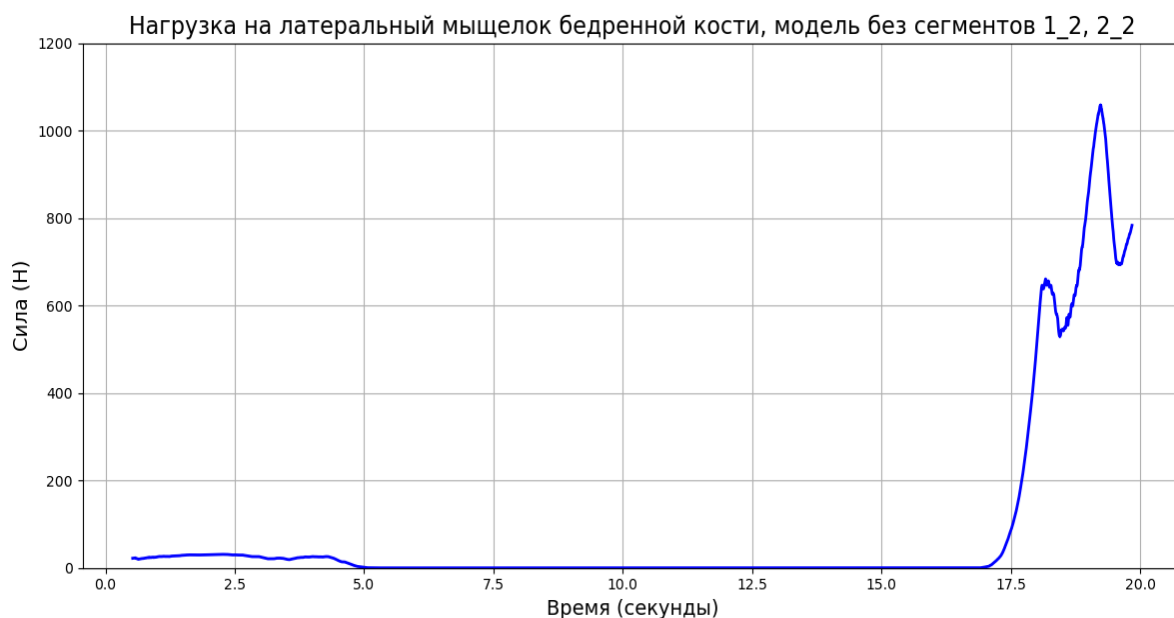


Рисунок 6.33 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели без сегментов 1_2, 2_2

