

# Создание системы помощи принятия врачебных решений для заболеваний коленного сустава

Тягунова А.И. (Сеченовский унив.)

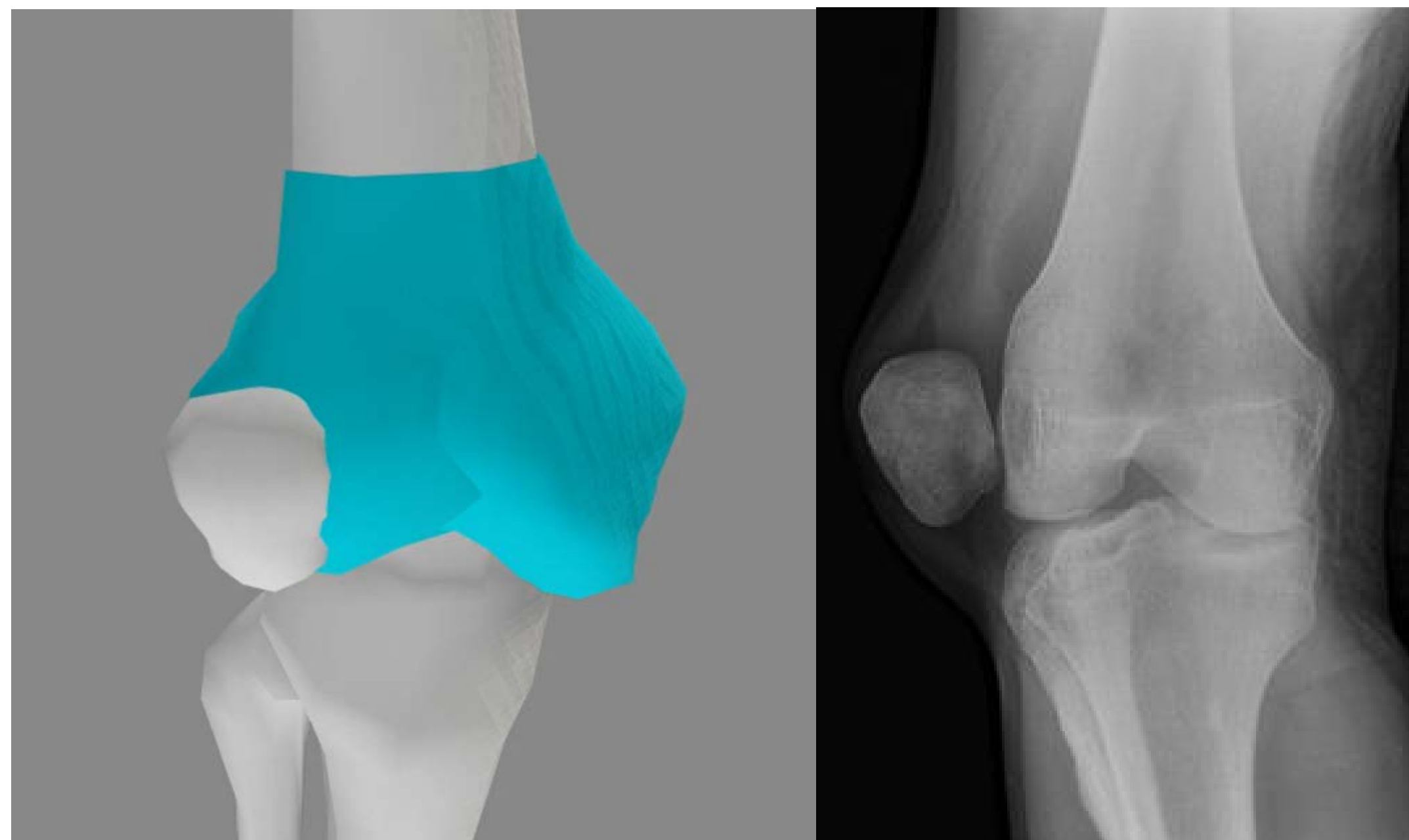
Юрова А.С. (ИВМ РАН)

## Цель

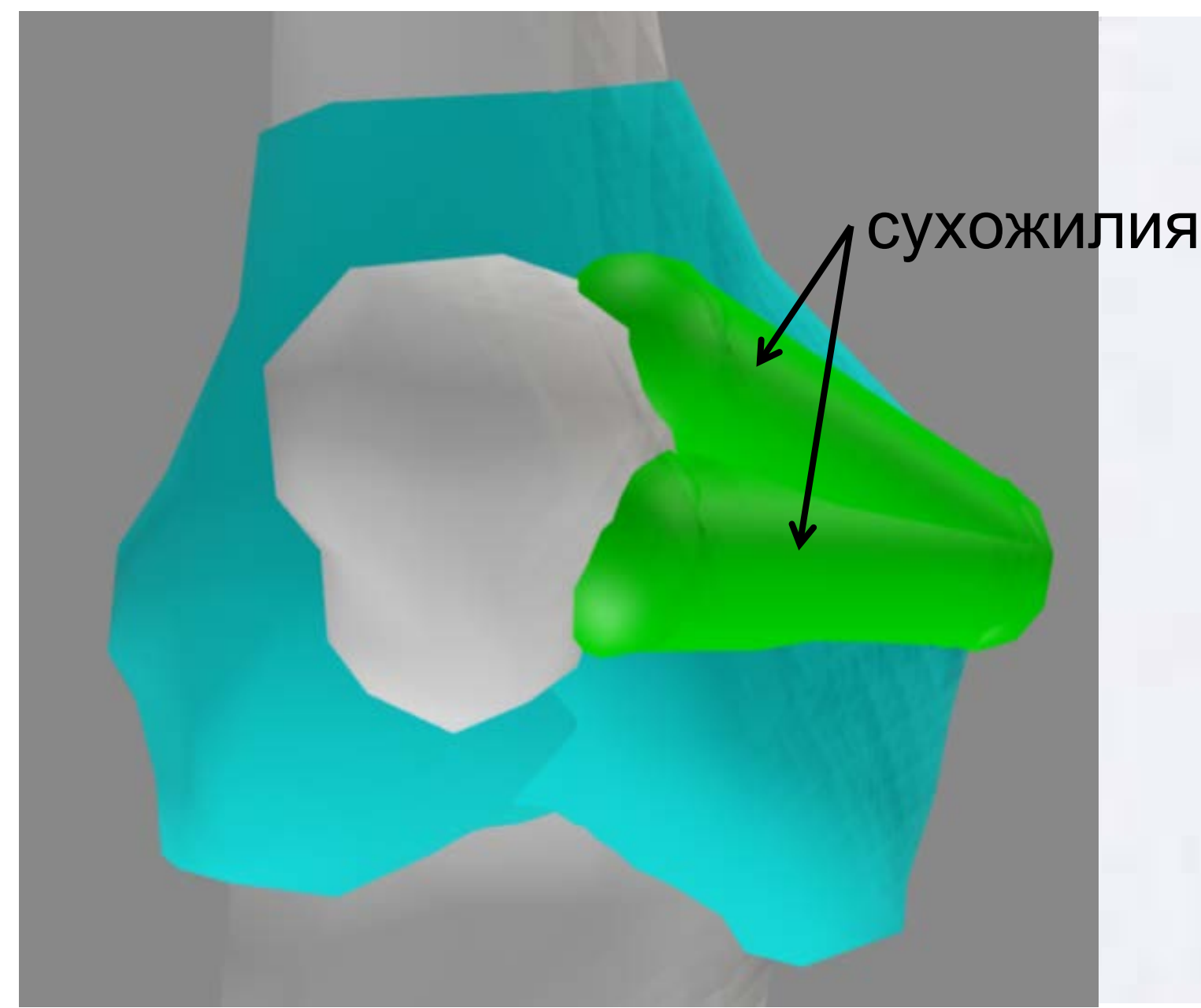
- Построение биомеханических моделей коленного сустава;
- Прямое моделирования движения костей коленного сустава при различных условиях;
- Анализ особенностей движения костей коленного сустава.

# Мотивация

## Моделирование пластики медиальной пателло-феморальной связки



Вывих коленного  
сустава



Модифицированная модель

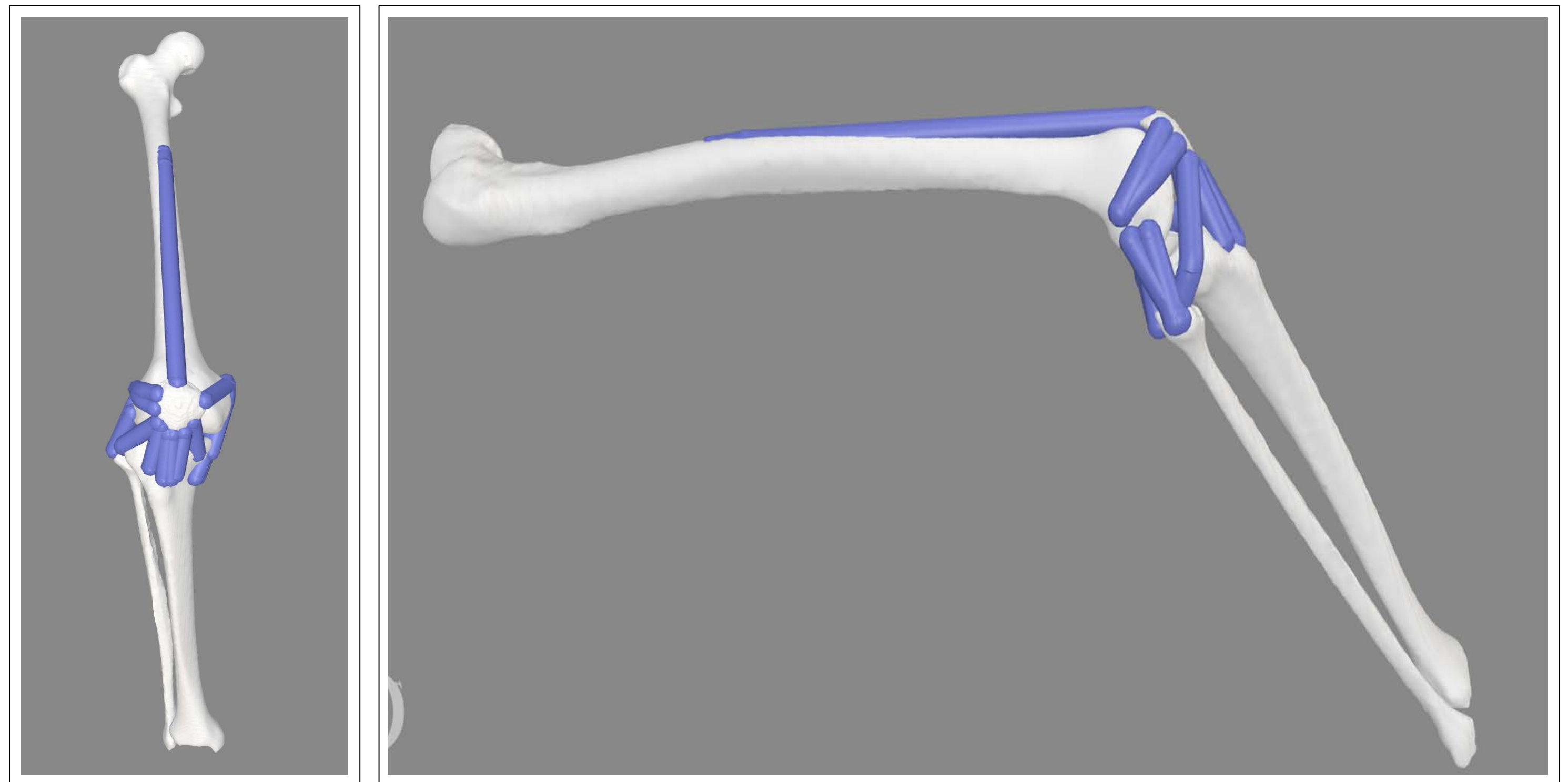


Пластика MPFL

## Биомеханическая модель коленного сустава (OpenSim)

OpenSim - платформа с открытым исходным кодом для создания, анализа и визуализации компьютерных моделей нейромышечно-скелетной системы и динамики ее движений.

