



Москва
2 ноября 2023

Расчет распределения нагрузки на суставные поверхности надколенника при сгибании колена в физиологической норме

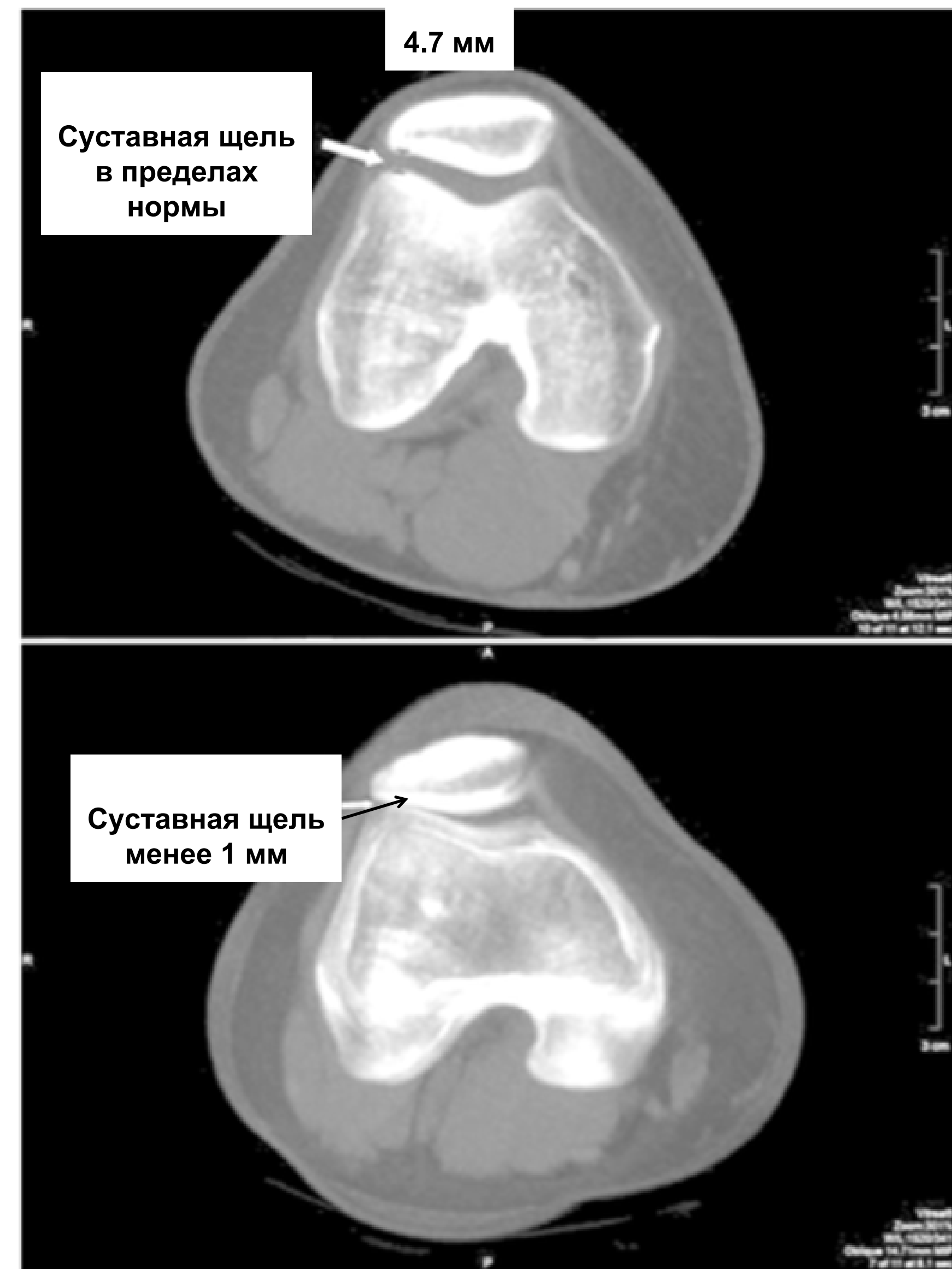
Тягунова Александра Игоревна (Сеченовский университет, НТУ Сириус)

Юрова Александра Сергеевна (ИВМ РАН)



Актуальность работы

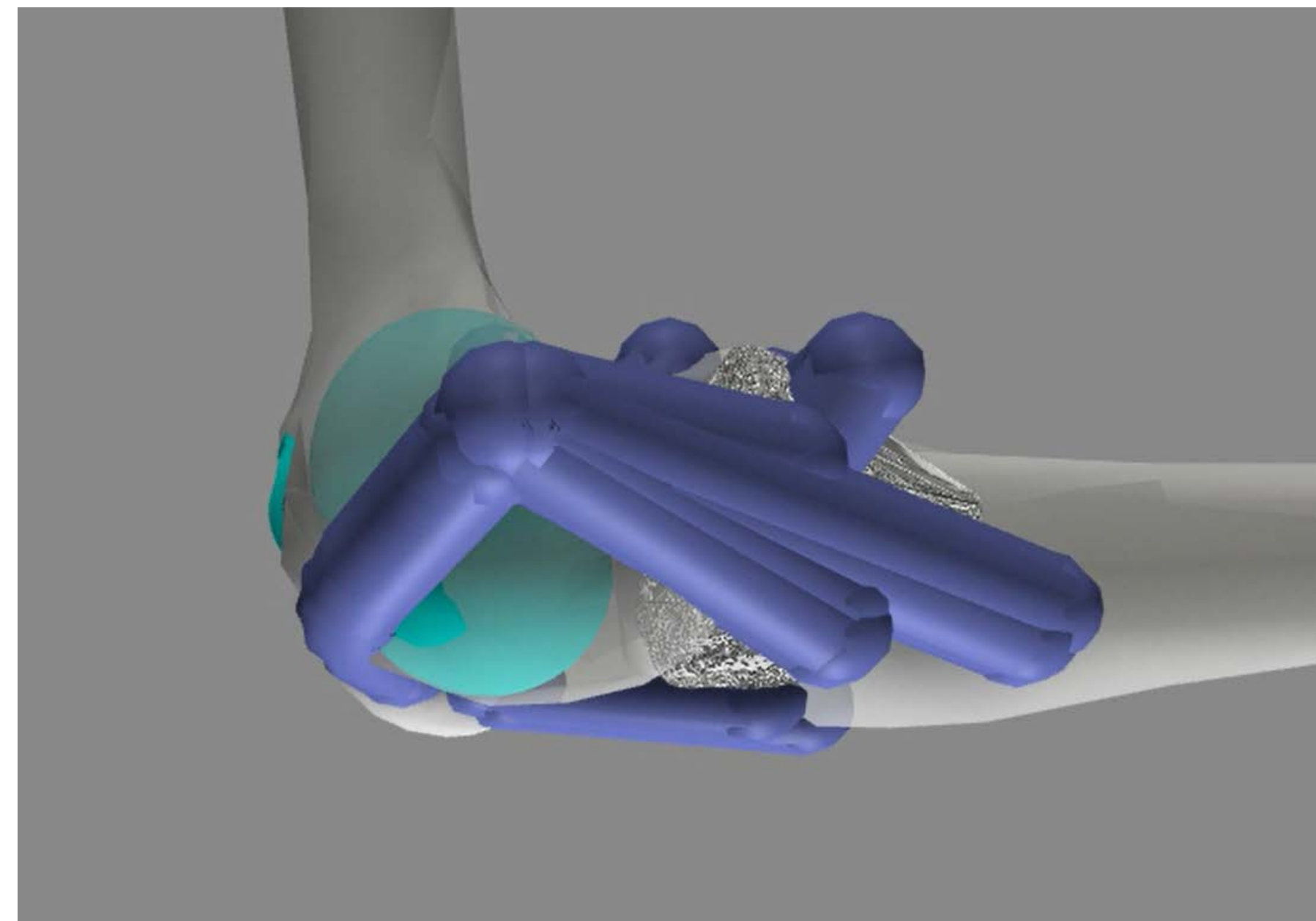
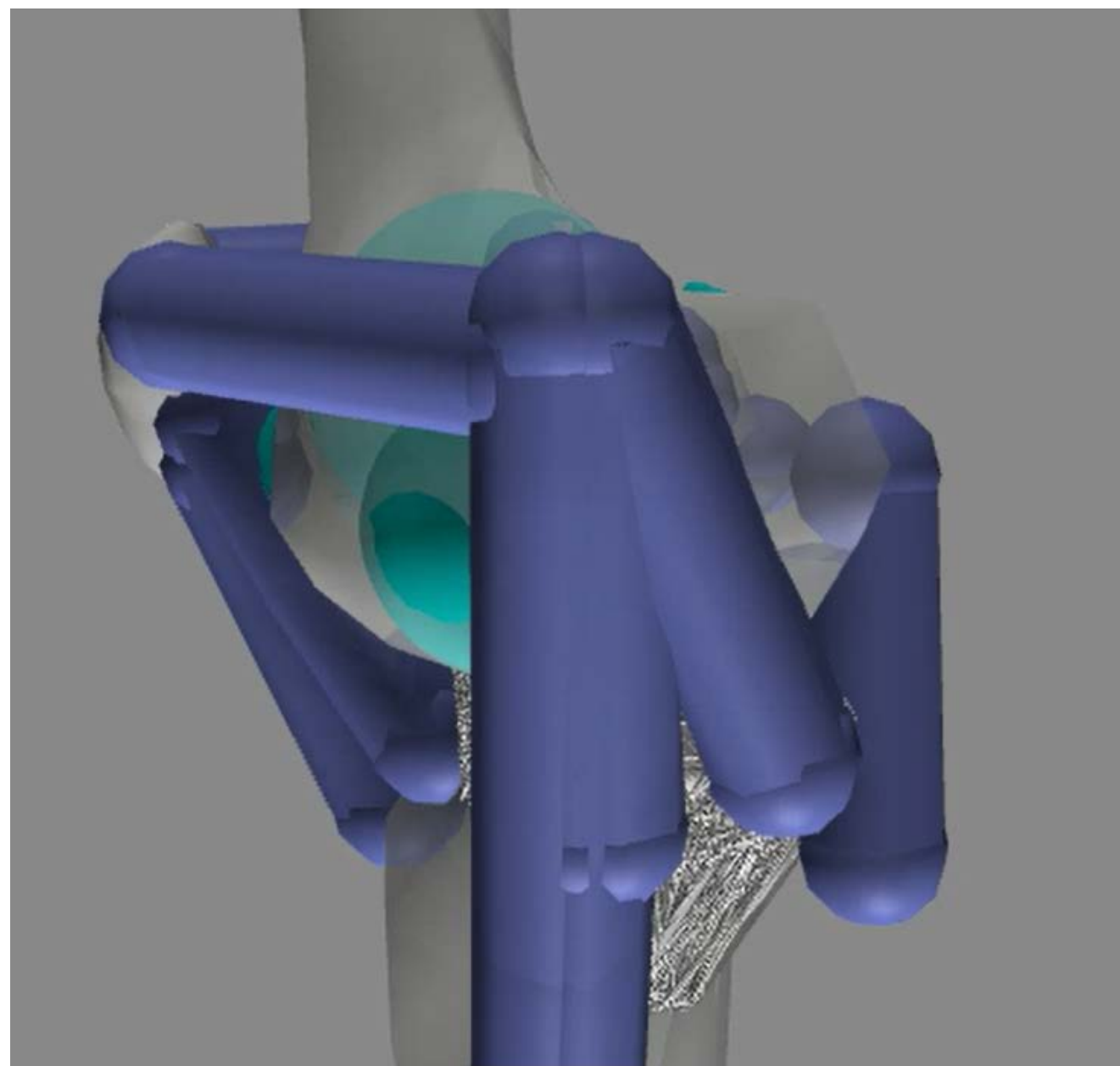
- Распространенность ортопедических патологий надколенника;
- Отсутствие общепринятых методов диагностики различных патологий коленного сустава;
- Затрудненность динамической и статической объективной оценки;
- Разнообразие методик оперативного лечения (данные об эффективности операций не постоянны).