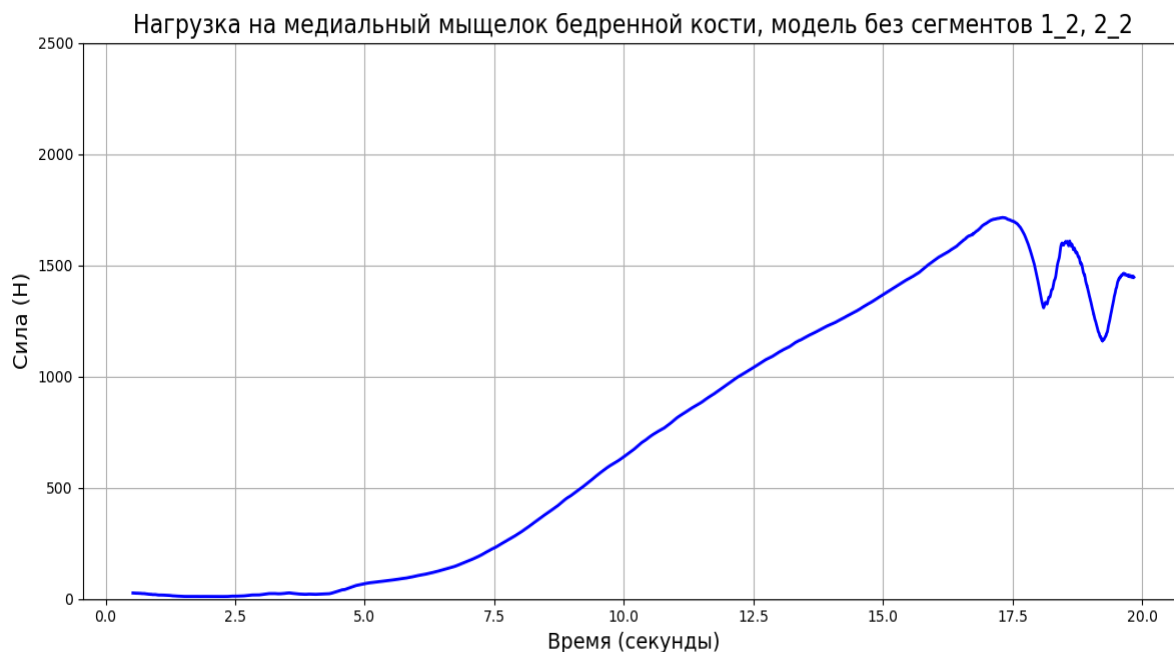


Рисунок 6.34 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели без сегментов 1_2, 2_2



Рисунок 6.35 – График распределения нагрузки на латеральный мыщелок бедренной кости в модели без сегментов 1_2, 2_2, 3_2

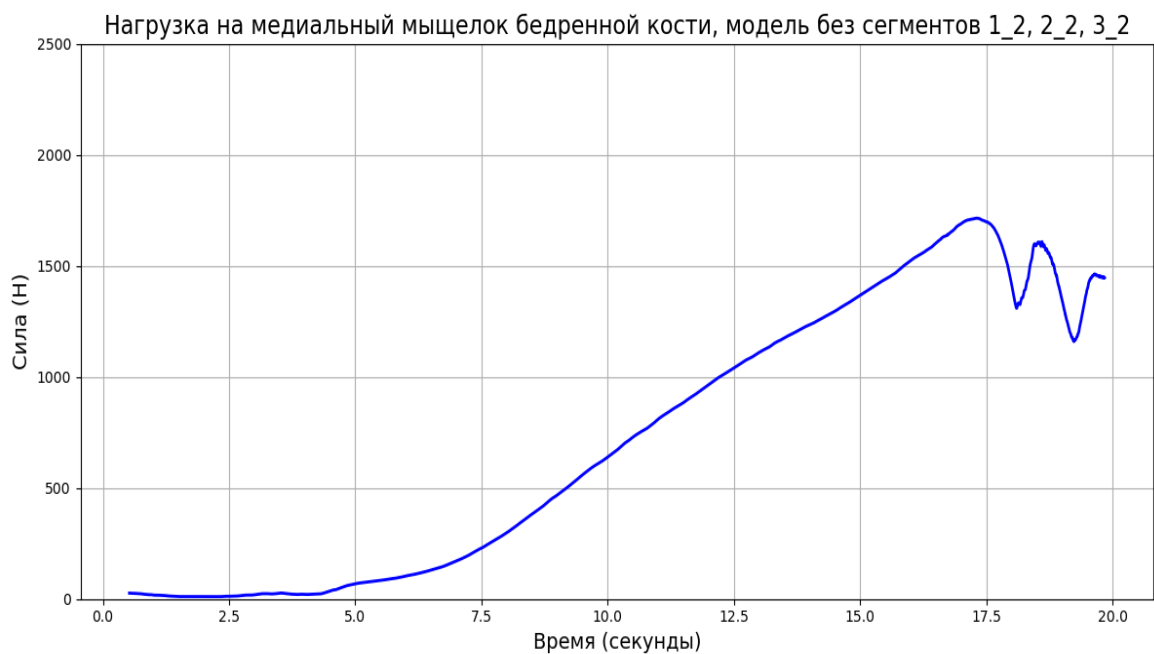


Рисунок 6.36 – График распределения нагрузки на медиальный мыщелок бедренной кости в модели без сегментов 1_2, 2_2, 3_2

По графиками на рисунках 6.33 и 6.36 можно сделать вывод, что при удалении нескольких сегментов медиального мениска нагрузка на медиальный мыщелок бедренной кости уменьшается, а сил, действующие на латеральный мыщелок бедренной кости увеличиваются.

Заключение

В ходе данной работы была построена персонализированная модель коленного сустава пациента в физиологической норме и проведена серия исследований, направленных на расчет сил, действующих на мениски коленного сустава в случае физиологической нормы и при частичной резекции менисков. Также, были представлены данные о распределении нагрузки на большеберцовую и бедренную кости.

Были рассмотрены следующие варианты моделей:

- мениски в физиологической норме;
- резекция сегмента 1_2;
- резекция сегмента 2_2;
- резекция сегмента 3_2;
- резекция сегмента 4_2;
- резекция сегментов 1_2 и 2_2;
- резекция сегмента 1_2, 2_2 и 3_2.