- Твердые тела (бедренная кость (femur), надколенник (patella), берцовый кости (tibia, fibula));
- Суставы (пателло-фemorальный, тibiо-фemorальный);
- Силы (контактные поверхности, связочный аппарат, мышцы, амортизационные силы);
- Ограничивающие тела.

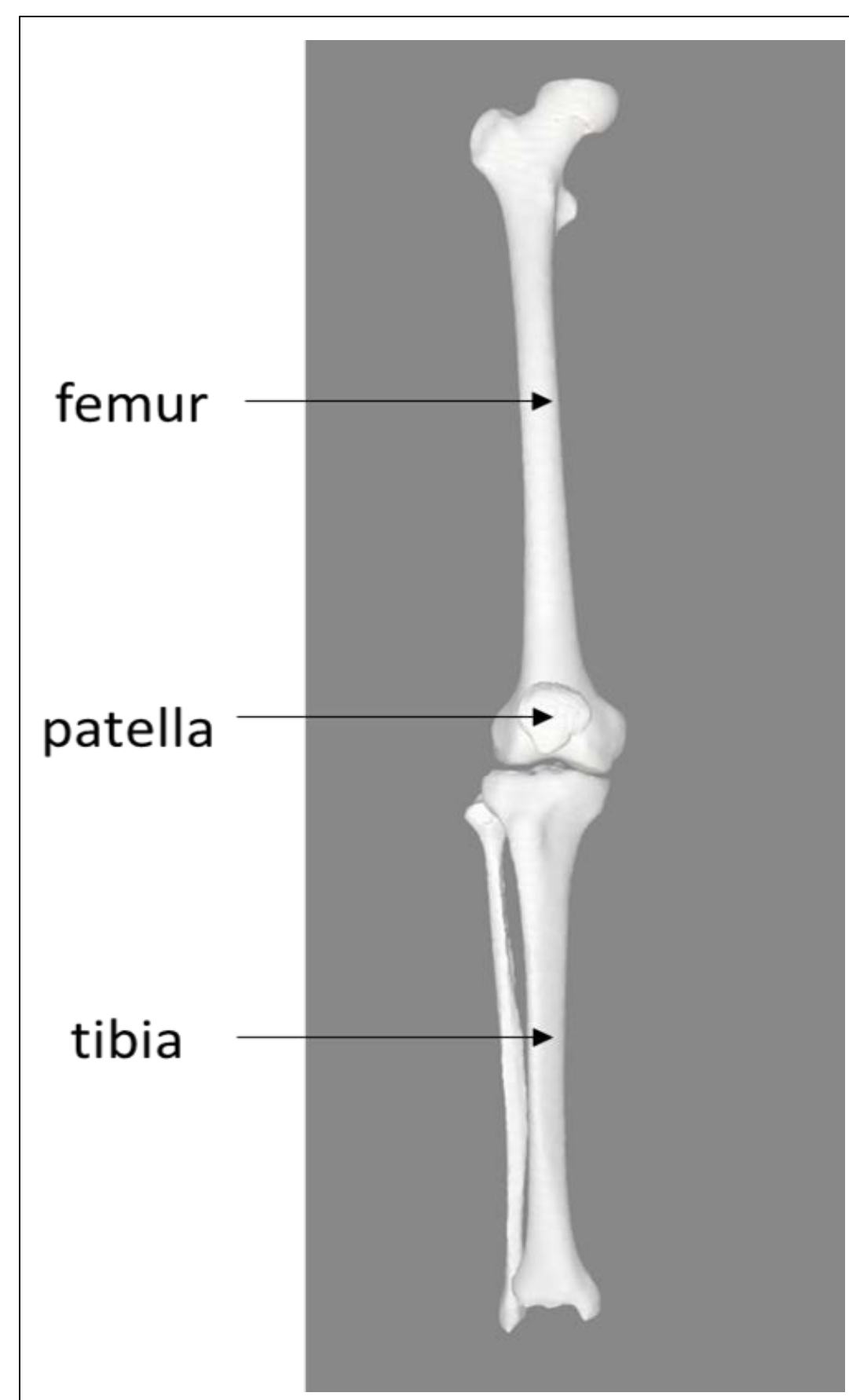


Биомеханическая модель коленного сустава

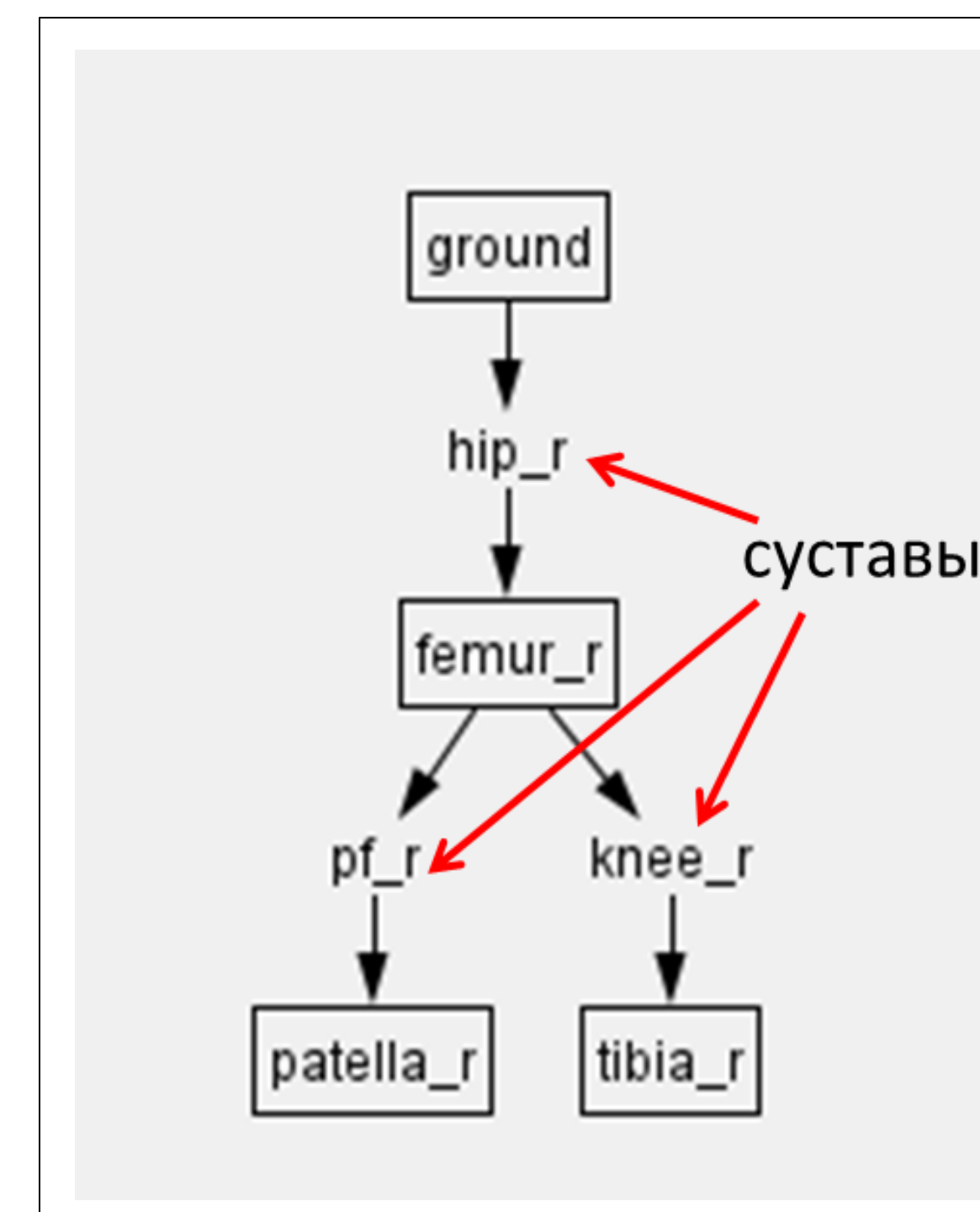


## Костная структура модели

- Бедренная кость (femur);
- Надколенник (patella) – коленная чашечка;
- Берцовые кости (tibia, fibula).



Костная структура



Суставы

# Построение персонализированной модели. Костная структура

1. Сегментация (ITK-SNAP);
2. Построение сеток (ITK-SNAP);
3. Изменение параметров сеток (Paraview, GMSH, MeshLab);
4. Внедрение сеток в модель коленного сустава в качестве поверхностей твердых тел.

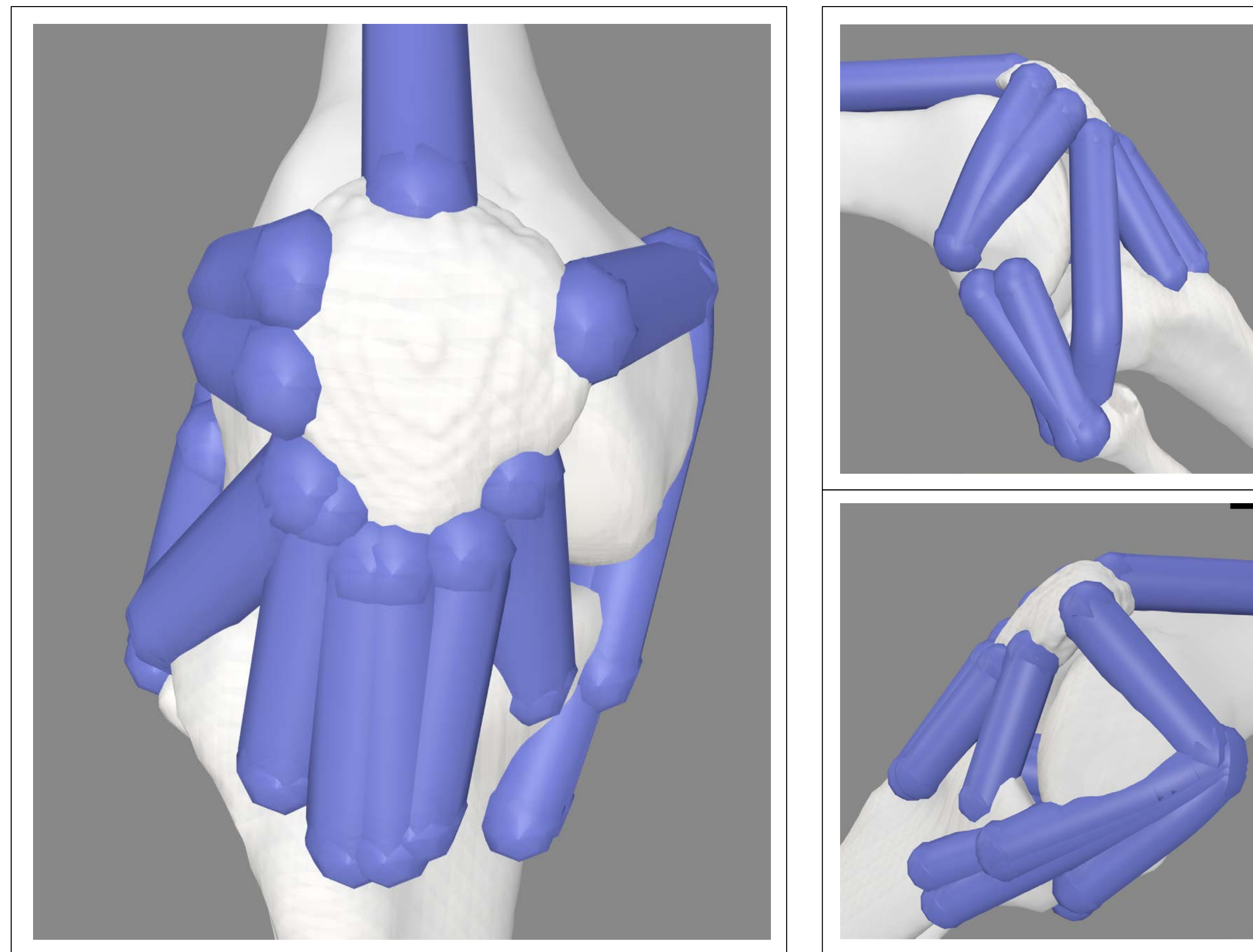


Сегментация надколенника

## Связочный аппарат

В модели 24 связки:

- ACL (2),
- PCL (2),
- MCL (5),
- LCL (1),
- PFL (1),
- posterior capsule (4),
- patellar tendon (3) ,
- MPFL,
- MPTL,
- retinaculum (4) .