КТ снимок надколенника при нормальной физиологии (1) и с патологией (2)

Цель работы

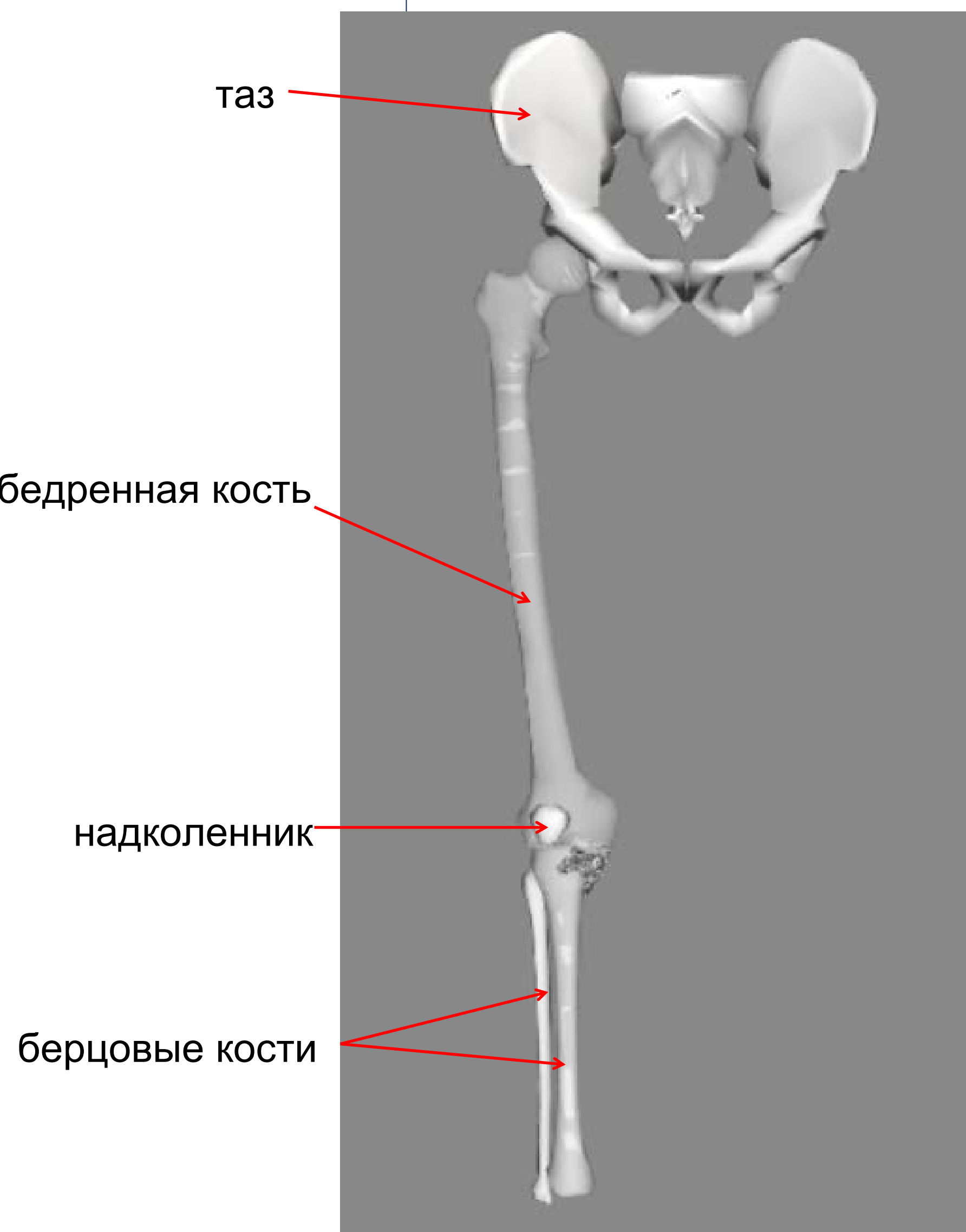
Выявление нормальных параметров биомеханики надколенника при полном сгибании колена при помощи открытой платформы для создания биомеханических моделей OpenSim.



Модель коленного сустава

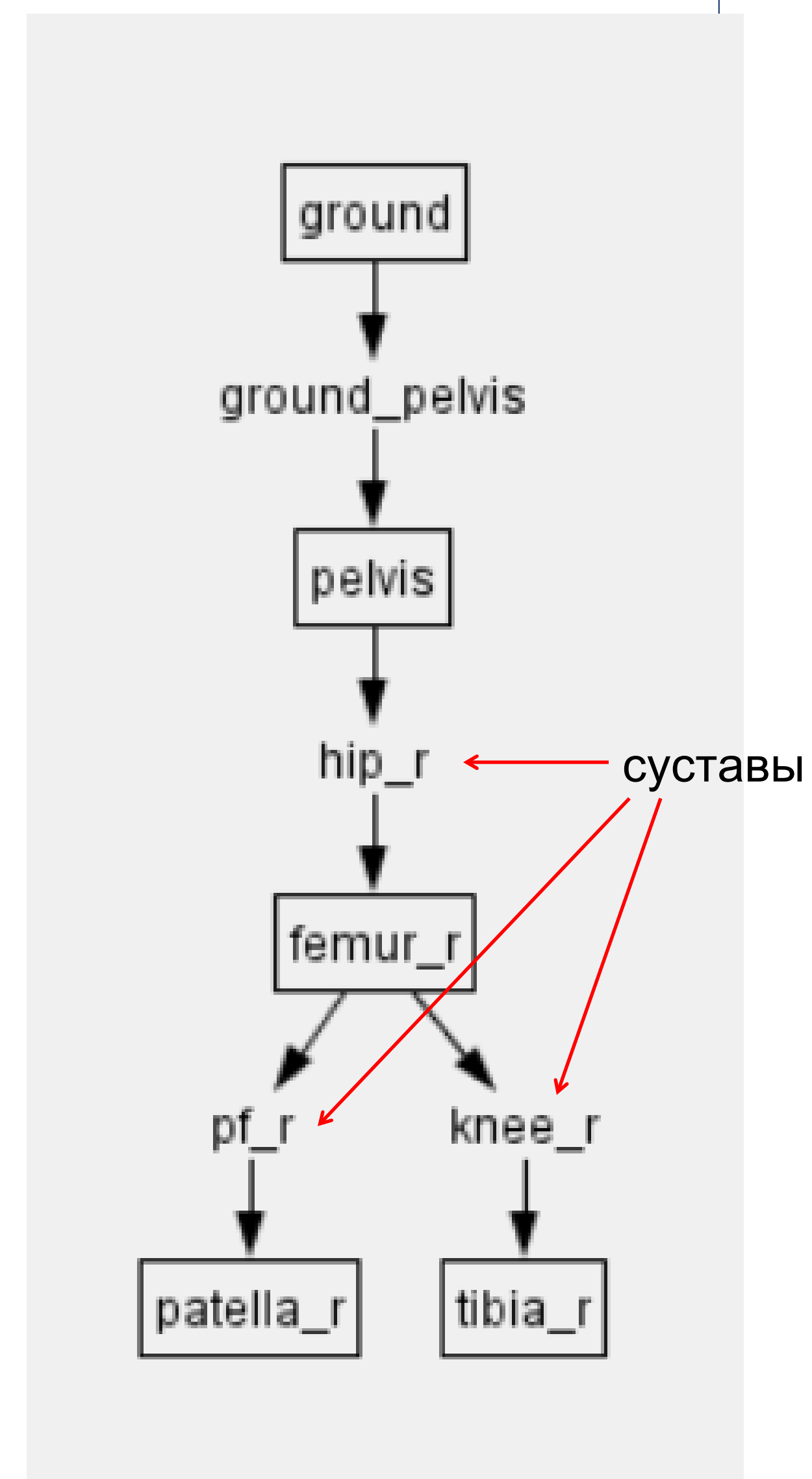
Костная структура модели в OpenSim

- Таз (pelvis)
- Бедренная кость (femur) ^{бедренная кость}
- Надколенник (patella)
- Берцовые кости (tibia)



Костная структура модели

в OpenSim

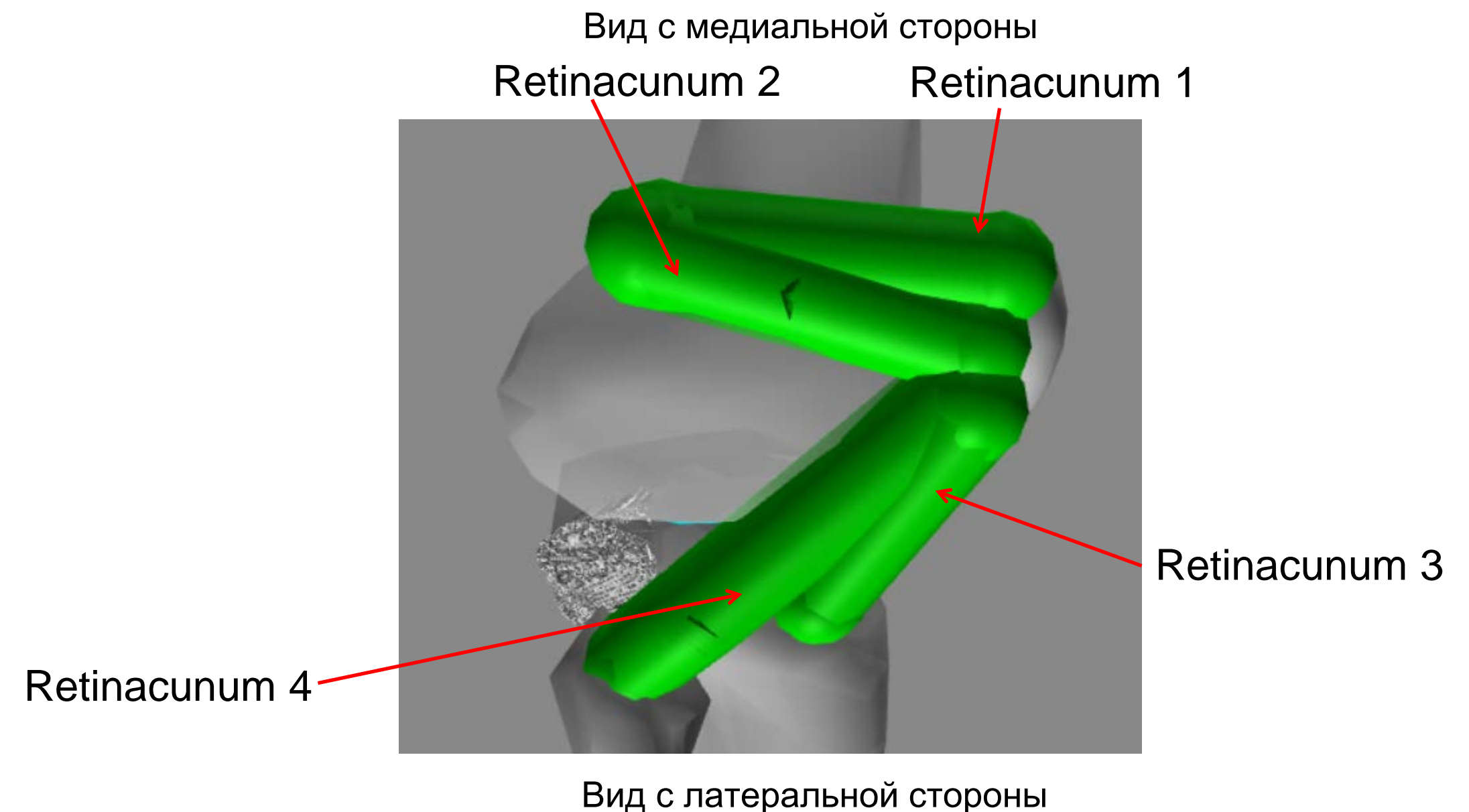
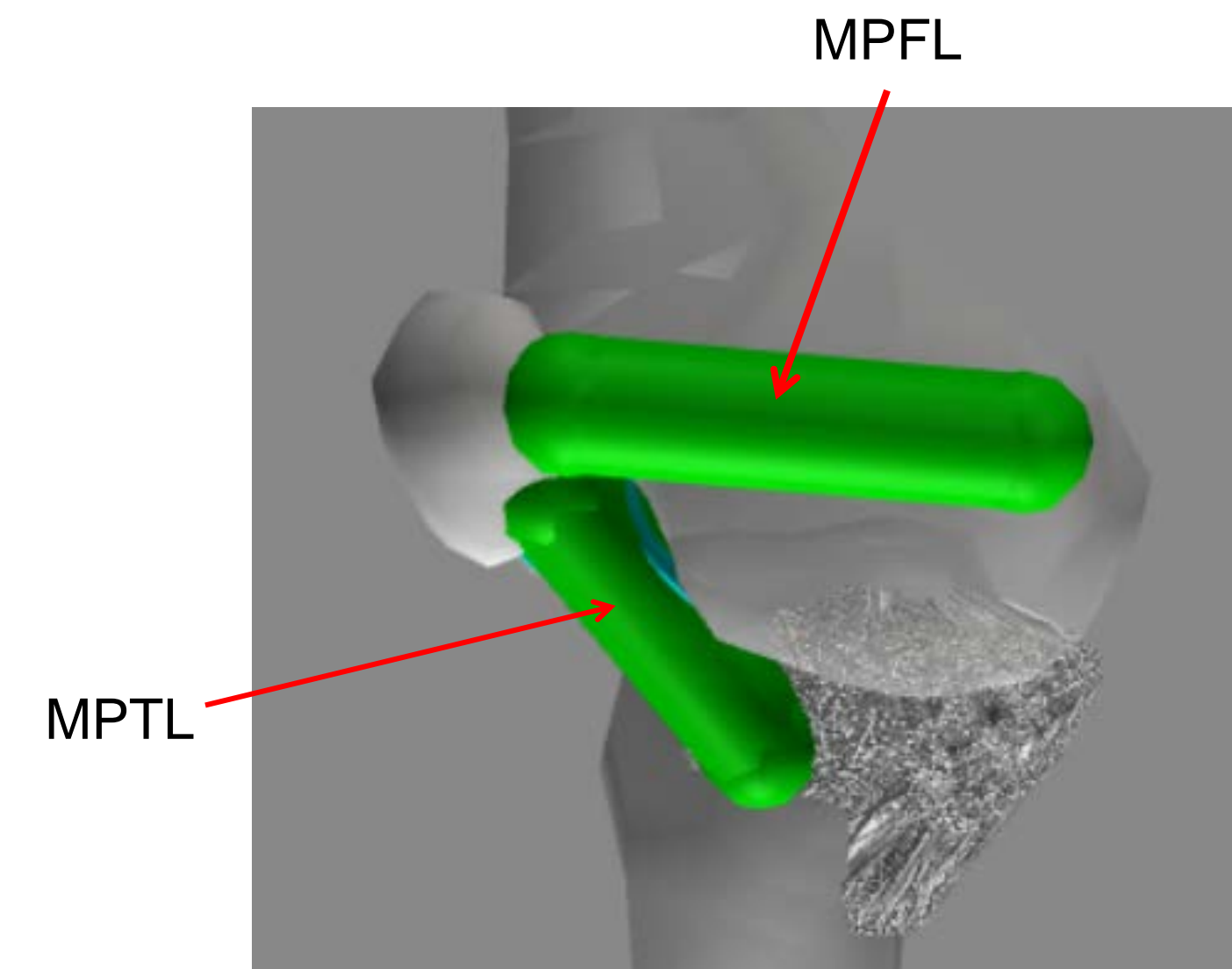


Связки модели в OpenSim

Связки – один из видов сил доступных в OpenSim, представлены как тонкие нити с двумя точками крепления.