Полученные в ходе расчетов данные показали, что при удалении одного сегмента нагрузка на мениски не меняется. При одновременном удалении сегментов 1_2 и 2_2 нагрузка на задний рог медиального мениска уменьшается, а нагрузка на тело мениска увеличивается.

Нагрузка на большеберцовую кость незначительна, при резекции мениска давление незначительно увеличивается.

Основная нагрузка приходится на медиальный мыщелок бедренной кости. При удалении нескольких сегментов медиального мениска давление на медиальный мыщелок бедренной кости уменьшается, а на латеральный мыщелок увеличивается.

Полученные результаты подтверждаются данными из научных статей.

В дальнейшем, результаты данной работы могут быть использованы для улучшения диагностики и хирургического лечения при травмах менисков.

Список использованных источников

1. Sapin M.R. Anatomy of Human. – 2020. – URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=43278623>
2. Gavrilov L.F. Traumatology and Orthopedics. – 2019. – URL: <https://www.elibrary.ru/item.asp?id=42890294>
3. Arnoczky S.P. Anatomy of the meniscus. // Clin Sports Med. – 1990. – URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2189089/>
4. Makris E.A., Hadidi P., Athanasiou K.A. The knee meniscus: Structure–function, pathophysiology, current repair techniques, and prospects for regeneration. // Biomaterials. – 2011. – URL: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2011.06.037>
5. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Meniscus Tear. – 2020. – URL: <https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/meniscus-tears/>
6. ITK-SNAP Documentation. – Philadelphia, PA: University of Pennsylvania, 2025. – URL: <https://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php?n=Documentation>.
7. OpenSim: Project Home // SimTK. – Stanford, CA: Stanford University, 2025. – URL: <https://simtk.org/projects/opensim>
8. Schmitz A., Piovesan D. Development of an open-source, discrete element knee model // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2016. – Т. 63, № 10. – С. 2056–2063. – URL: <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2502421>
9. Yurova A.S., Tyagunova A.I., Loginov F.B., Vassilevski Yu.V., Lychagin A.V., Kalinsky E.B., Larina E.V., Gorohova N.V., Devyatyarov K.A., Bogdanov O.N., Kovalenko I.B., Chesnokova K.V., Dergachev M.A., Mychka E.Yu., Kosukhin O.N. Patellar motion and dysfunction of its stabilizers in a biomechanical model of the knee joint // Sechenov Medical Journal. – 2024. – Т. 15, № 1. – С. 47–60. – DOI: 10.47093/2218-7332.2024.15.1.47-60
10. MeshLab: 3D Mesh Processing Software. – Pisa: Visual Computing Lab – ISTI – CNR, 2025. – URL: <https://www.meshlab.net/>

11. ParaView: Open-Source Scientific Visualization Tool. – Clifton Park, NY: Kitware Inc., 2025. – URL: <https://www.paraview.org/>
12. Gmsh: A 3D Finite Element Mesh Generator with Built-in Pre- and Post-Processing Facilities. – Louvain-la-Neuve: Université catholique de Louvain, 2025. – URL: <https://gmsh.info/>
13. Wu Y., Jin X., Zhao X. Computer-aided Design of Distal Femoral Osteotomy for the Valgus Knee and Effect of Correction Angle on Joint Loading by Finite Element Analysis // *Orthopaedic Surgery*. – 2022. – T. 14, № 23. – September. – DOI: 10.1111/os.13440. – URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/os.13440>
14. Mansouri M., Reinbolt J.A. A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB // *Journal of Biomechanics*. – 2012. – T. 45, № 17. – C. 3628–3632. – DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.03.016.
15. McErlain-Naylor S.A., King M.A., Felton P.J. A review of forward-dynamics simulation models for predicting optimal technique in maximal effort sporting movements // *Applied Sciences*. – 2021. – T. 11, № 4. – C. 1450. – DOI: 10.3390/app11041450.
16. Sukopp M., Schall F., Hacker S.P., Ignatius A., Dürselen L., Seitz A.M. Influence of menisci on tibiofemoral contact mechanics in human knees: a systematic review // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2022. – T. 10. – Стаття № 945573. – DOI: 10.3389/fbioe.2022.945573.
17. Fukubayashi T., Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: a study of normal and osteoarthrotic knee joints // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. – 1980. – T. 51, № 6. – C. 871–879. – DOI: 10.3109/17453678008990887