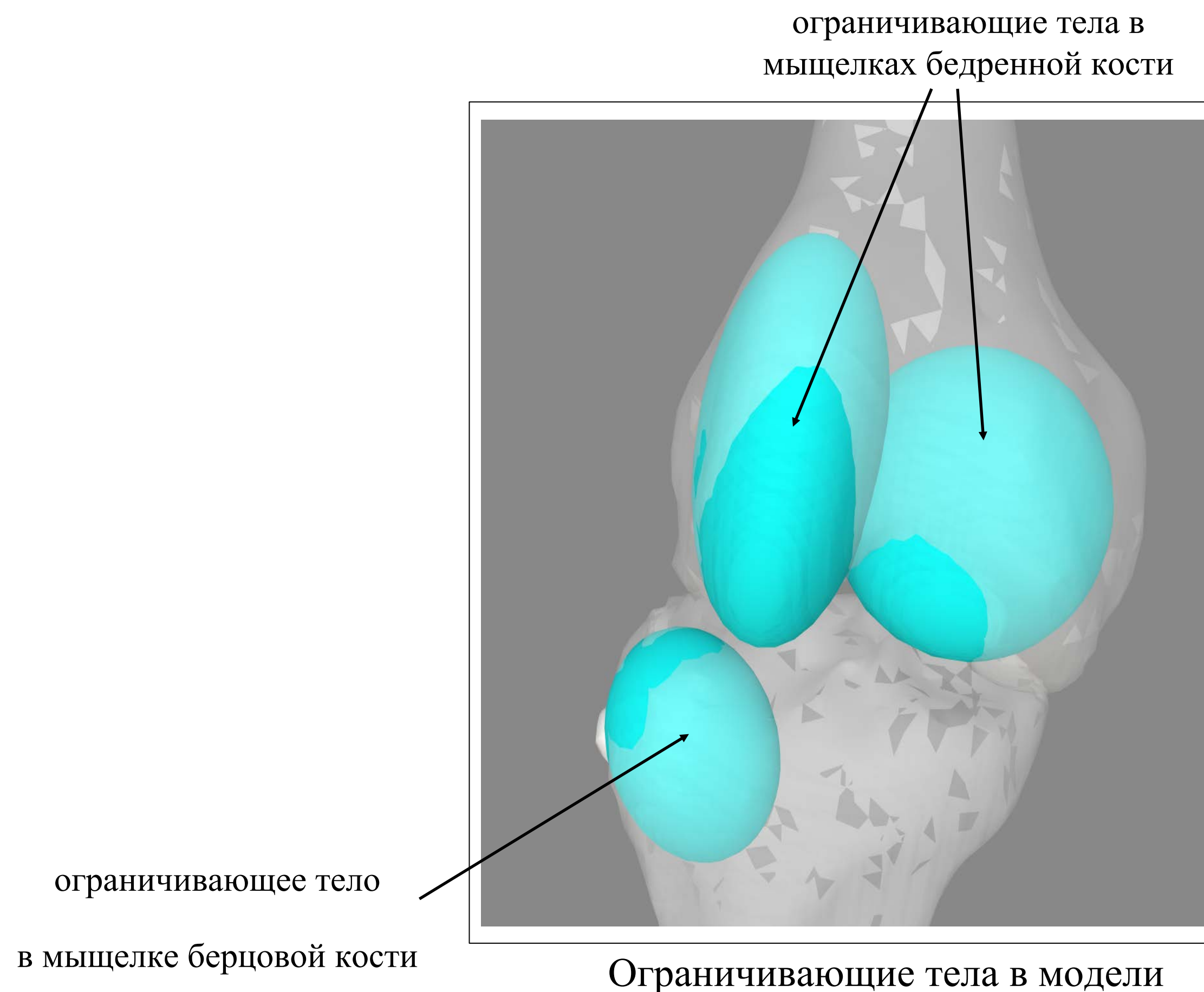


Связочный аппарат модели



## Ограничивающие тела

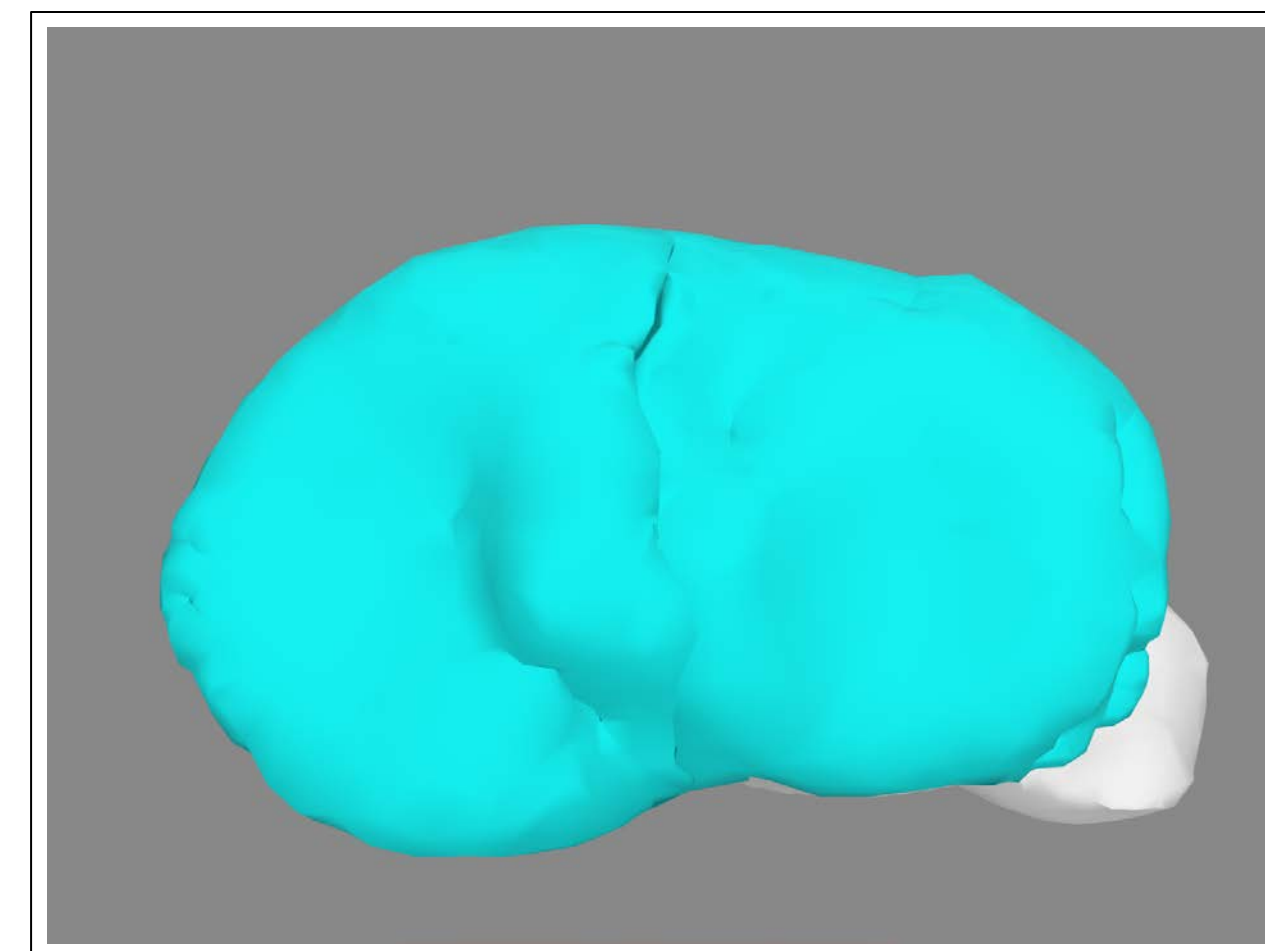
- Сфера в латеральном мыщелке бедренной кости;
- Сфера в медиальном мыщелке бедренной кости;
- Сфера в латеральной мыщелке берцовой кости;
- Цилиндр для изгиба мышцы.



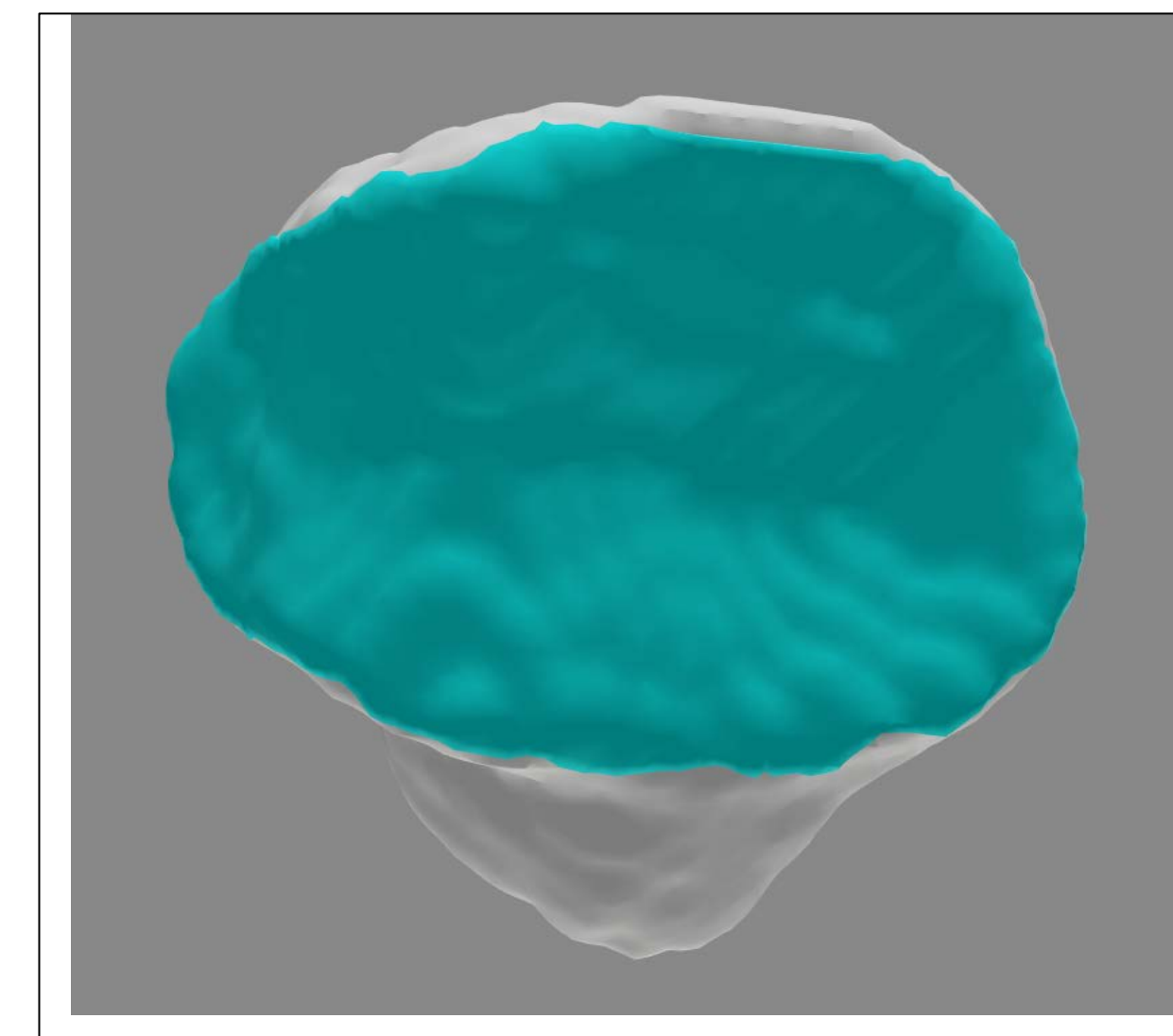


## Контактные поверхности

- На мыщелках бедренной кости;
- На внутренней стороне надколенника;
- На плато берцовой кости;
- Мениски.