Параметры:

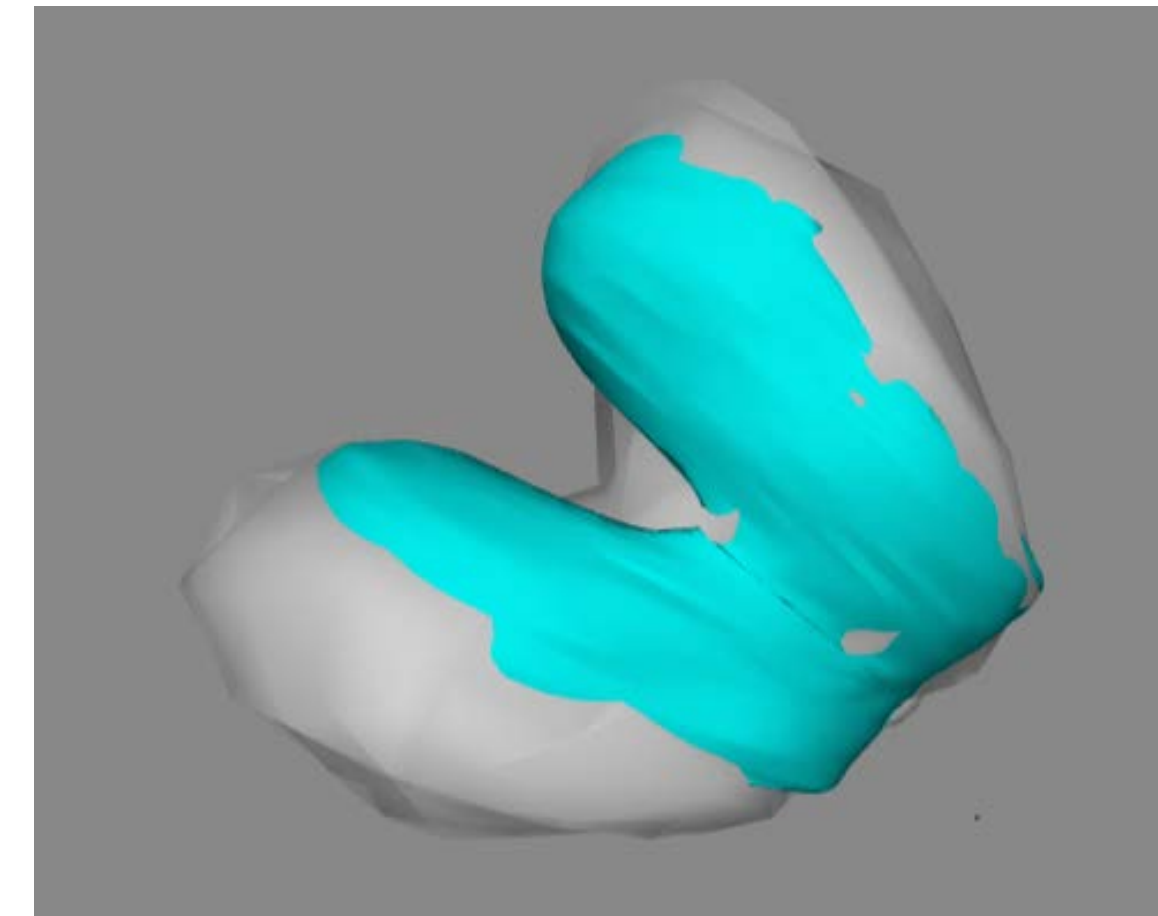
- координаты точек крепления;
- длина в состоянии покоя;
- зависимость развиваемой связкой силы от длины связки;
- максимальная изометрическая сила (pcsa) – масштабирующий коэффициент



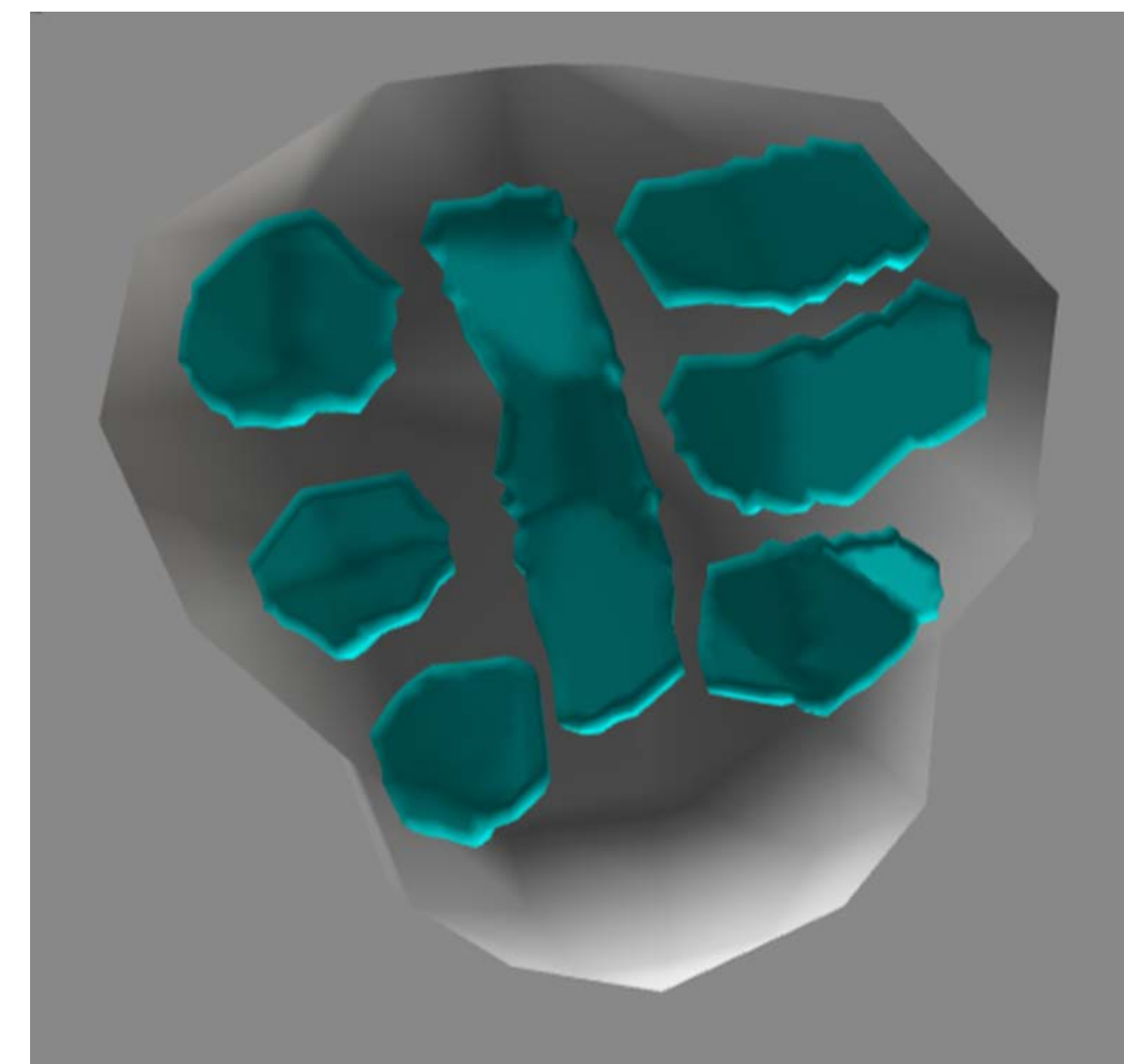
Контактные поверхности модели в OpenSim

Параметры

- Костная структура, к которой относится контактная поверхность
- Сила упругости
 - Между двумя определенными поверхностями
- Жесткость
- Статическое трение
- Динамическое трение
- Вязкое трение



Контактные поверхности
бедренной кости



Контактные поверхности
надколенника

Задачи

- Модернизация базовой модели;
- Проведение серии экспериментов;
- Расчет методами OpenSim распределения контактных сил между фасетками надколенника и бедренной костью, при полном сгибании колена для каждого эксперимента;
- Расчет методами OpenSim сил, возникающих в связках при полном сгибании колена для каждого эксперимента;
- Анализ полученных данных.

Базовая модель

Костные структуры:

Таз, бедренная кость, берцовая кость, надколенник

Суставы:

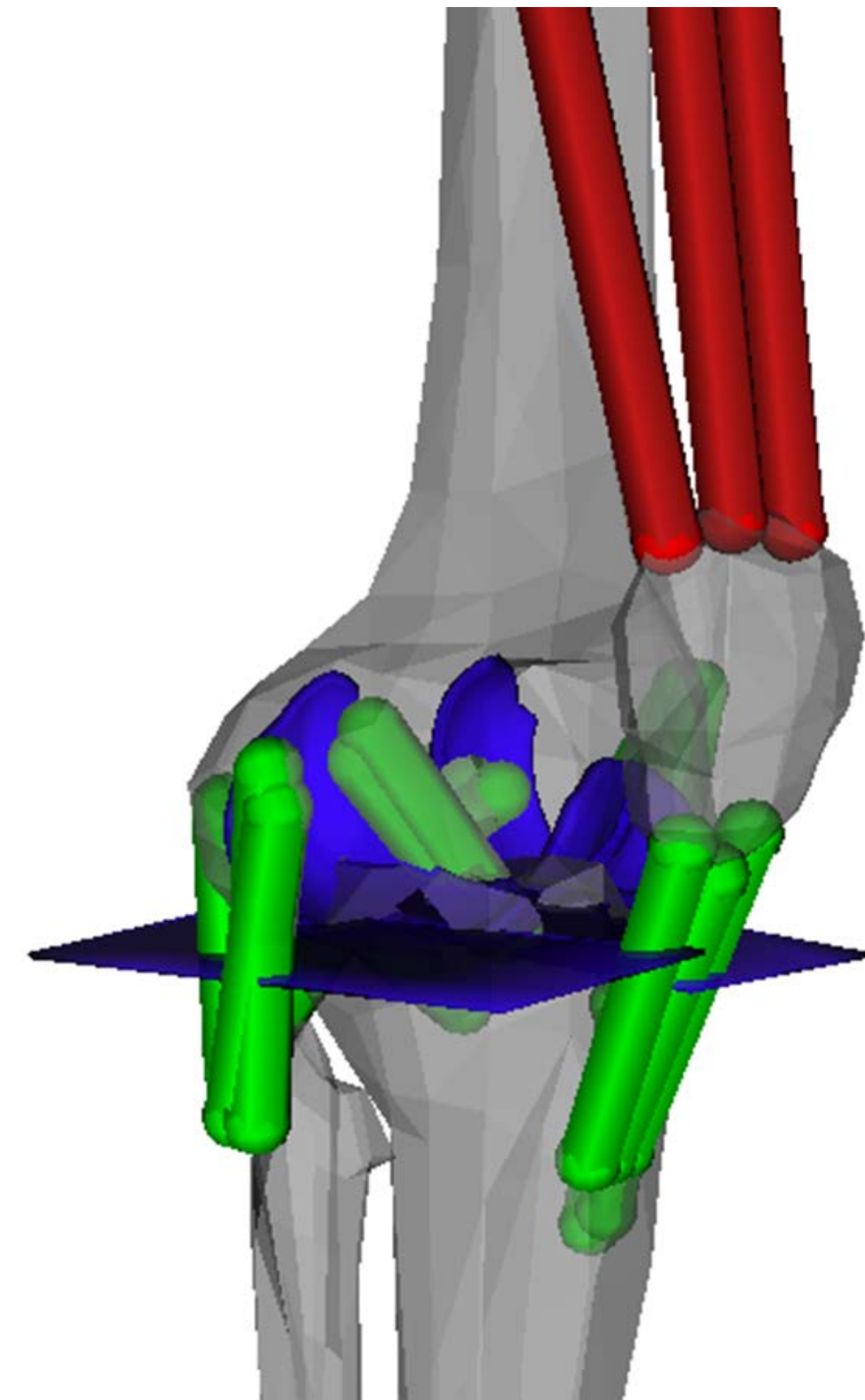
- Тибioфemorальный;
- Пателлофemorальный.

18 связок:

ACL (2), PCL (2), MCL (5), LCL (1), PFL (1), posterior capsule (4), patellar tendon (3)

Контактные поверхности:

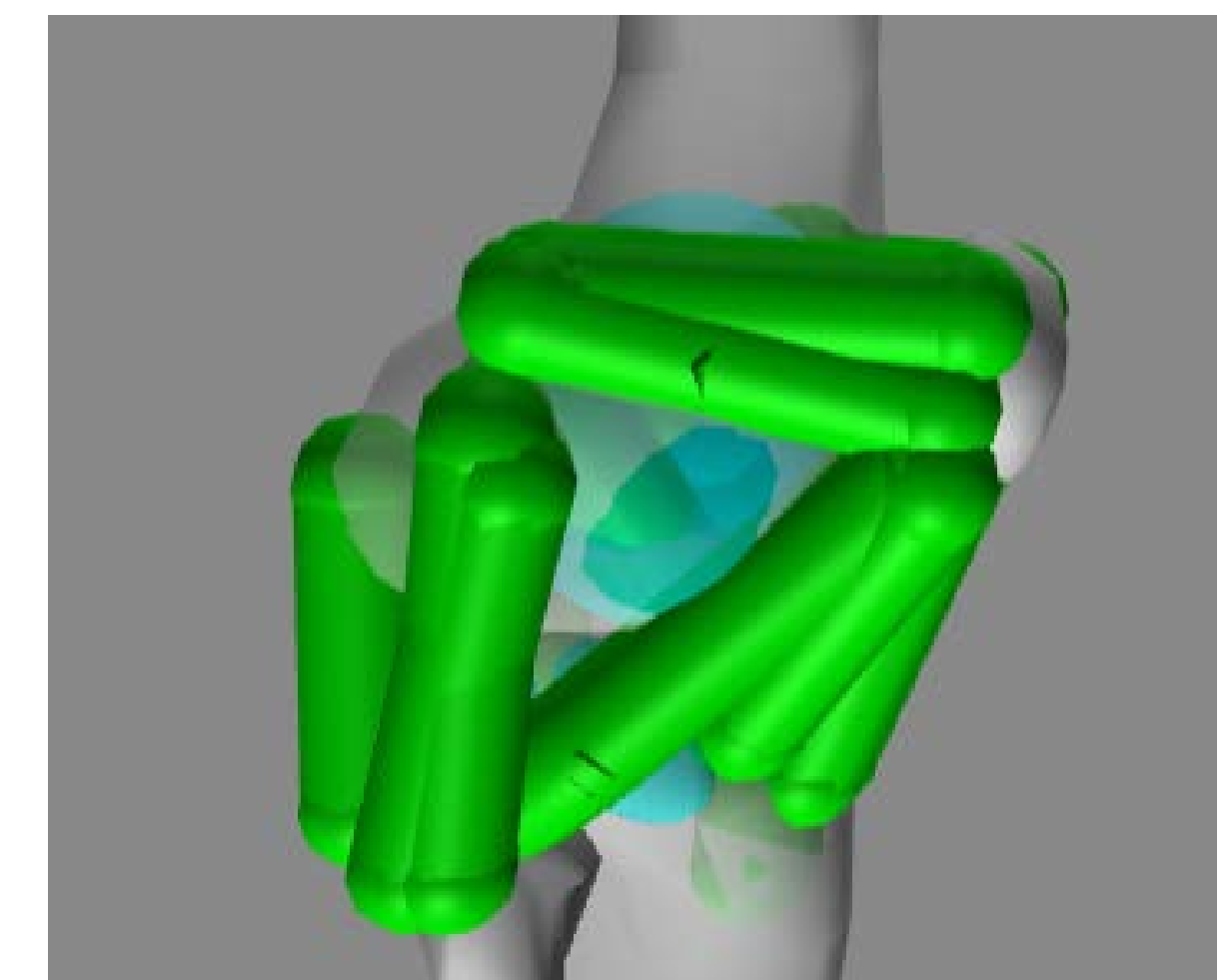
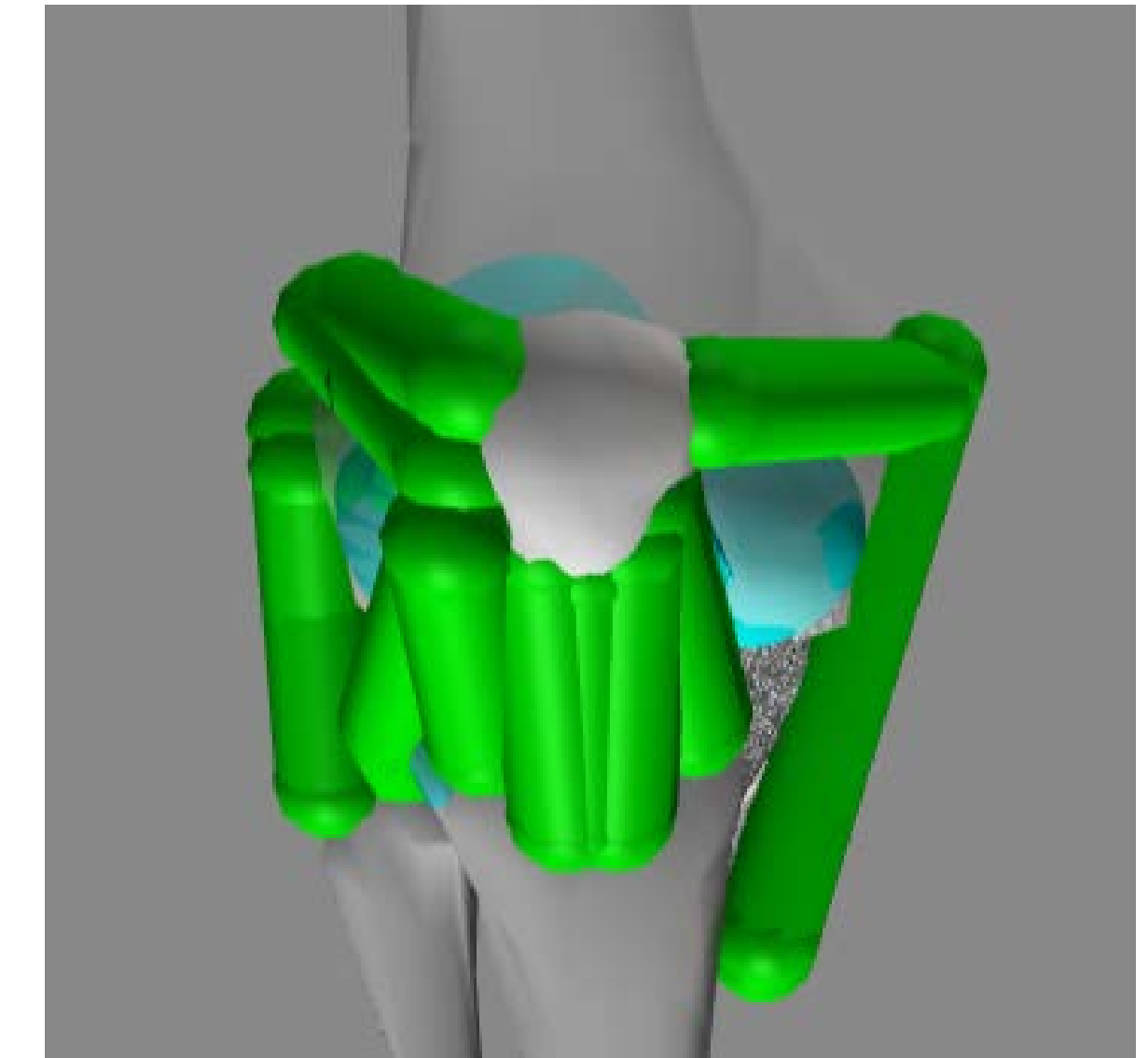
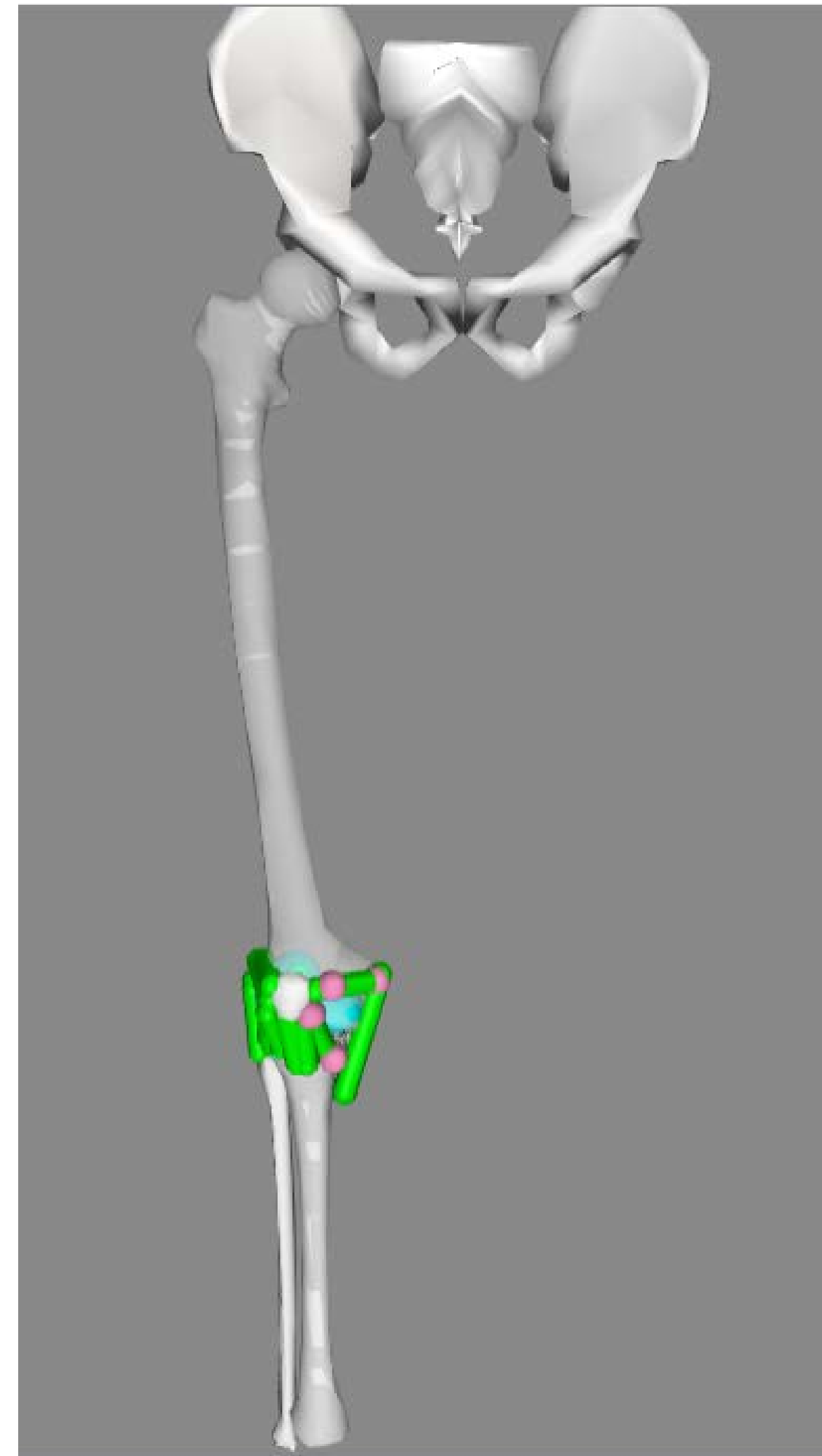
- На головке бедренной кости;
- На головке большеберцовой кости.



Базовая модель коленного сустава в OpenSim

Модифицированная модель

- Добавлены дополнительные степени свободы движения надколенника;
- Надколенник отмасштабирован до более реалистичных размеров;
- Вставлены ограничивающие тела;
- Добавлены связки (MPFL, MPFL, retinaculum 1, retinaculum 2, retinaculum 3, retinaculum 4);
- Добавлена контактная поверхность надколенника.