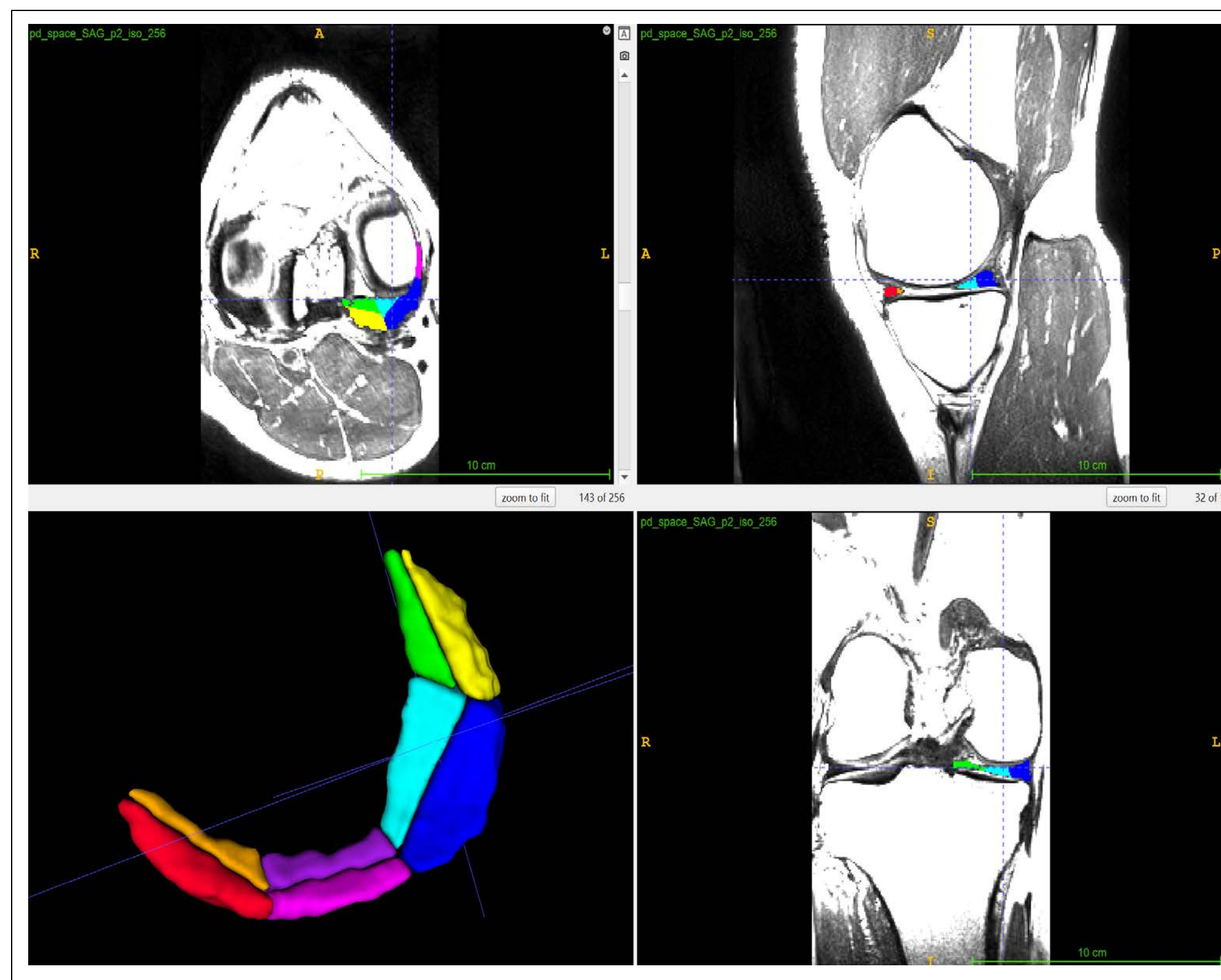


Контактные поверхности на  
берцовой кости

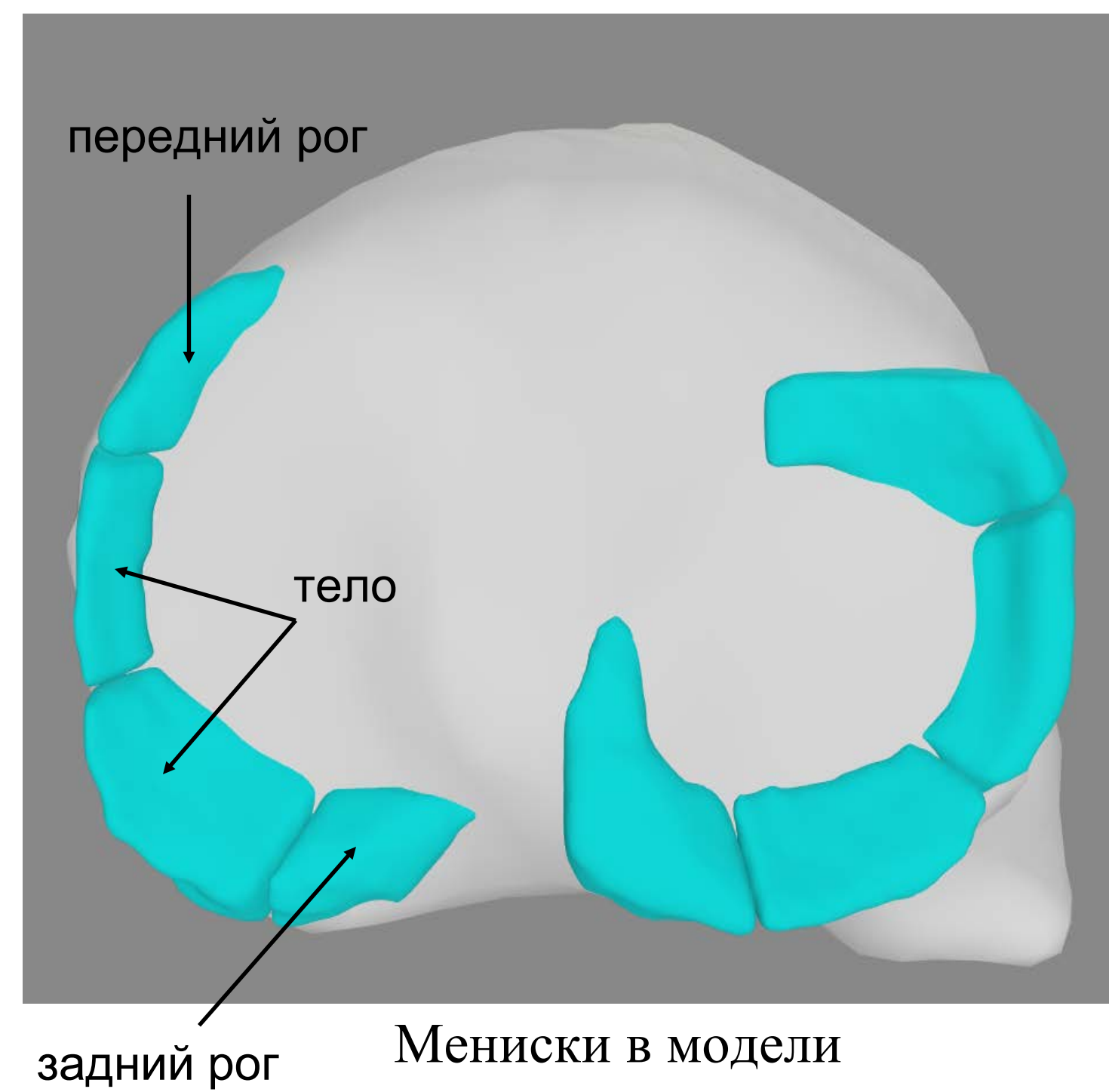


Контактная поверхность на надколеннике

# Мениски в модели



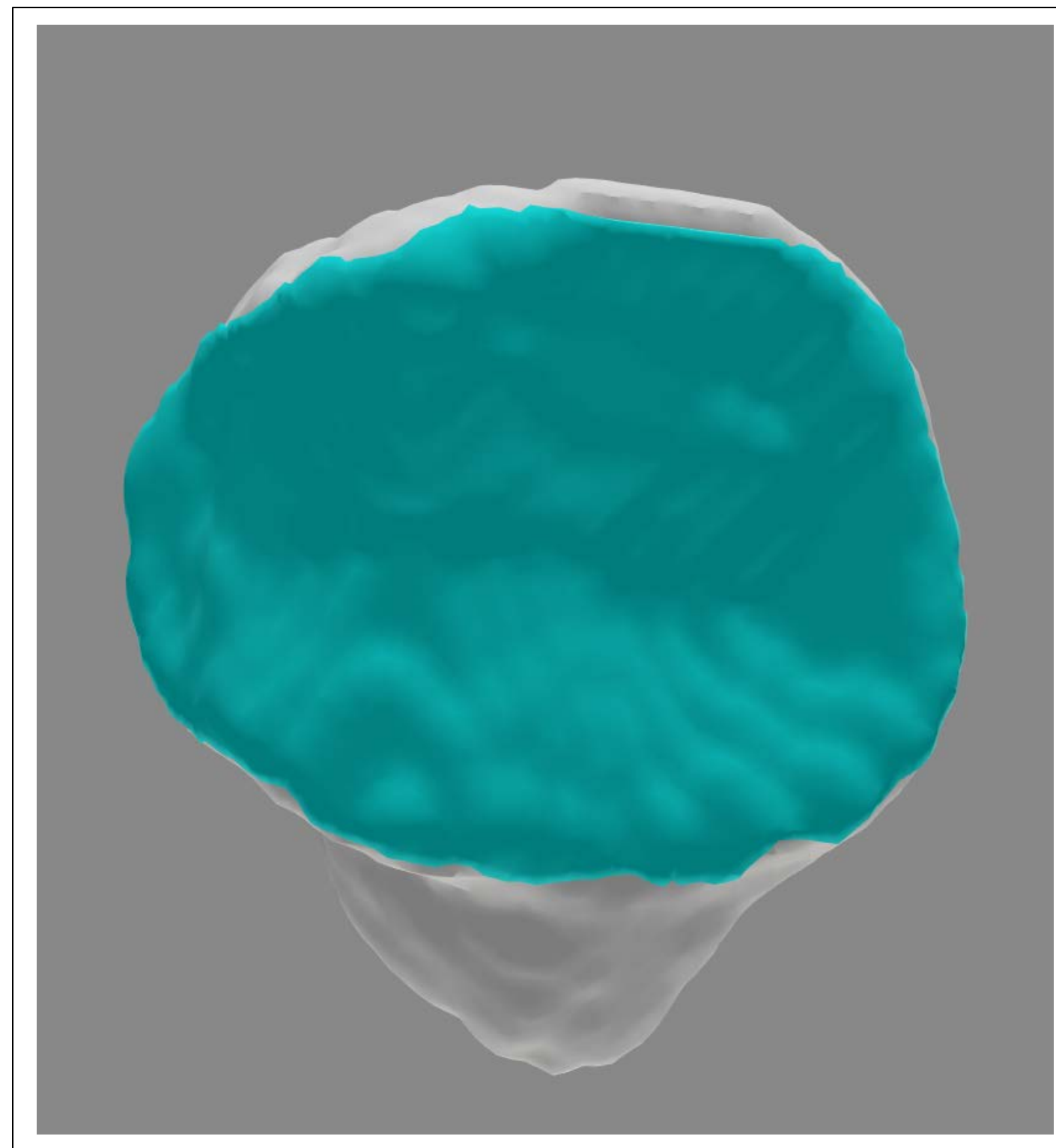
Резекция мениска



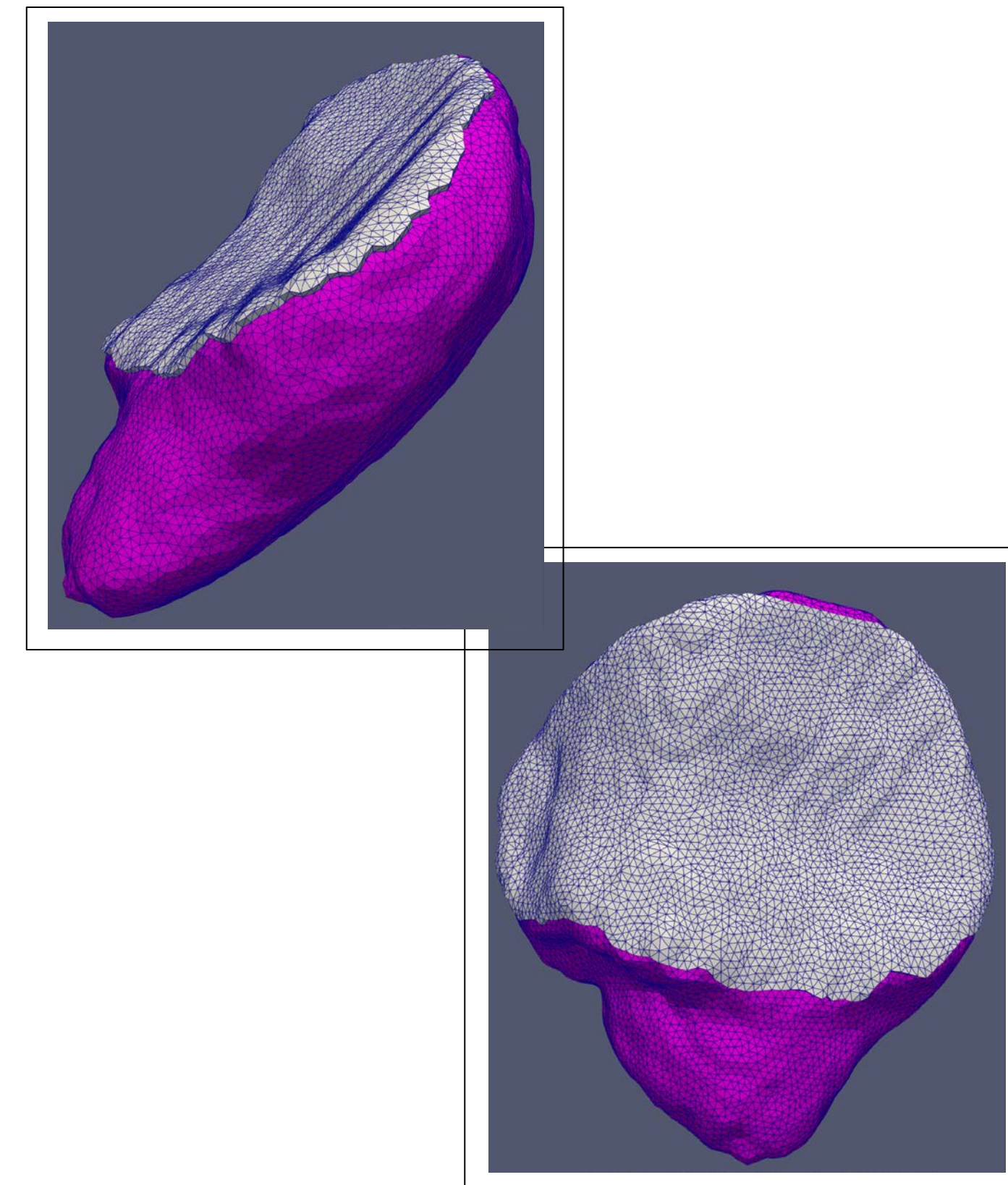


## Сетки контактных поверхностей

1. Выделение поверхности (Paraview);
2. Построения надстроек (GMSH);
3. Изменение параметров сеток (Paraview, MeshLab);
4. Внедрение сетки в модель коленного сустава в качестве контактных поверхностей.

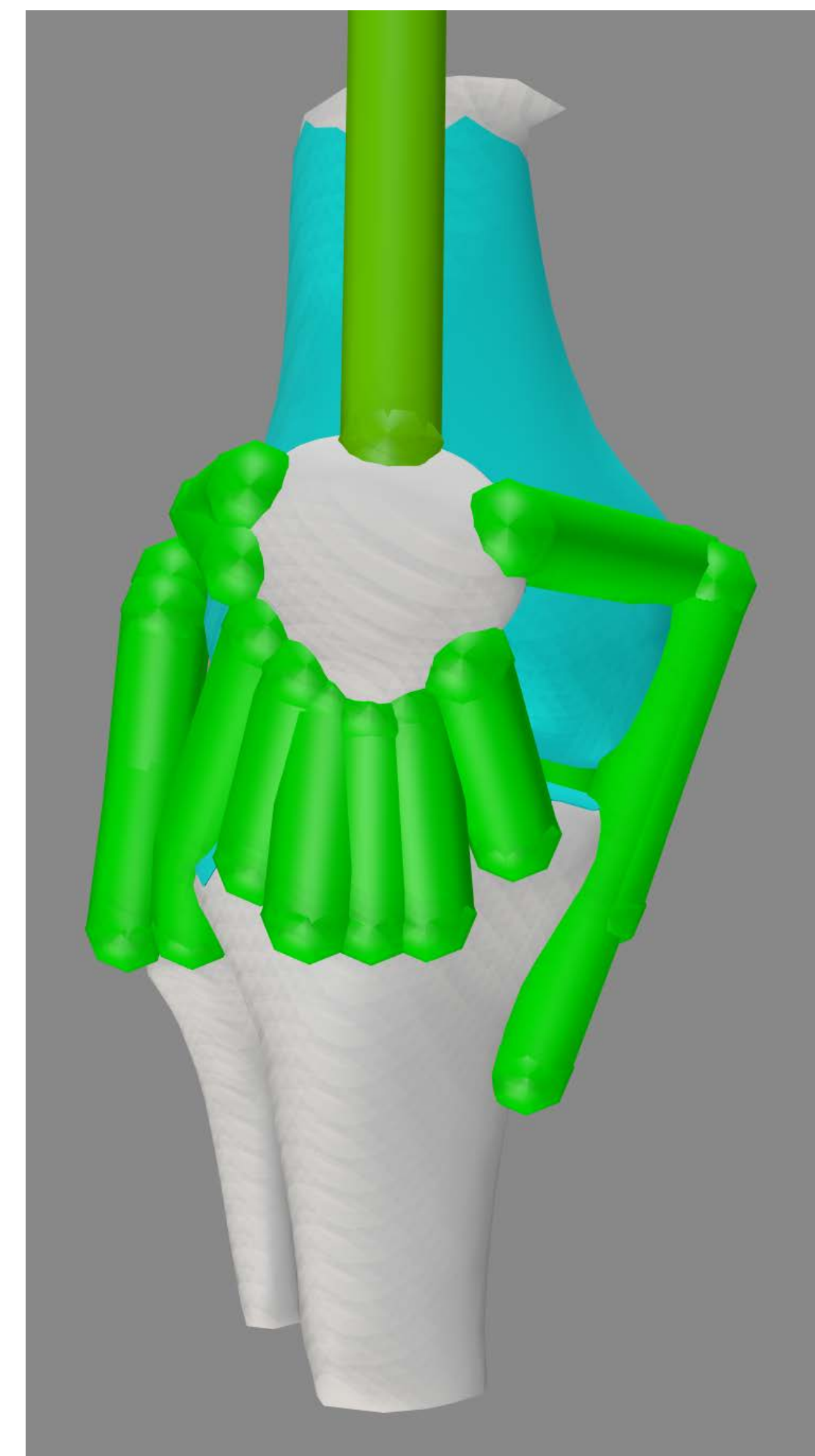
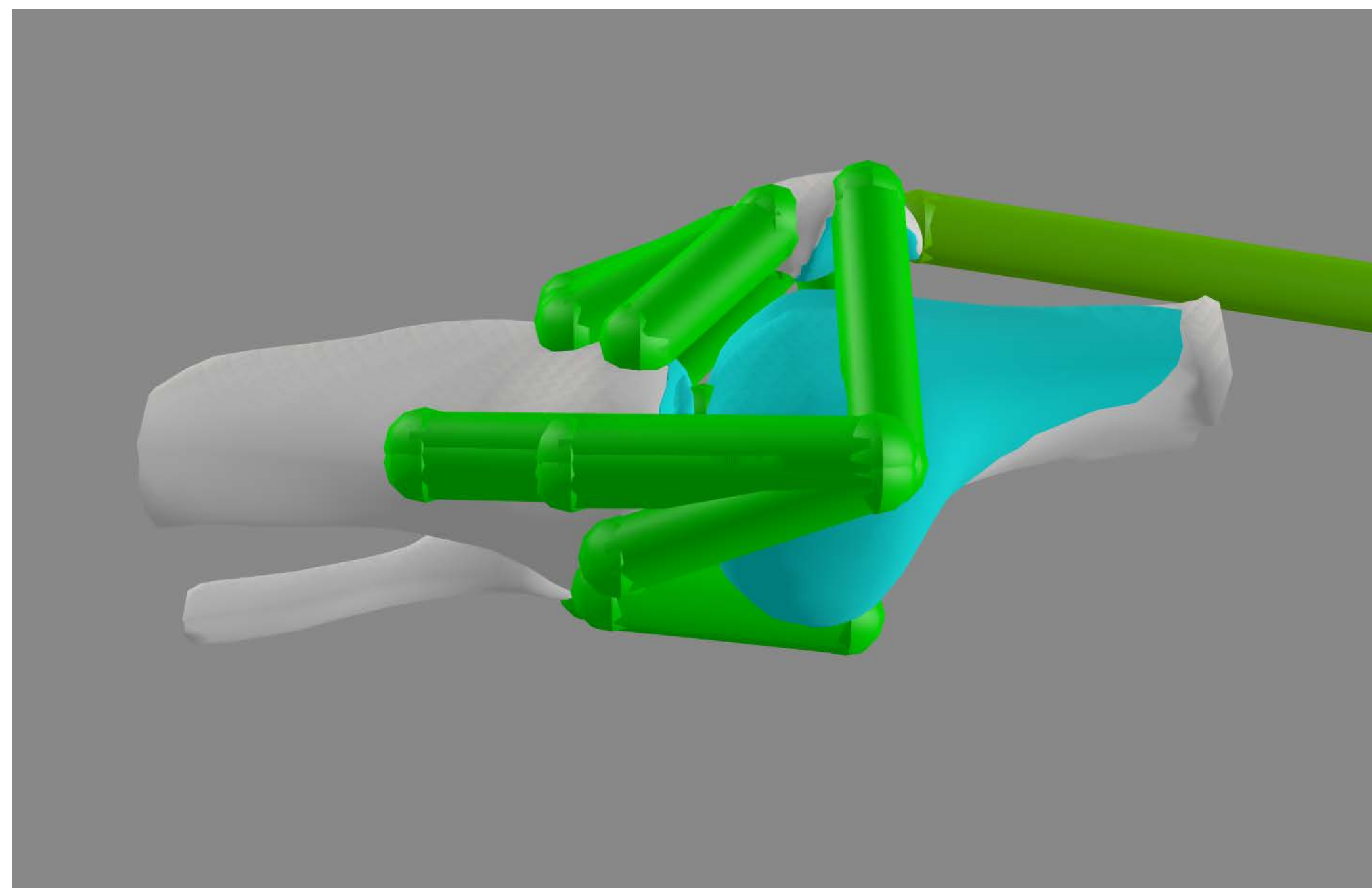