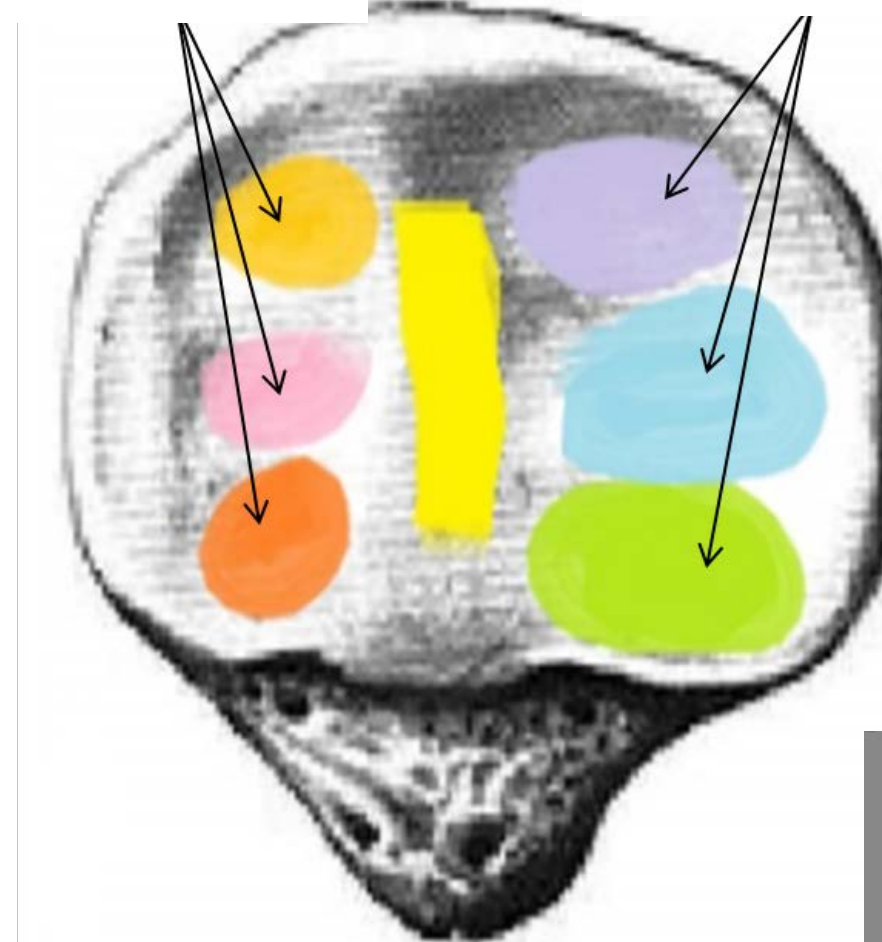


Модифицированная модель

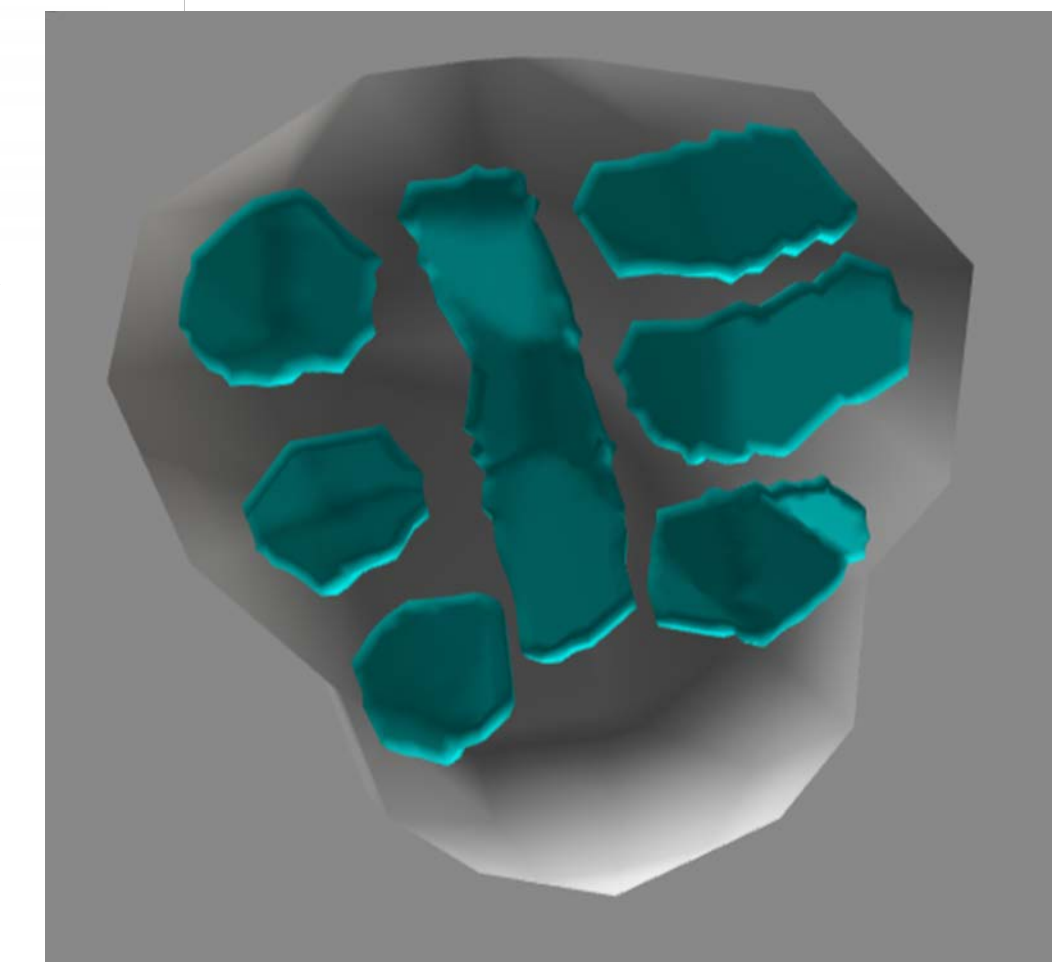
Построение и внедрение поверхностных сеток для фасеток надколенника

1. Измельчение сетки надколенника;
2. Выделение поверхностей фасеток;
3. Построения надстроек для фасеток;
4. Изменение параметров сеток;
5. Внедрение фасеток в модель коленного сустава в качестве контактных поверхностей.

Медиальные фасетки Латеральные фасетки



Расположение фасеток в тех. задании

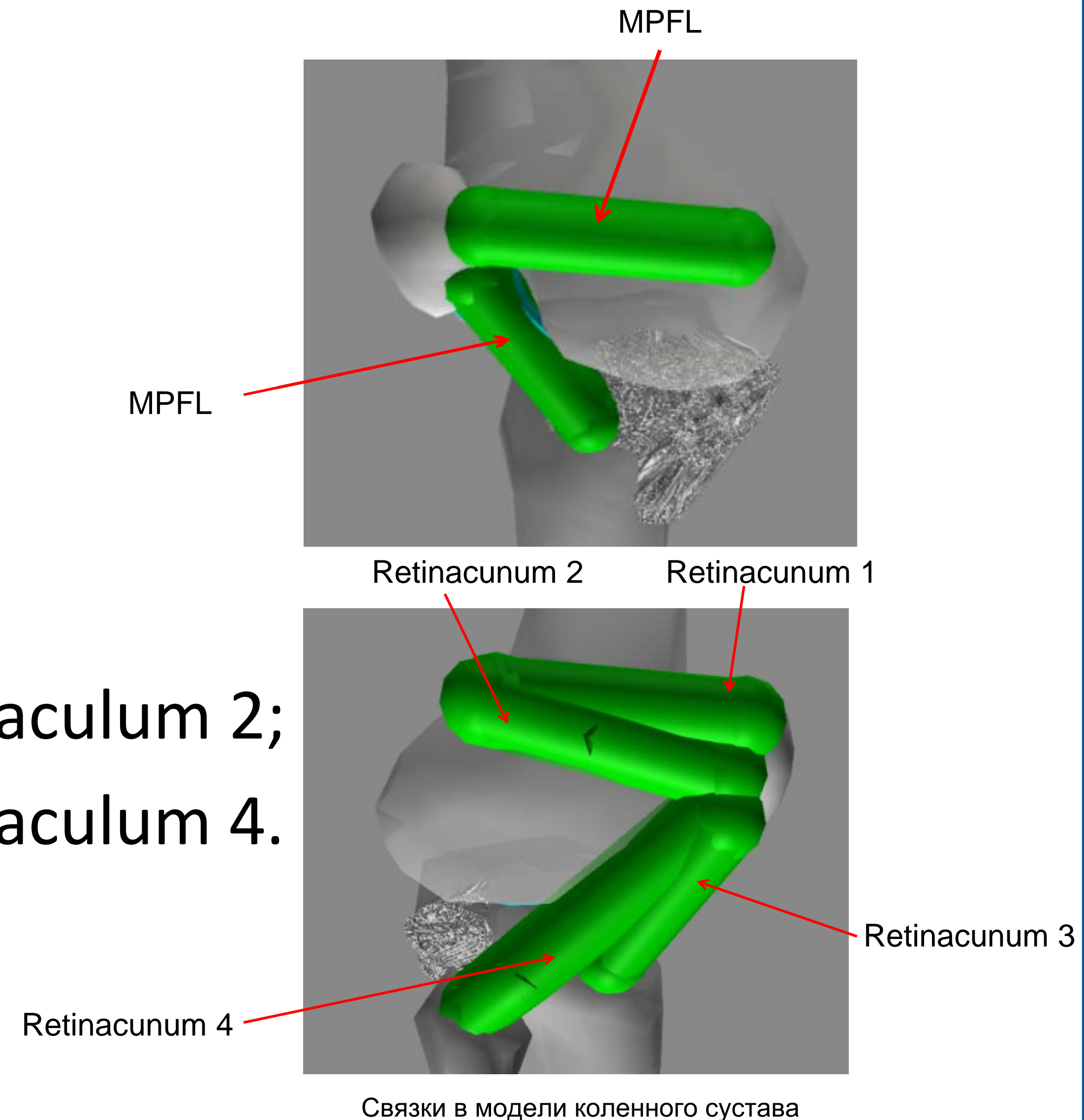


Расположение фасеток в модели

Расчет распределения нагрузки на фасетки надколенника

Серии производимых запусков:

- Все связки включены;
- Отключена связка MPFL;
- Отключена связка MPFL;
- Отключены связки retinaculum 1 и retinaculum 2;
- Отключены связки retinaculum 3 и retinaculum 4.



Расчет распределения нагрузки на фасетки надколенника

Forward dynamics – инструмент, позволяющий узнать как меняются обобщенные координаты и обобщенные скорости с течением времени в зависимости от приложенных к телам сил и моментов.

Зависимость ускорений обобщенных координат $\ddot{\bar{q}}$ в зависимости от сил и крутящих моментов:

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

$\bar{q}, \dot{\bar{q}}, \ddot{\bar{q}} \in R^N$ - вектор обобщенных координат, вектор обобщенных скоростей и вектор обобщенных ускорений

$C(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) \in R^N$ - вектор Кориолисовых и центробежных сил

$G(\bar{q}) \in R^N$ - вектор гравитационных сил

$M(\bar{q}) \in R^{N \times N}$ - матрица масс системы

τ - крутящий момент

F - другие силы

Эксперимент 1

Расстояние между надколенником и бедренной костью по X- 7 мм

Параметр рса (максимальная изометрическая сила) MPFL -3000

Параметр рса MPTL - 3000

Эксперимент 1

Медиальные
фасетки

Латеральные
фасетки

Фасетка 1

Фасетка 2

Фасетка 3

Фасетка 4
all

Фасетка 5

Фасетка 6

Фасетка 7

Все связки
подключены

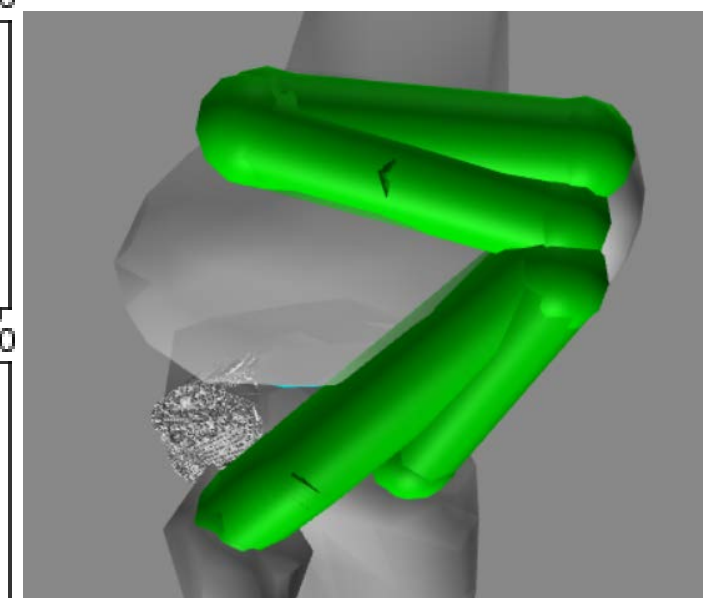
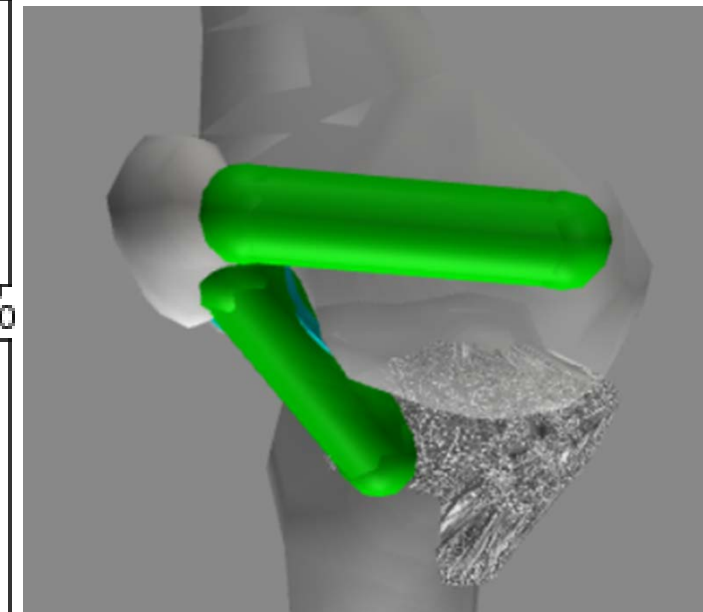
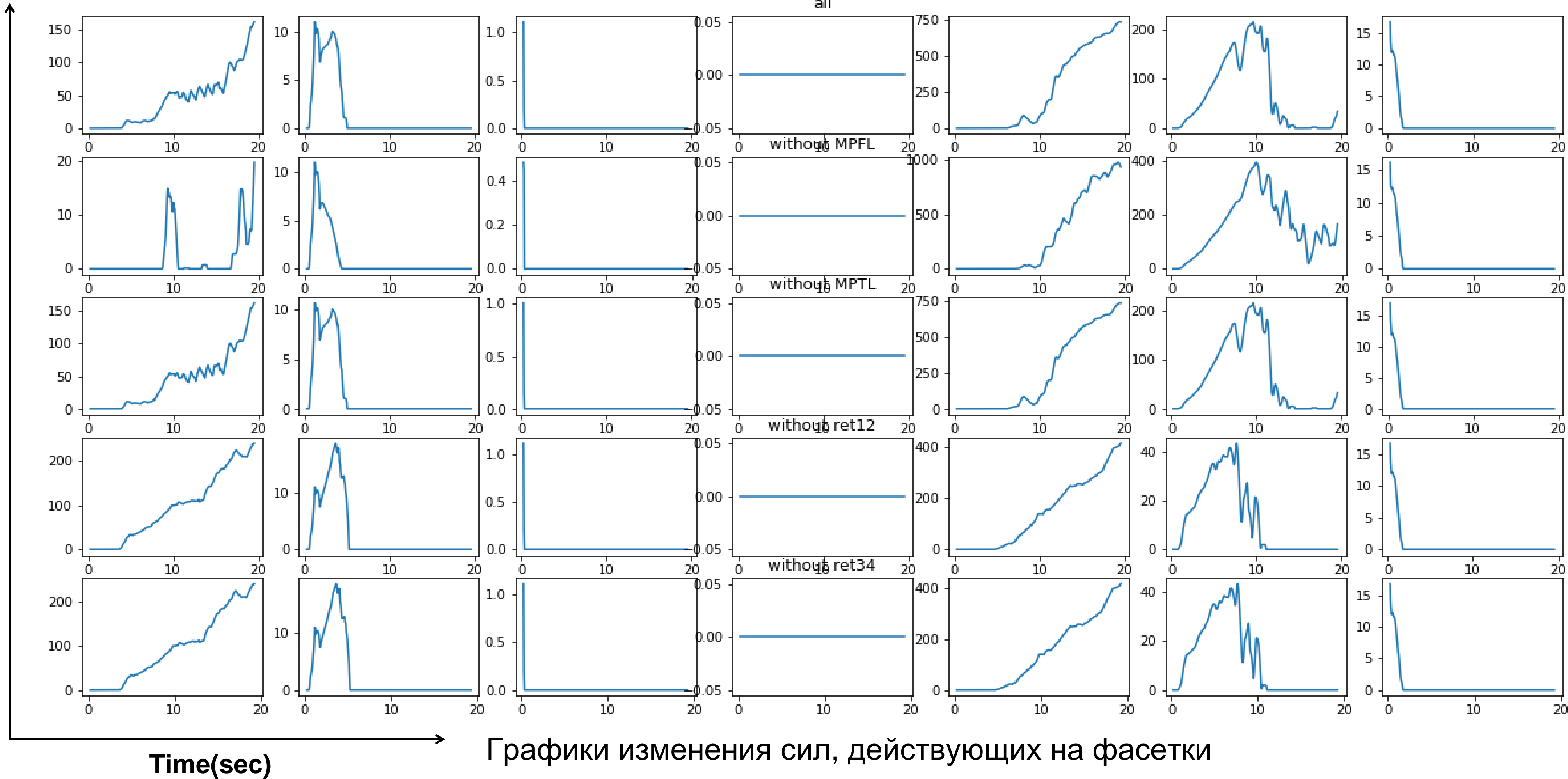
Без MPFL