Контактные поверхности в модели



Сетка контактной поверхности

## Модель физиологической нормы (OpenSim)



Модель коленного сустава в  
физиологической норме



## Модели вальгусной и варусной деформации (OpenSim)

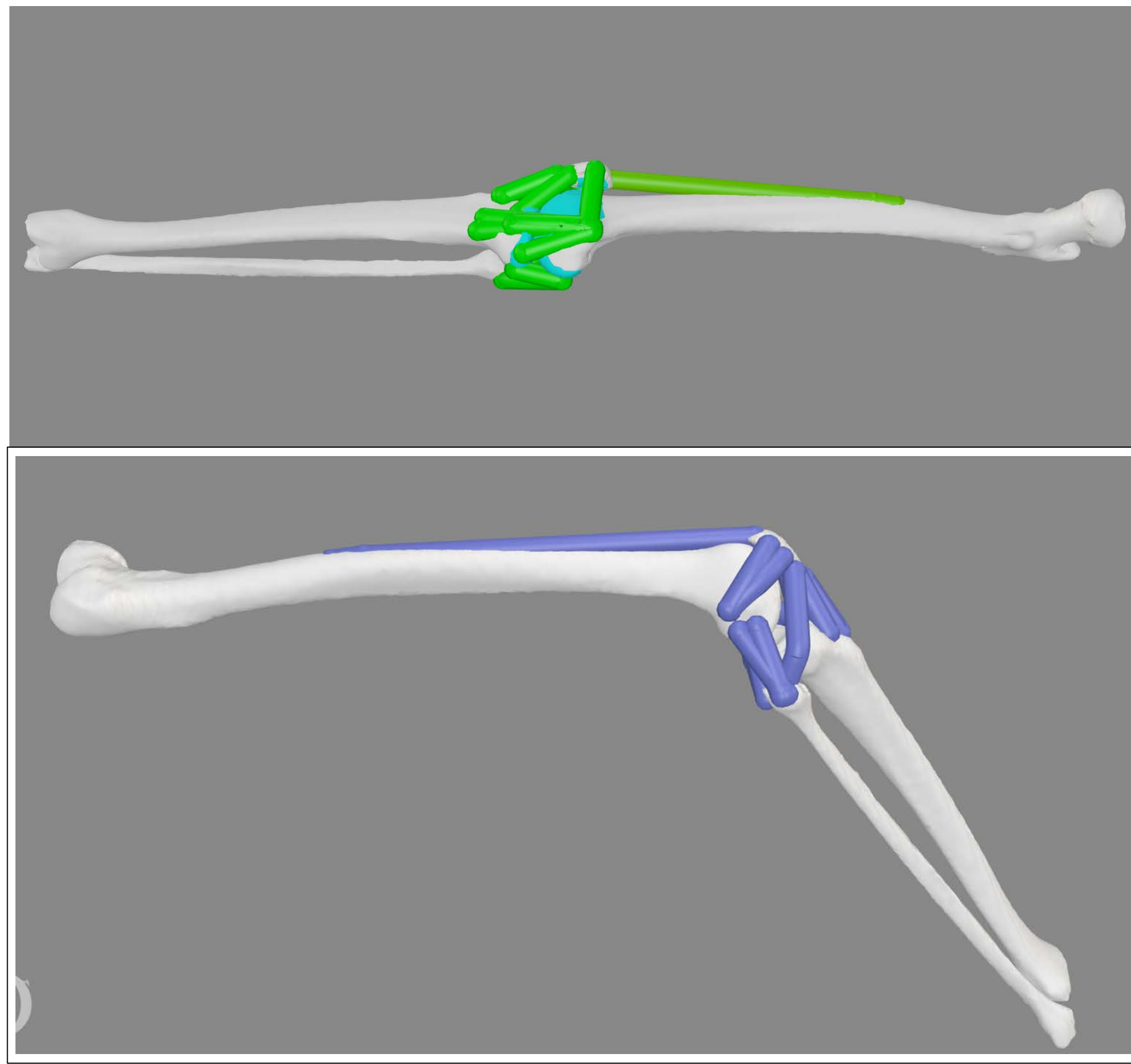
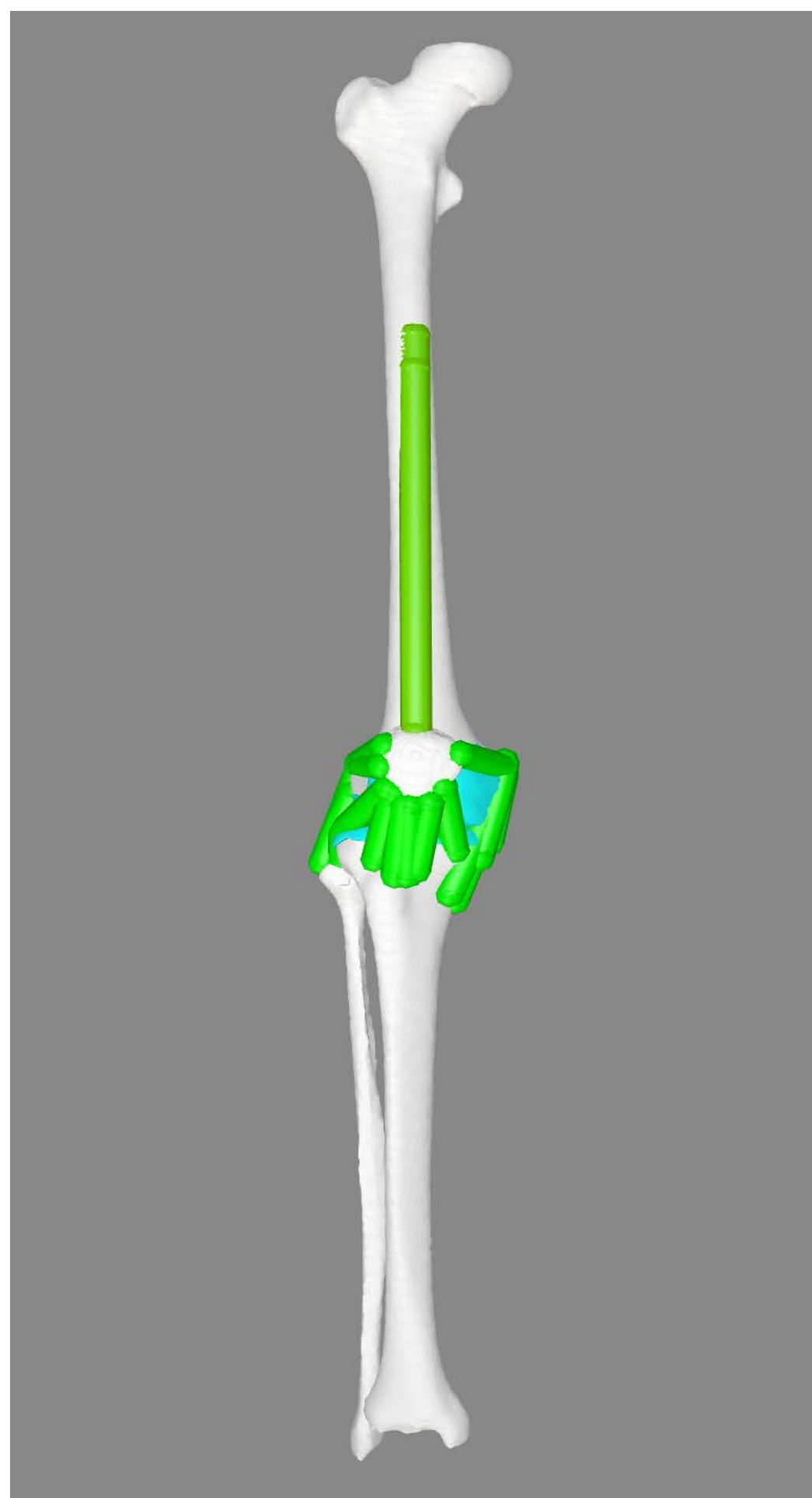


Модель вальгусной деформации с углом  
отклонения 8 градусов



Модель варусной деформации с углом  
отклонения 4 градуса

## Модель коленного сустава пациента с диагнозом гонартроз (OpenSim)



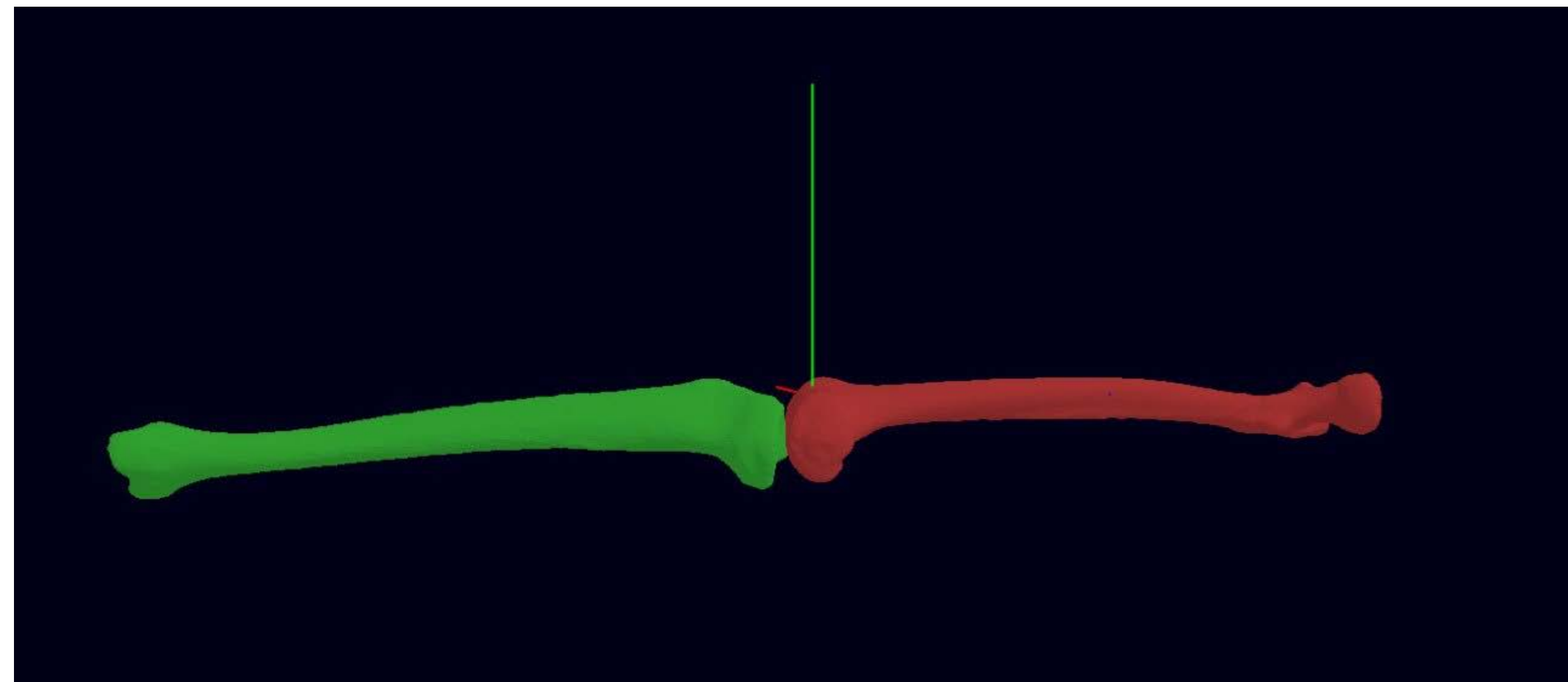
# Задачи

- Воспроизведению траектории движения;
- Расчет сил, действующих на кости;
- Коррекция сил – исходя из целей операции;
- Прямое моделирование.