Без MPTL

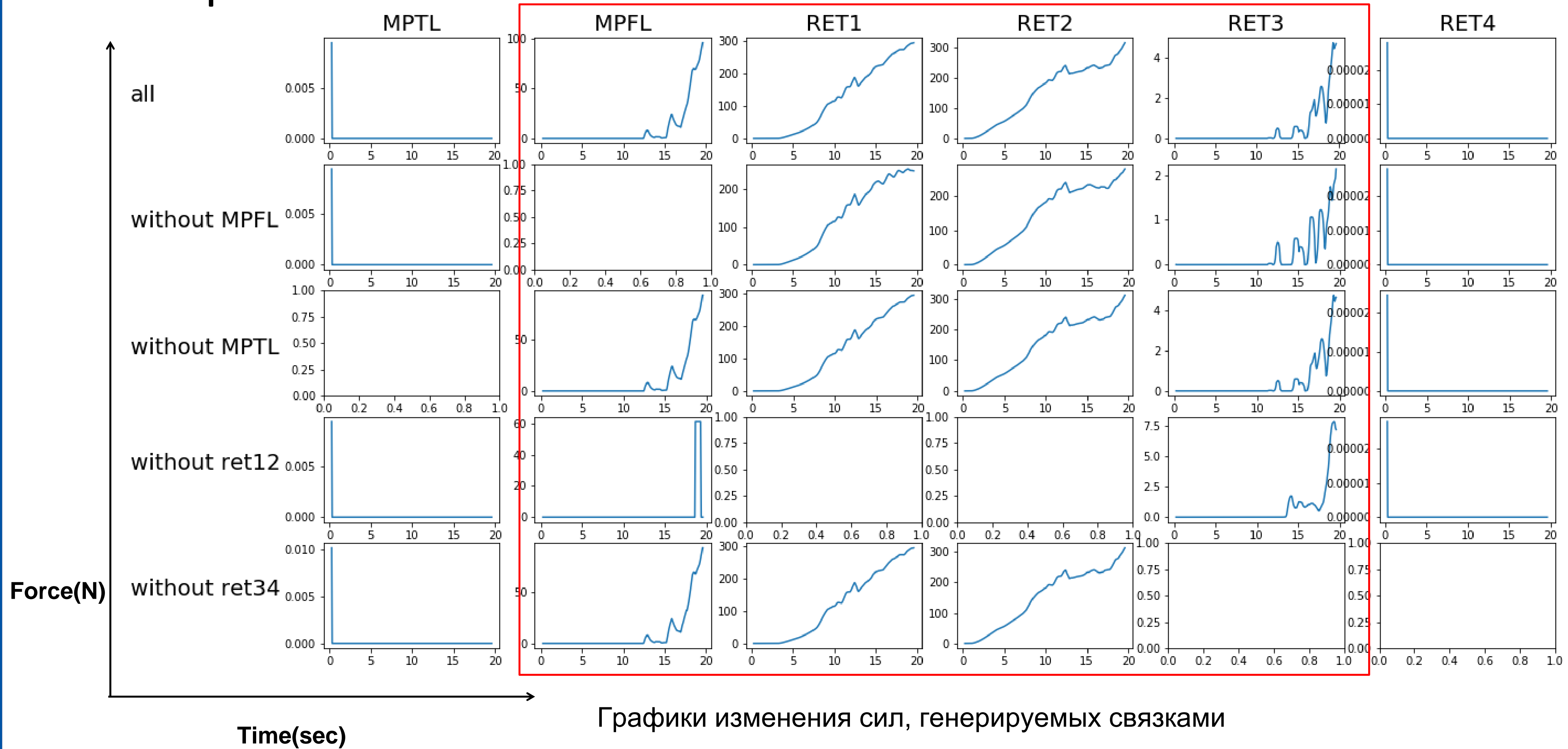
Без
retinaculum
1,2

Без
retinaculum
3,4

Force(N)



Эксперимент 1



Эксперимент 4

Расстояние между надколенником и бедренной костью по X - 5 мм

Сдвиг надколенника по оси Y - -0.5 мм

Параметр pcsa (максимальная изометрическая сила) MPFL -3000

Параметр pcsa MPLT – 1500

Параметр resting_length (длина связки в состоянии покоя) уменьшен на 0.003

Эксперимент 4

Медиальные
фасетки

Латеральные
фасетки

Фасетка 1

Фасетка 2

Фасетка 3

Фасетка 4

Фасетка 5

Фасетка 6

Фасетка 7

Все связки
подключены

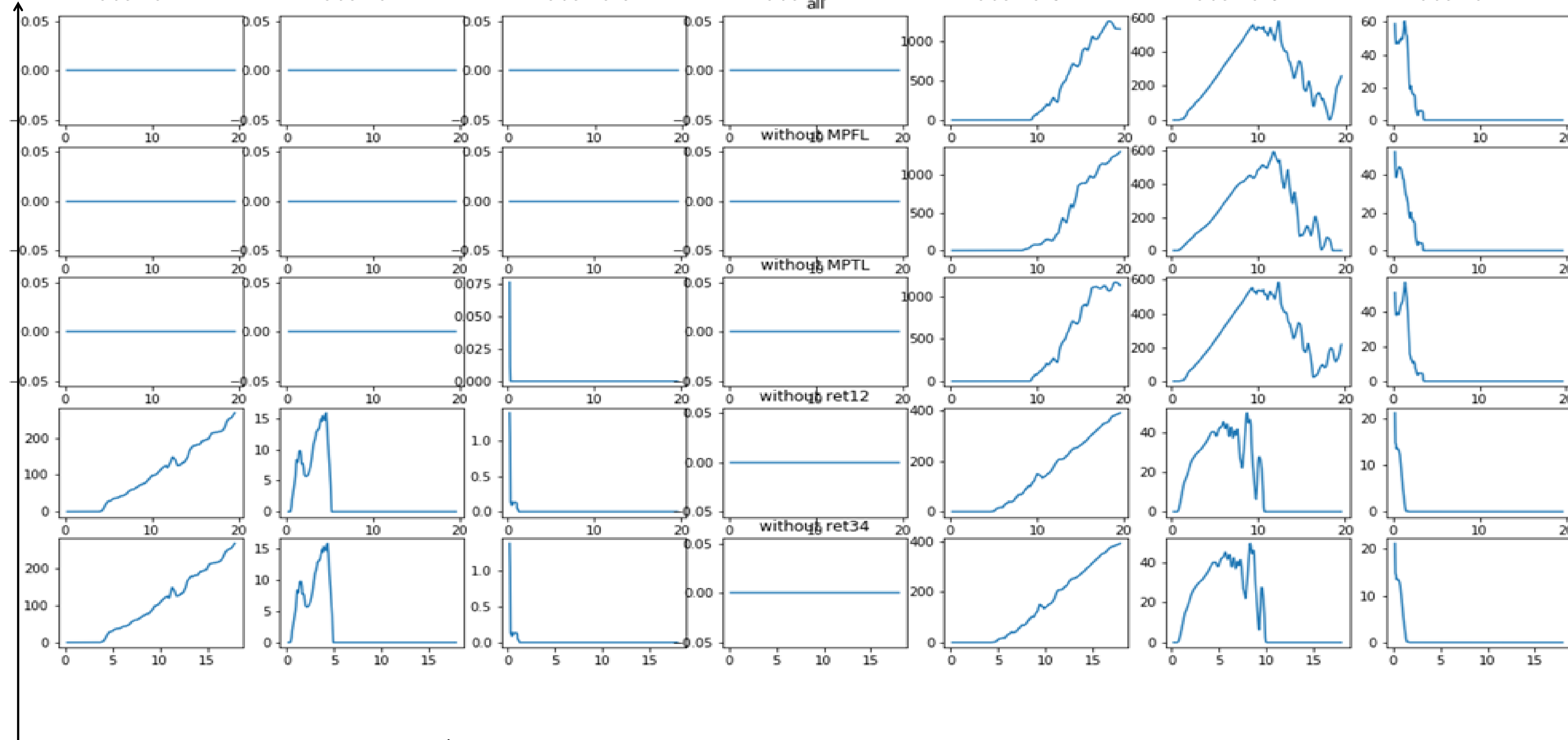
Без MPFL

Без MPTL

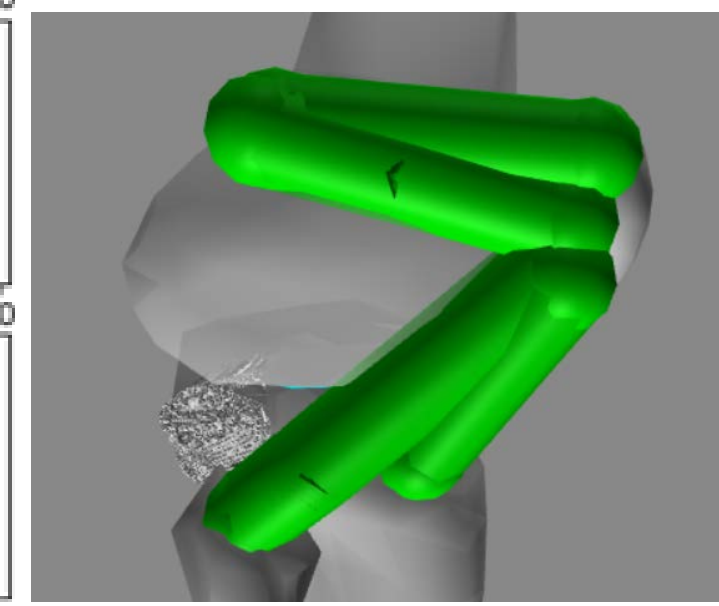
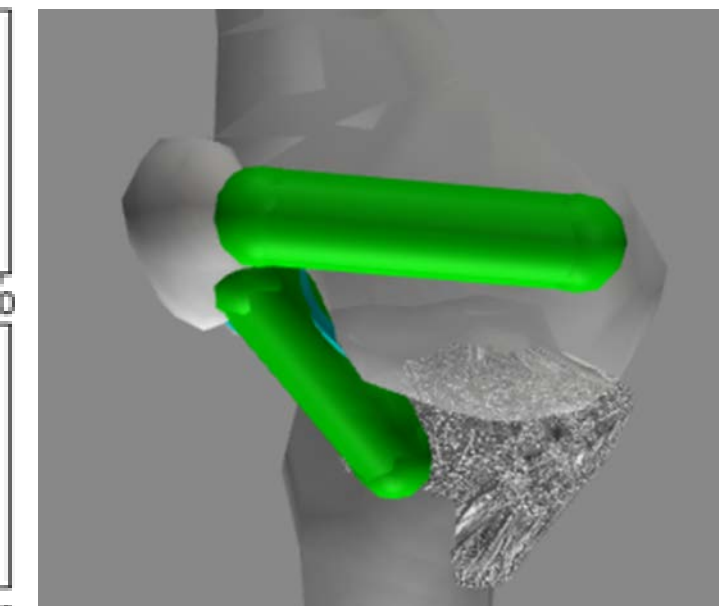
Без
retinaculum
1,2

Без
retinaculum
3,4

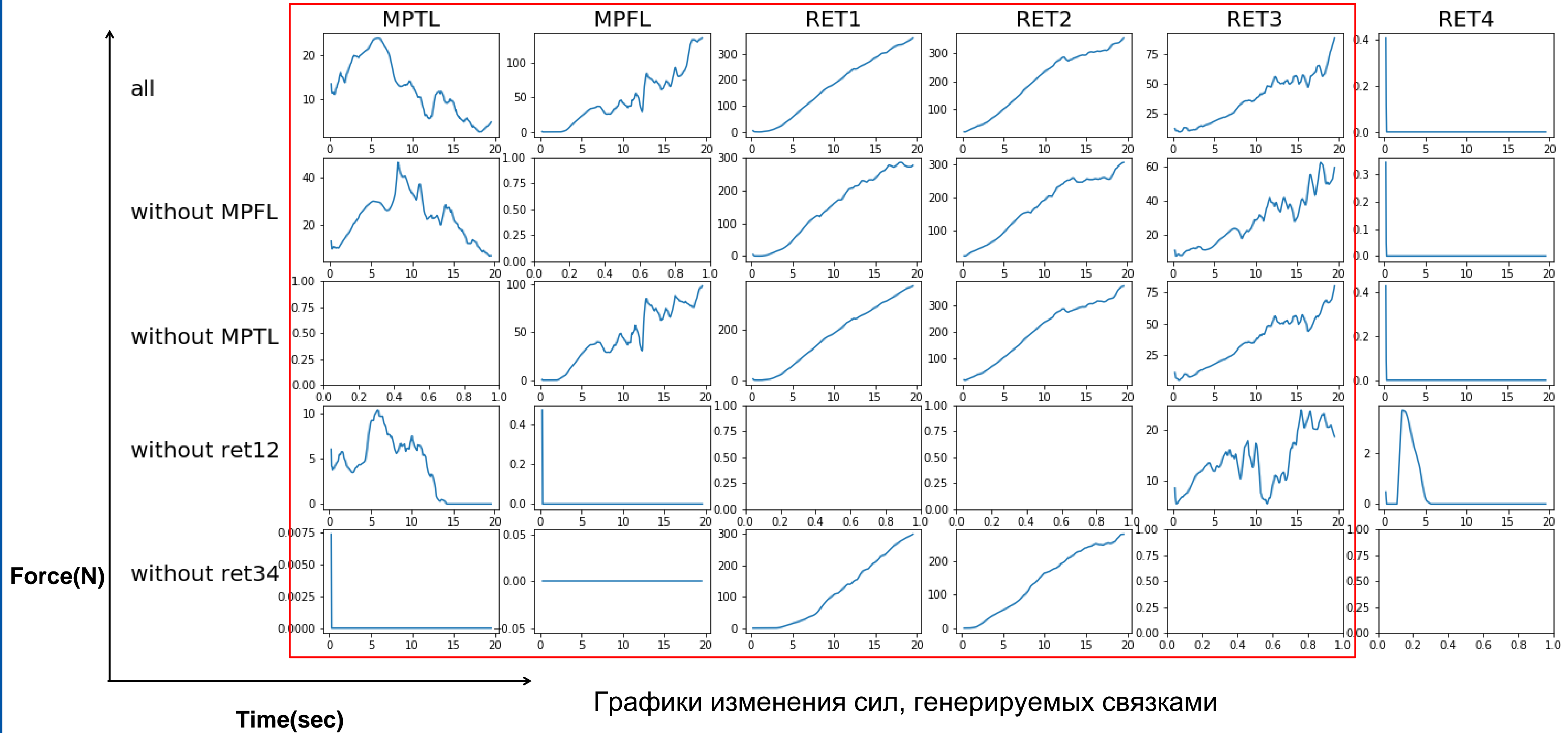
Force(N)



Графики изменения сил, действующих на фасетки



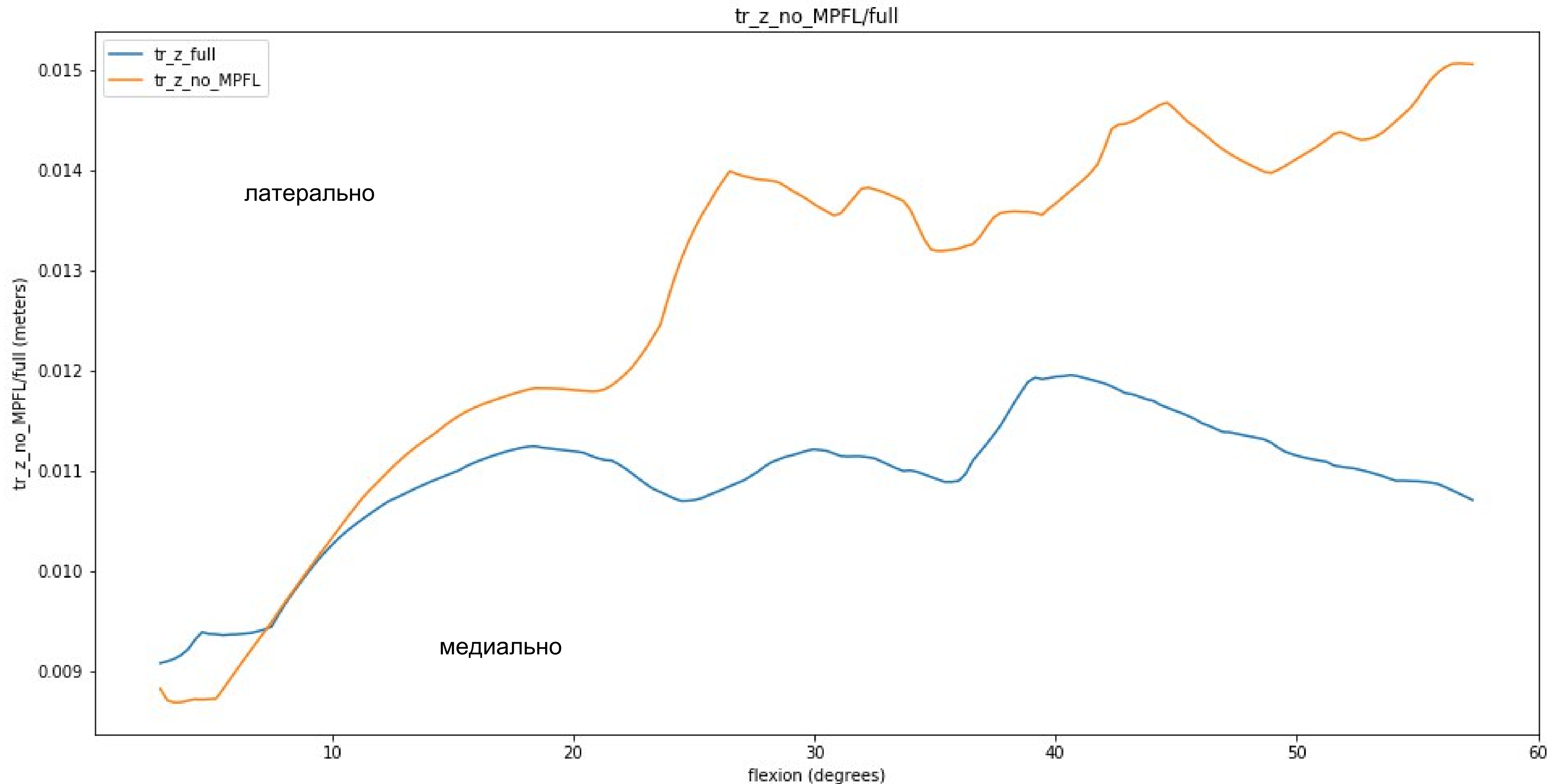
Эксперимент 4



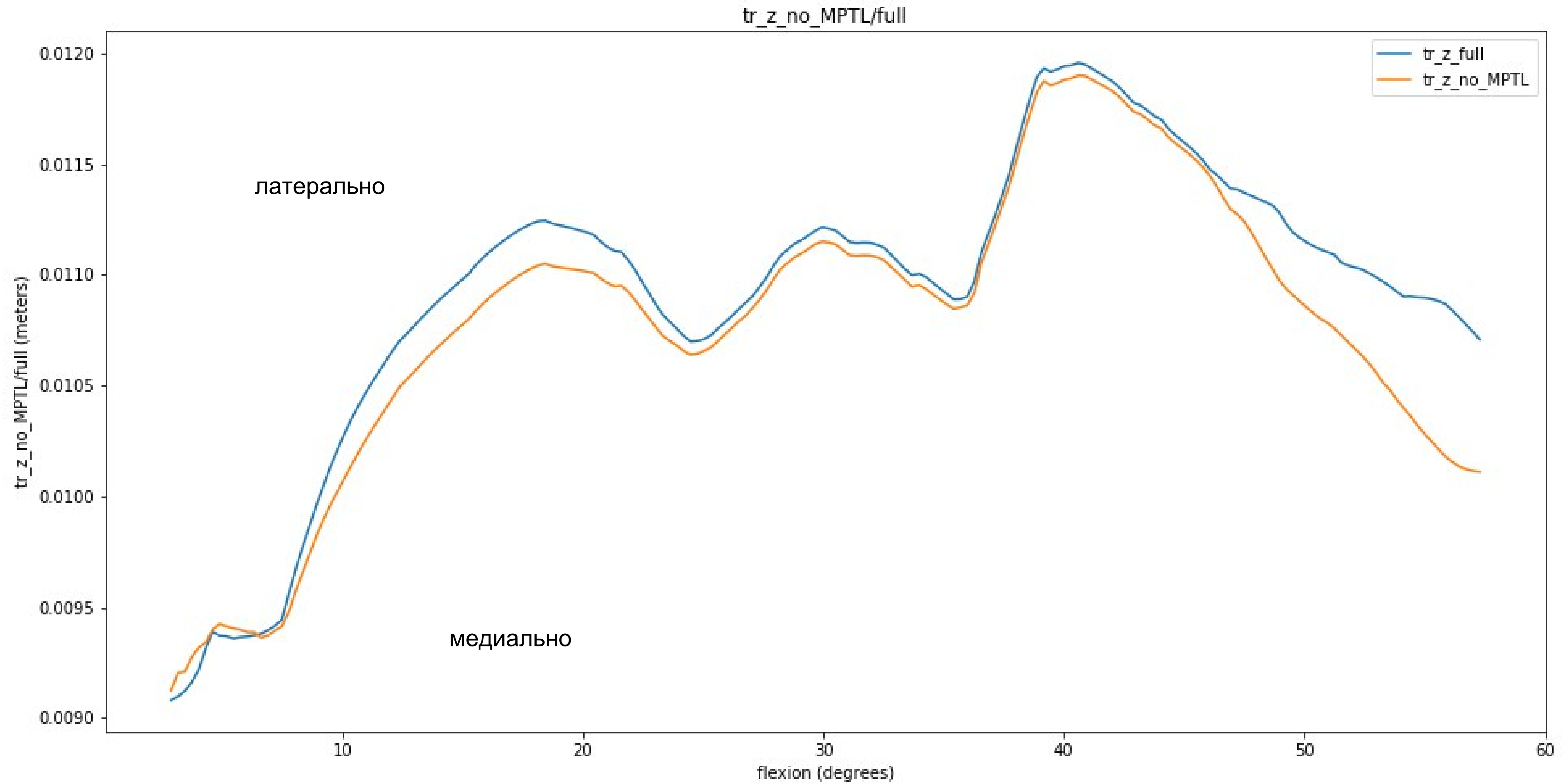
Выводы

- наиболее удачным и достоверным экспериментом ортопедами-травматологами признан эксперимент 4;
- при пассивном сгибании колена основная нагрузка приходится на латеральную часть надколенника;
- при пассивном сгибании колена наибольшее натяжение у связок с латеральной стороны коленного сустава.