Библиотеки для создания и управления симуляциями биомеханических систем:

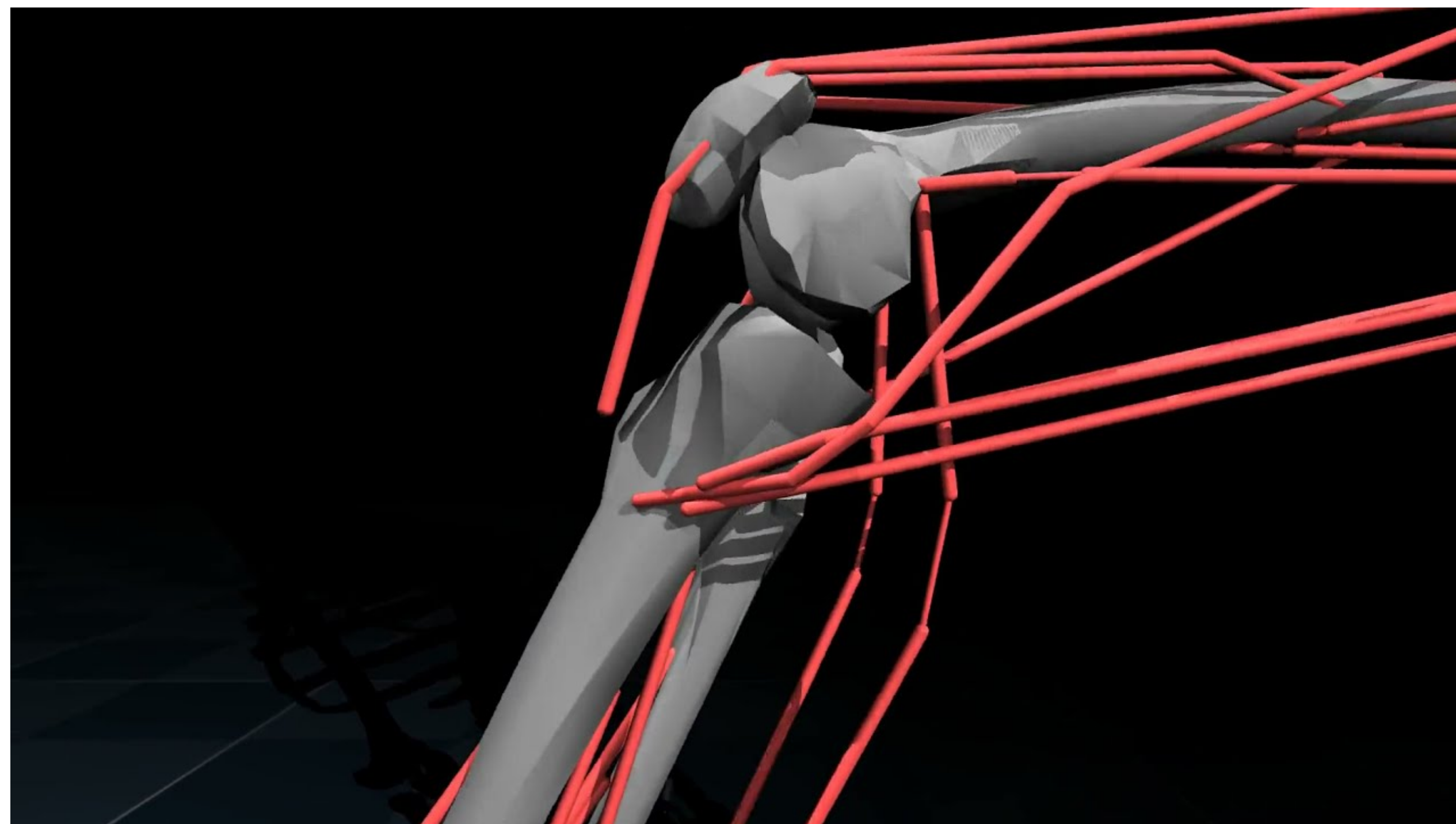
- MuJoCo (**M**ulti-**J**oint **C**ontact with **F**riction)
- ODE (**O**pen **D**ynamics **E**ngine)
- PyBullet





# MuJoCo

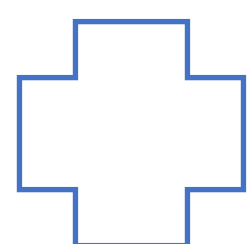
- XML файл – описание статической структуры;
- Python код – динамическое поведение модели.



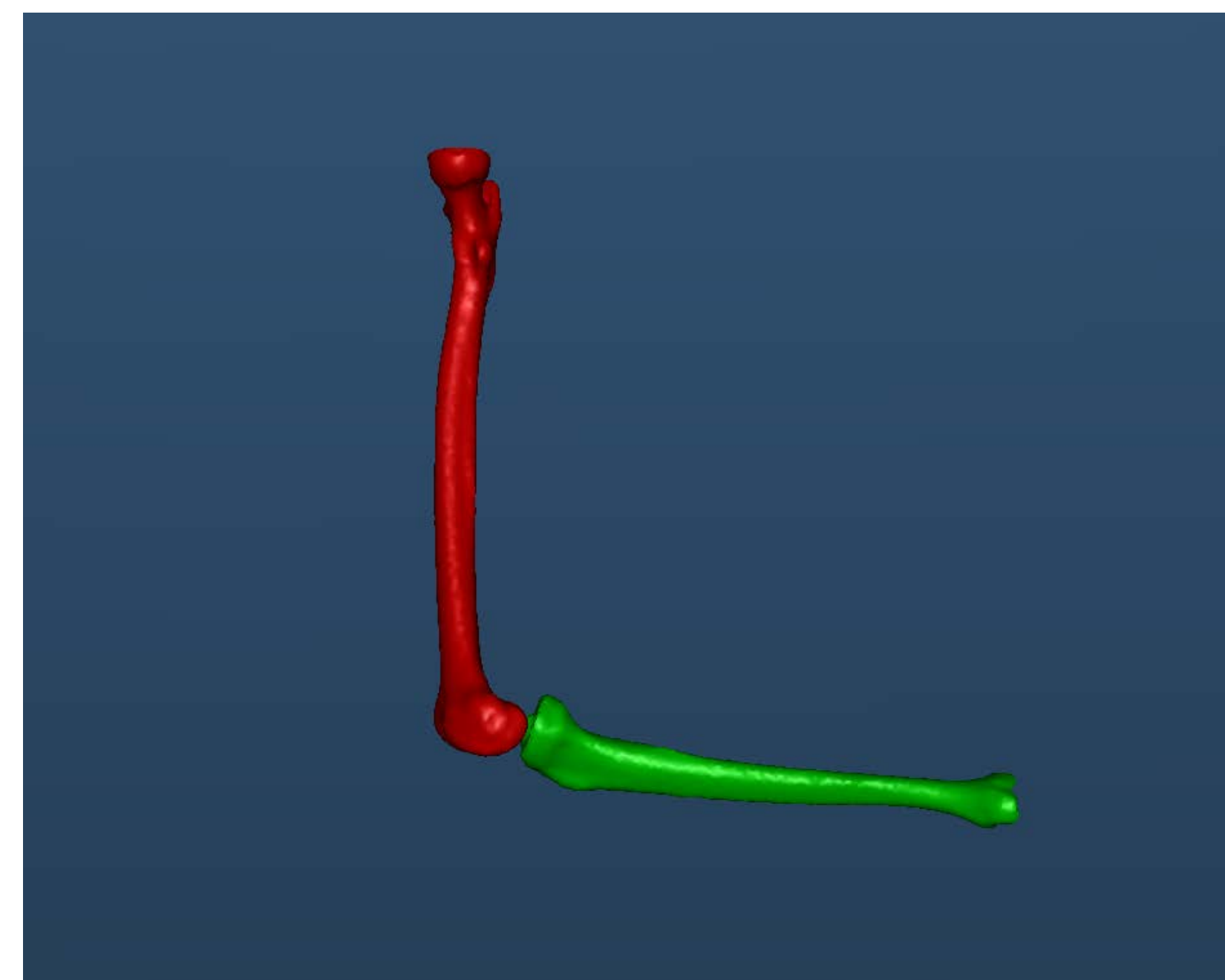
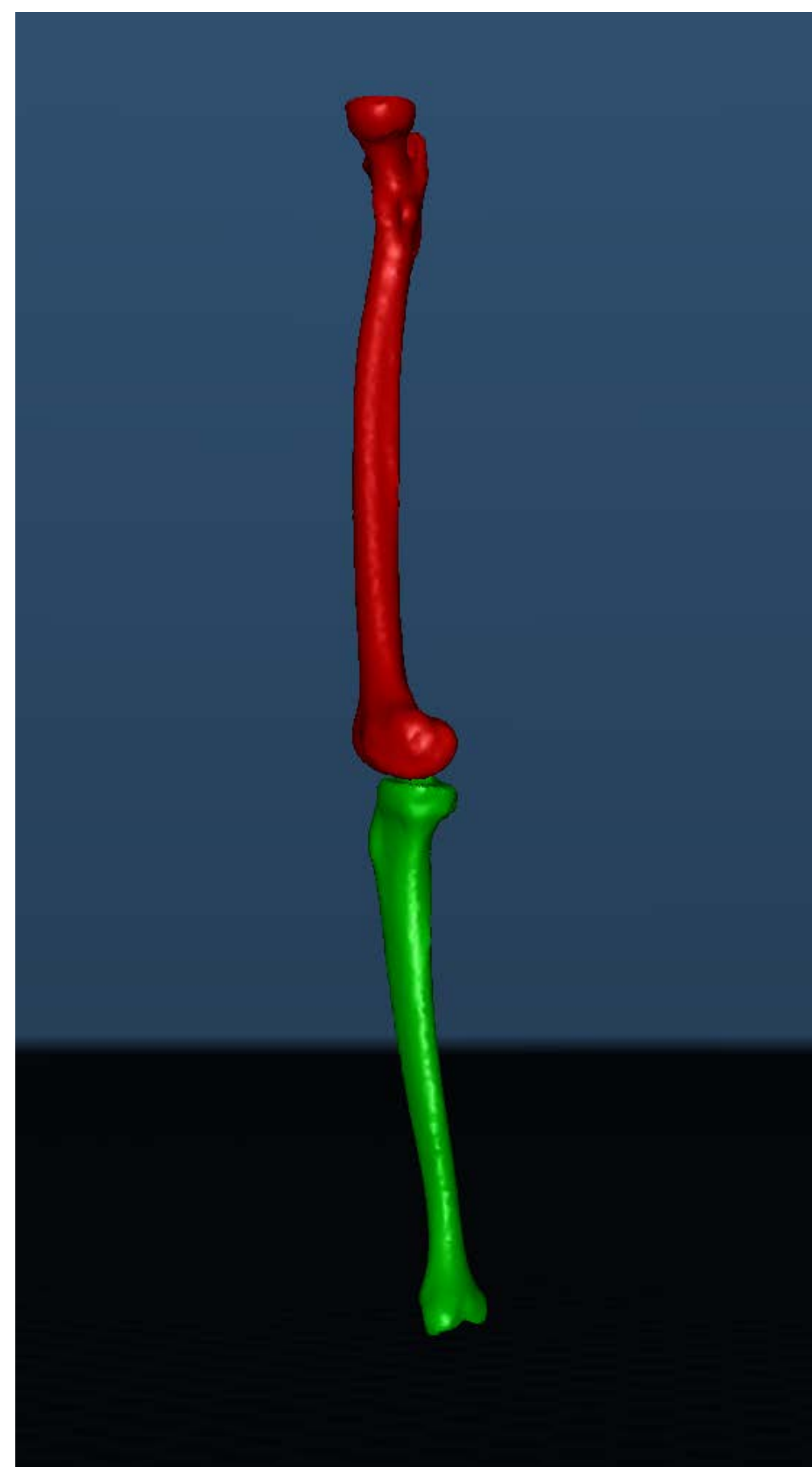
## Модель коленного сустава (MuJoCo)