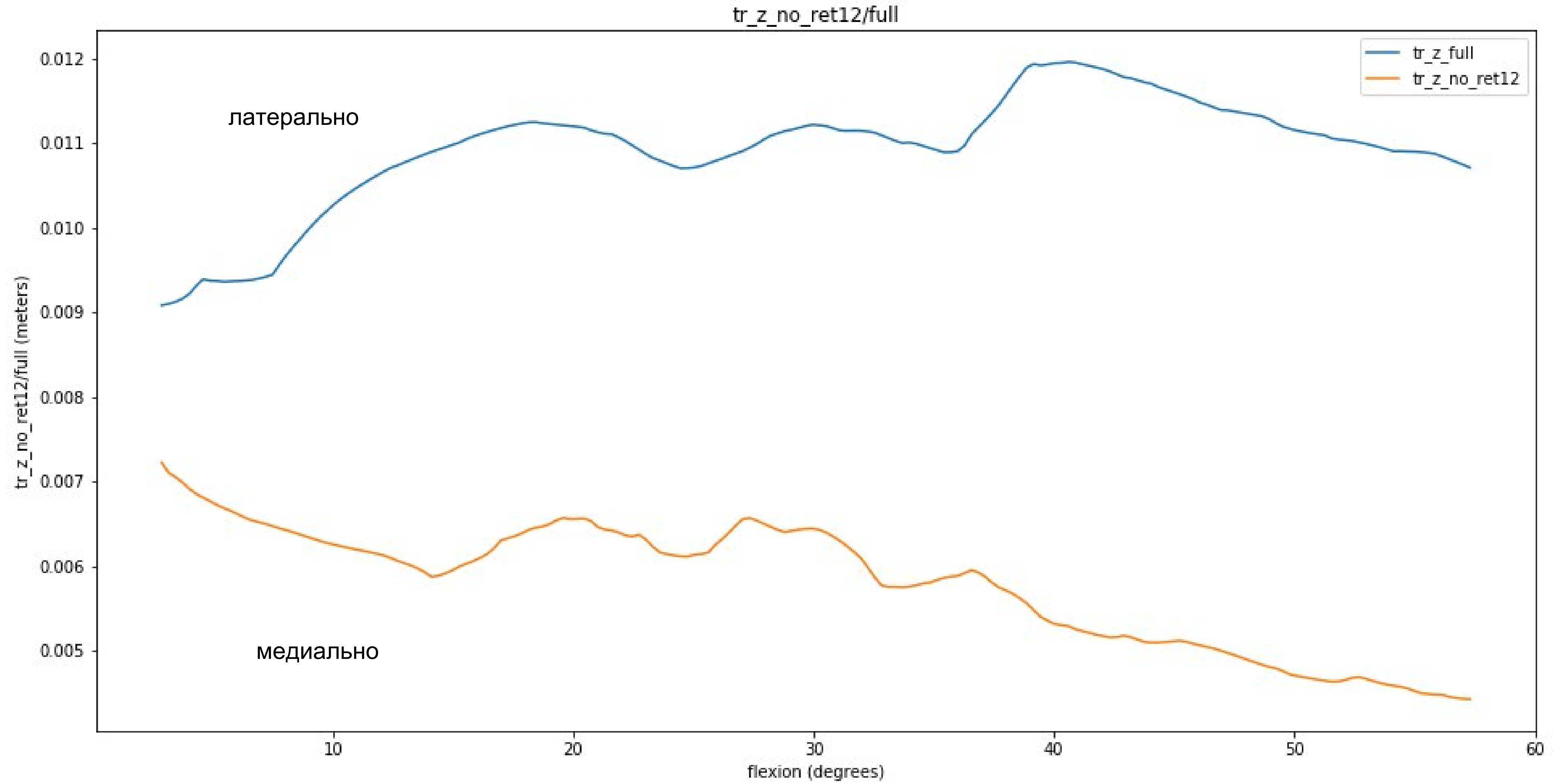
Смещение надколенника



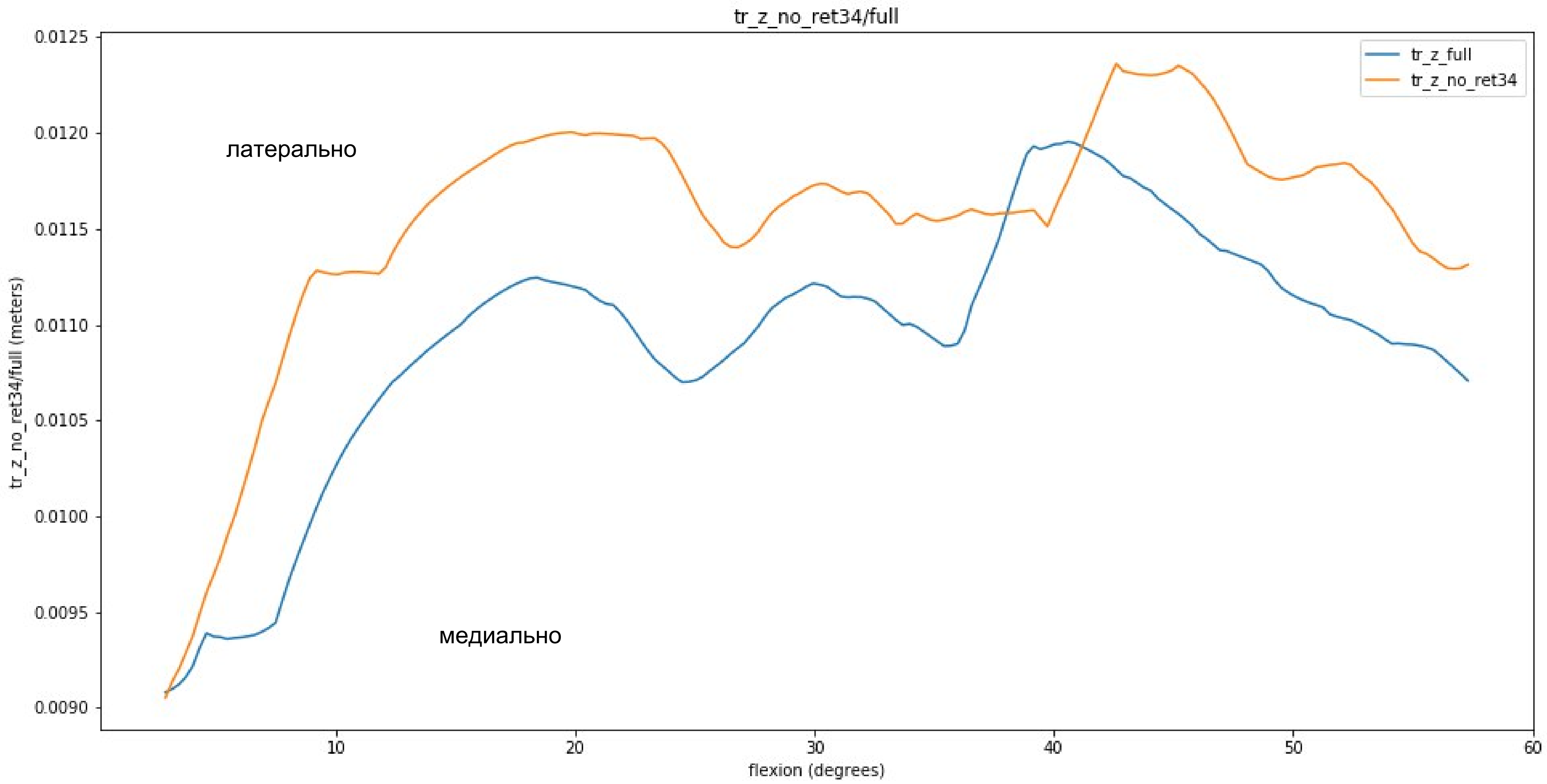
Смещение надколенника



Смещение надколенника

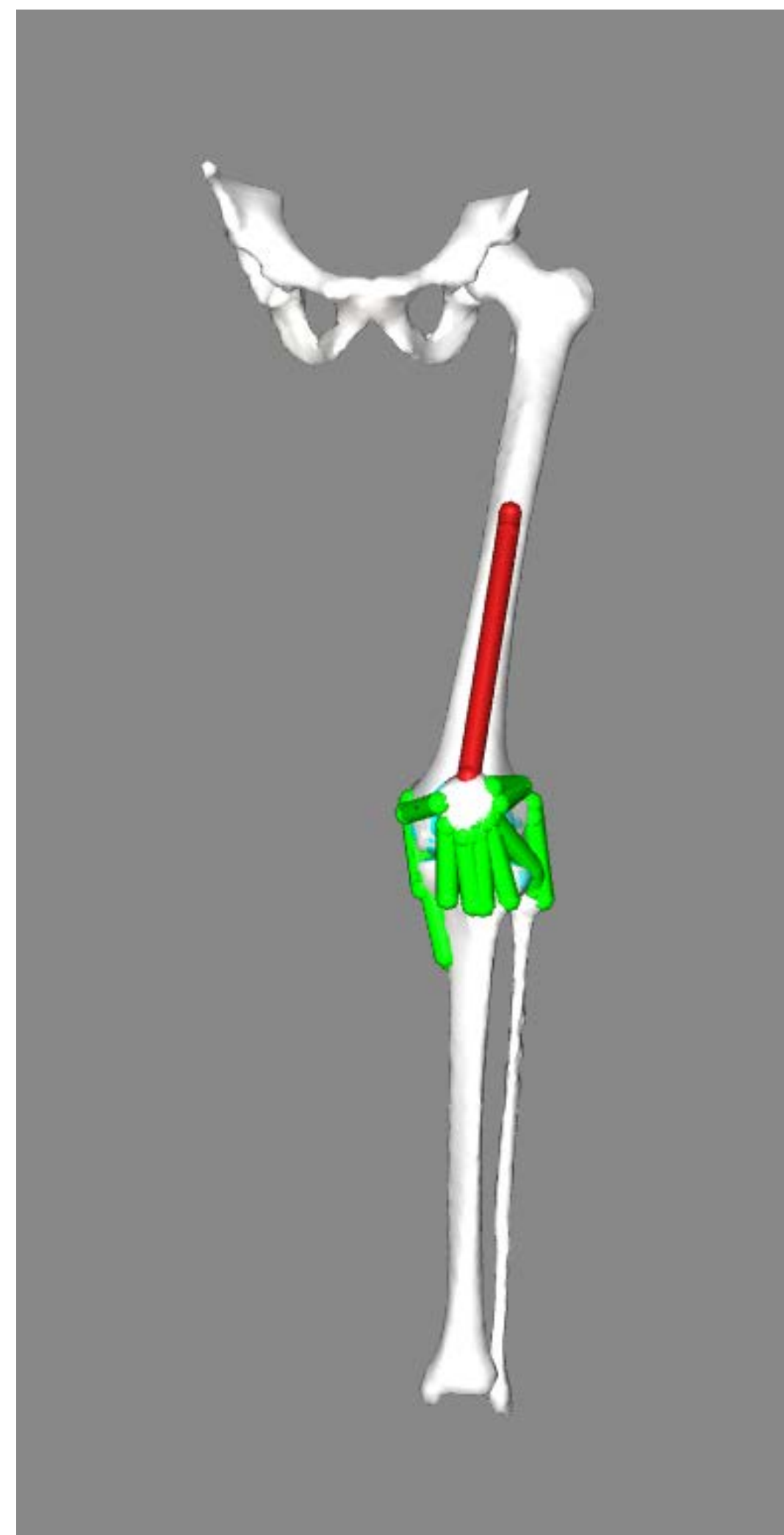
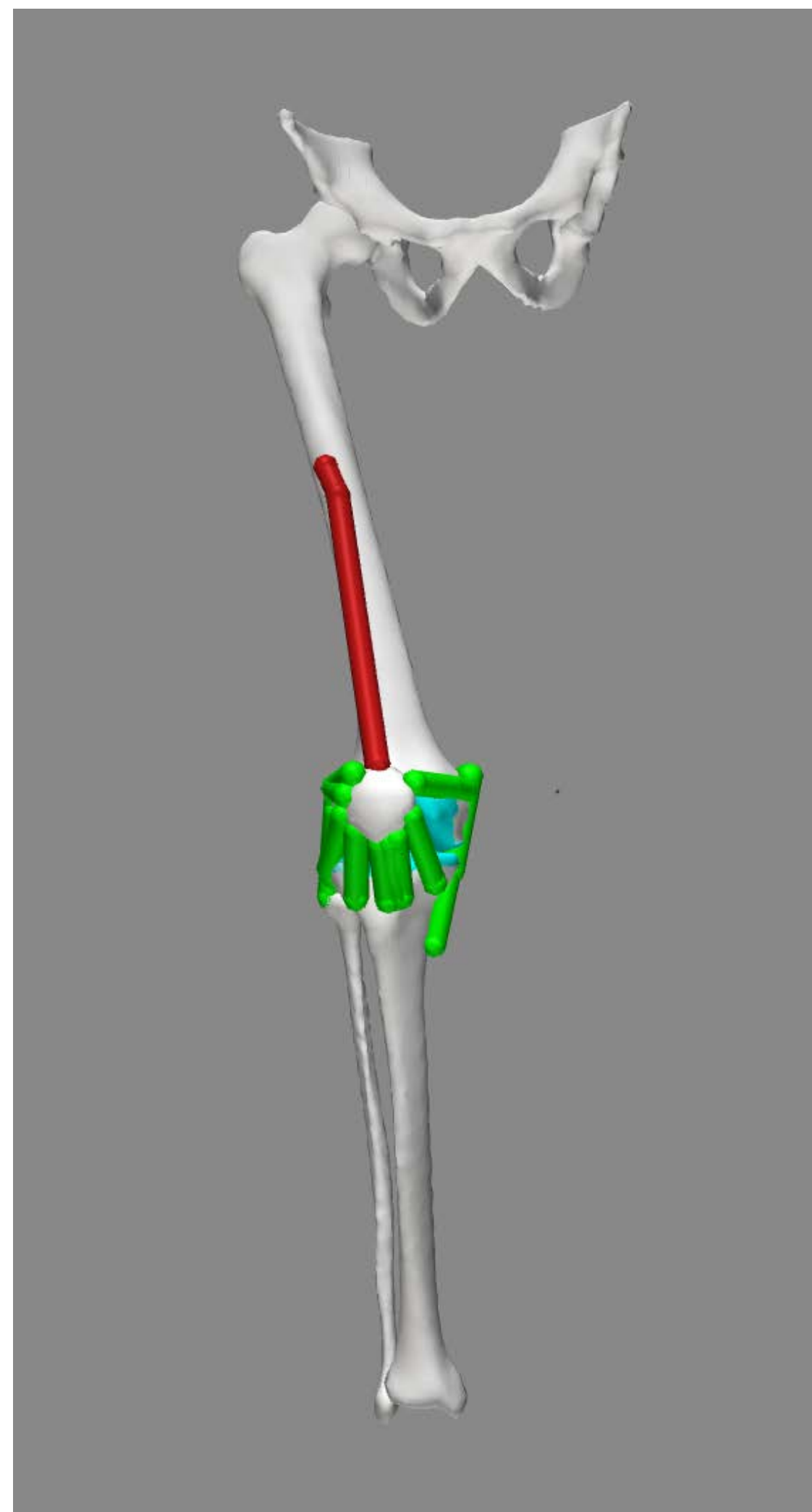


Смещение надколенника



Этапы построения персонализированной модели коленного сустава

1. Обработка КТ снимков пациента;
2. Сегментация костных структур;
3. Построение сеток костных структур и их обработка;
4. Построение модели с наличием костными структурами;
5. Построение сеток для контактных поверхностей на основе сеток костных структур;
6. Внедрение в модель контактных поверхностей;
7. Определение координат точек крепления связок на основе КТ снимков пациента;
8. Внедрение в модель связок;
9. Построение ограничивающих тел.



Персонализированная модель коленного сустава

Дальнейший план исследования

- Построение персонализированных моделей с патологиями коленного сустава;
- Сравнение результатов расчетов модели с нормальной физиологией и с патологиями;
- Внедрение менисков в базовую модель;
- Расчёт контактного взаимодействия бедренной и большеберцовой кости при наличии мениска и при его частичном отсутствии.