Тренировочный  
вариант

Сетки костных  
структур



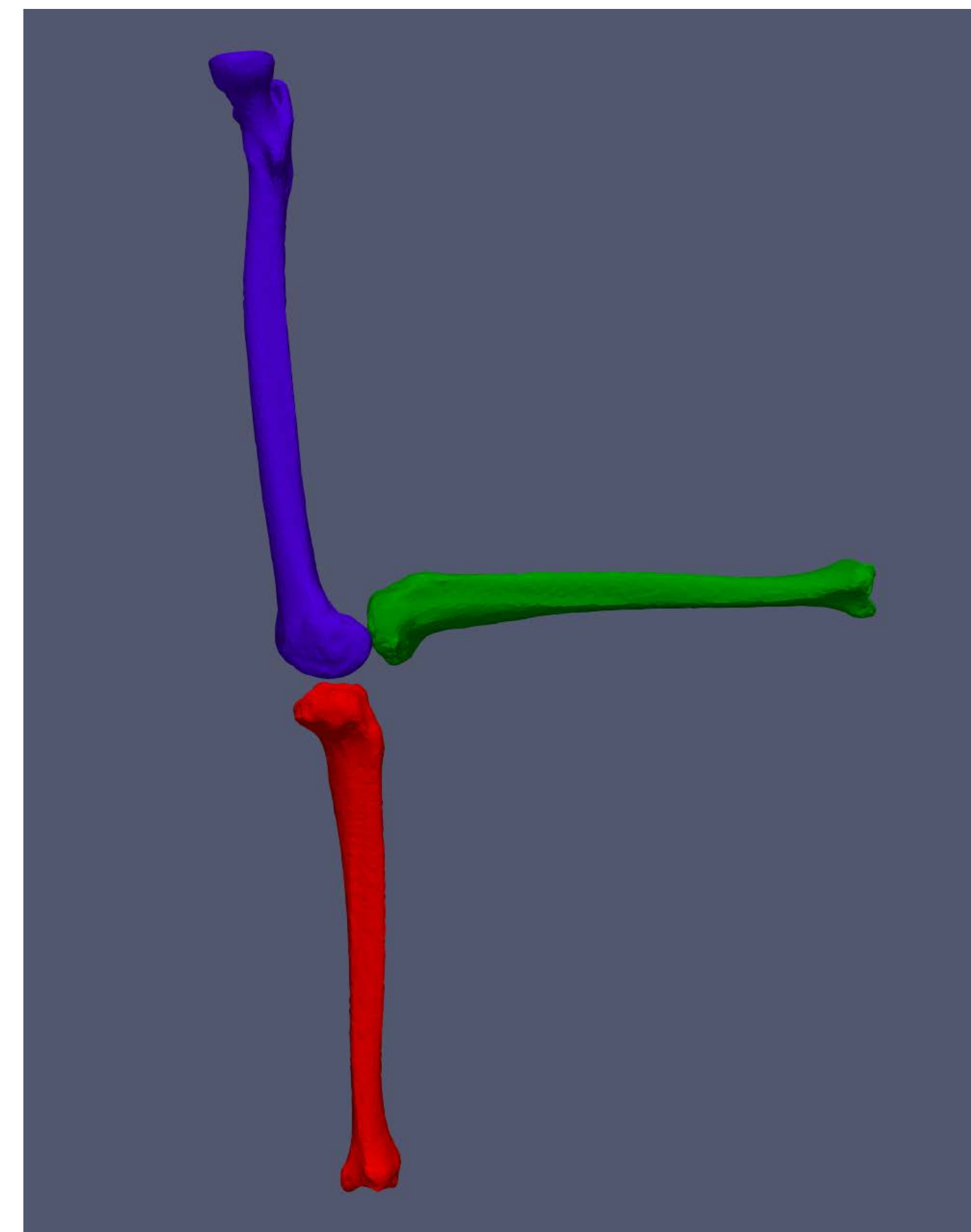
Траектория  
движения из  
моделей OpenSim



КТ снимки при углах  
сгибания 0, 30, 60, 90  
градусов.

Матрица  
преобразования

Ось вращения



## Основные этапы регистрации поверхностных сеток

1. Расчёт главных компонент (PCA).
2. Совмещение центров масс при произвольном совмещении главных компонент.
3. Выбор наилучшего варианта совмещения главных компонент путём максимизации коэффициента DICE для сеток, соответствующих исходному (S) и конечному (T) положениям:

$$DiCE(S, T) = \frac{2 \times \text{Volume}(S \cap T)}{\text{Volume}(S) + \text{Volume}(T)}$$

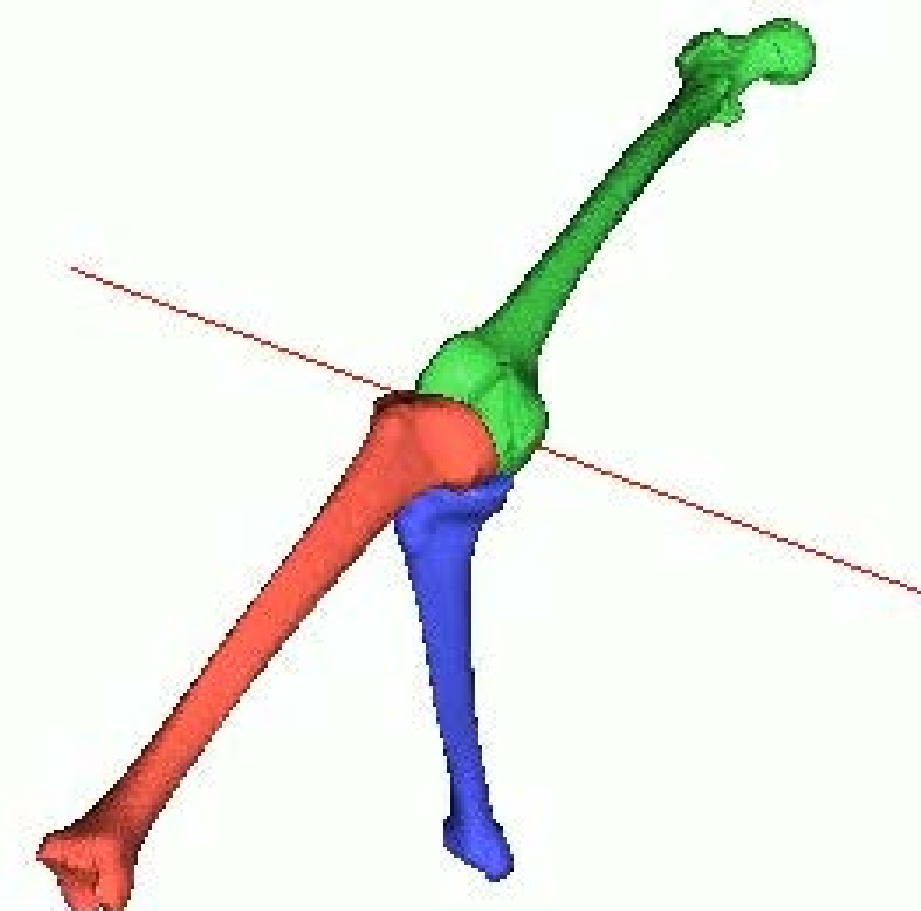
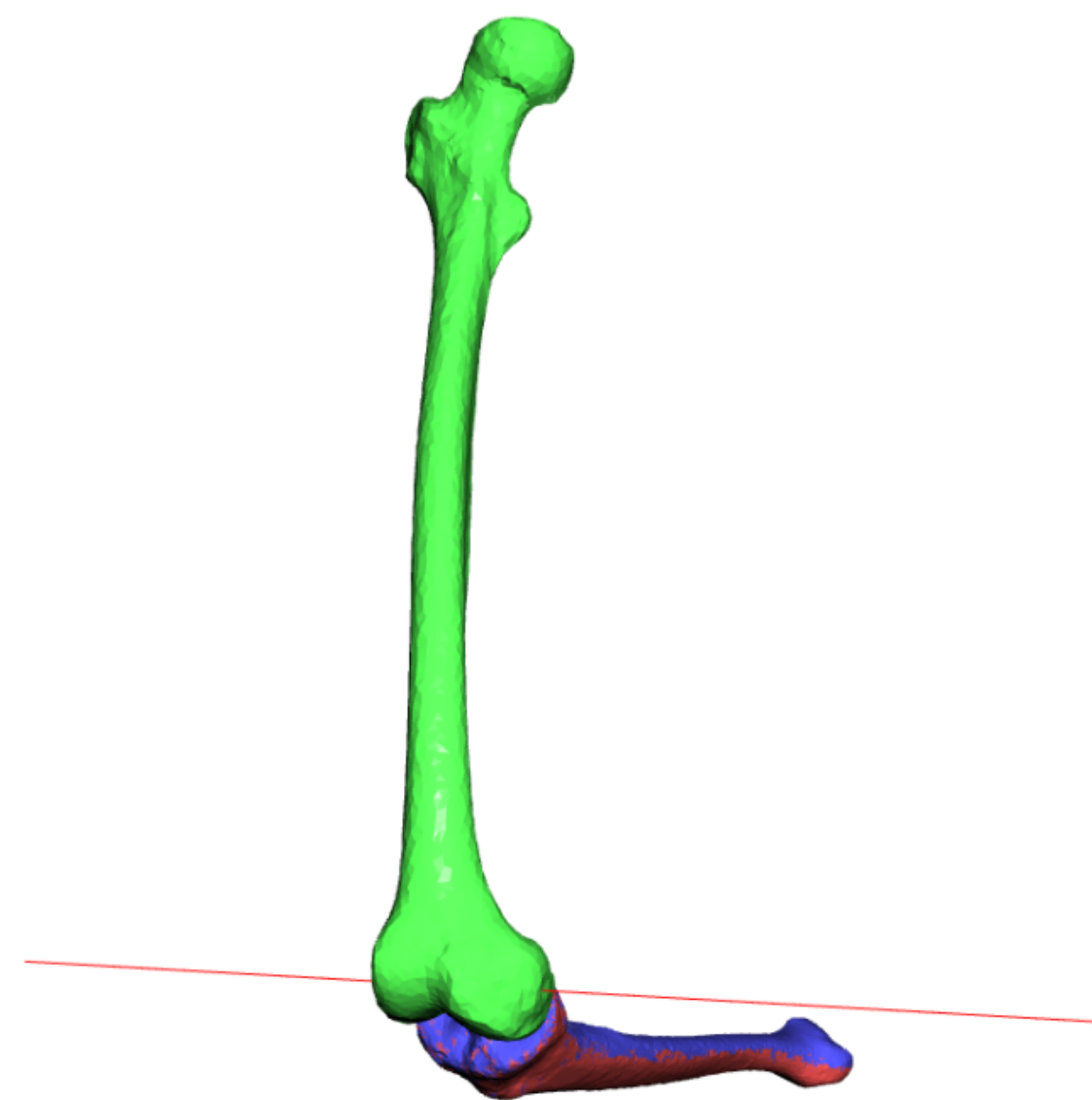
$$DICE_{error} = 1 - DICE(S, T) \rightarrow \min$$

4. Оптимизация положения путём вращения относительно главной оси наибольшей длины.

Результат: матрица трансформации T



## Результаты регистрации и расчёта оси



Начальное и конечное положение костей