Министерство образования и науки Российской Федерации

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

Институт прикладной математики и механики

Кафедра «Теоретическая механика»

Работа допущена к защите

зав.кафедрой, д.ф.-м.н.,чл.-корр. РАН

А.М.Кривцов

«___»_____2018г.

Выпускная квалификационная работа

Тема:

Распределение нагрузки на мышцы коленного сустава человека при выполнении реабилитационных упражнений

Направление: 01.03.03 – Механика и математическое моделирование

Выполнил

студент гр. 43604/1 <*подпись*> А.Ф. Вакильева

Научный руководитель

к.ф.-м.н., доцент <*подпись*> М.Б. Бабенков

Санкт-Петербург

2018

Реферат

Объект исследования: коленный сустав человека

Цель работы: создание двухмерной модели коленного сустава и исследование распределения нагрузки на него.

Предмет работы: биомеханическая модель сустава и мышц, участвующих в работе сустава.

Результатом работы стала разработанная математическая модель коленного сустава, близкая по своим функциям реальному прототипу.

В работе задействована биомеханическая модель мышц Хилла.

Область применения: В протезировании (для выбора материалов), реабилитации (для подбора эффективных упражнений и ускорения заживления), спортивной медицине (для выработки рекомендаций спортсменам, как избежать травмы, а также при разработке спортивного инвентаря

Эффективность: Данная работа направлена на создание адекватных виртуальных имитаторов отдельных частей тела с глубокой детализацией, что является перспективным направлением современной биомеханики.

Ключевые слова: Коленный сустав, биомеханика мышц, модель Хилла, Компьютерное моделирование, Анализ движения человека.

Содержание

1. Введение.....4
2. Модель коленного сустава.....6
   2.1 Постановка задачи.....6
   2.2 Начальные и граничные условия.....7
      2.2.1 Начальные условия.....7
      2.2.2 Граничные условия.....7
3. Составление основного уравнения динамики для одной мышцы.....8
   3.1 Модель Хилла.....8
   3.2 Математическая модель мышц.....10
   3.3 Параметры расчёта.....12
4. Реализация 13
5. Мускулатура ног.....16
6. Результат.....17

1.Введение

Коленный сустав - невероятно сильная и сложная часть анатомии человека. Это самый крупный сустав в организме человека. Его роль заключается в обеспечении силы, поддержки и гибкости при стоянии, ходьбе и наклоне. Чтобы обеспечить необходимые движения и большую силу, в коленном суставе есть много структур, которые должны хорошо функционировать:

1) Кости. Кости должны сохранять свою прочность и гладкую поверхность, чтобы легко перемещаться друг против друга. Развитие роста костей, называемых остеофитами или костными шпорами, может затруднить эту функцию и вызвать боль.

2) Коленный хрящ. Хрящ должен быть гладким и сильным, чтобы кости могли двигаться друг против друга, действуя как шарнир в суставе, без чрезмерного трения.

3) Коленные мышцы. Мускулы, которые включают в себя четыглавую мышцу перед коленом и подколенные сухожилия позади колена, должны быть гибкими, чтобы обеспечить нормальный диапазон движения, и сильными, чтобы адекватно поддерживать коленный сустав.

4) Коленные связки и сухожилия. Множество связок и сухожилий вокруг колена должно быть сильным, чтобы связать коленный сустав вместе и инкапсулировать его в жесткую, но гибкую структуру.

Проблемы возникают, когда какая-либо из этих частей коленного сустава начинает каким-то образом повреждаться или раздражаться.

Колено представляет собой сложное соединение со многими компонентами, что делает его уязвимым для различных травм. Некоторые из наиболее распространенных травм коленного сустава включают переломы вокруг колена,

вывихи, растяжения и разрывы мягких тканей, такие как связки. Во многих случаях травмы включают более одной структуры в колене. Боль и опухоль являются наиболее распространенными признаками травмы колена. Кроме того, колено может защемить. Многие травмы колена вызывают нестабильность - возникает ощущение, что травма повторится снова.

Многие травмы коленного сустава можно успешно лечить с помощью простых мер, таких как упражнения, направленные на фиксацию и реабилитацию. Другие травмы могут потребовать хирургической коррекции или замены на бионический аналог.

Поскольку все формы жизни на Земле находятся под влиянием всемирного тяготения, нет никаких сомнений в том, что механика не только управляет движениями безжизненных объектов, но также влияет на форму, движение и функцию биологических систем на Земле. Механические взаимодействия в биологических системах и окружающей среде привлекли внимание ранних ученых, таких как Аристотель, Леонардо да Винчи (1452-1519), Галилео Галилей (1564-1642), Иоганн Кеплер (1571-1630), Рене Декарт (1596- 1650) и Исаака Ньютона, среди прочих, а также ученых современности. Их усилия по открытию этих механических взаимодействий сформировали дисциплину исследований под названием биомеханика.

Биомеханика - это наука о движении человеческого тела, в котором мышцы, кости, сухожилия и связки слаженно работают вместе, контролируемые разумом, как совершенная машина. Внутренняя механика этой машины постепенно стала очевидной благодаря работе ученых. Различные силы, действующие на колено, оказывают чрезмерное давление на связки из-за чрезмерной нагрузки, что влияет на функционирование колена из-за травм.

Понимание биомеханики и загрузки каждого элемента во время движения с использованием анализа движения полезно для изучения этиологии травмы, принятия решений относительно лечения и оценки эффектов лечения.

Элементы биомеханики:

Статика: Изучение систем, находящихся в равновесии, либо находящихся в покое, либо движущихся с постоянной скоростью.

Динамика: Изучение систем, которые находятся в движении с ускорением и замедлением.

Кинематика: описание влияния сил на систему, картины движения, включая линейные и угловые изменения скорости во времени. Изучаются положение, смещение, скорость и ускорение.

Кинетика: изучение причин движения, сил и моментов в работе.

Однако разработка точного и неинвазивного метода измерения внутренней силы в организме человека в клинических и других целях по-прежнему остается большой проблемой в области биомеханики человека и анализа движения.

В данной работе представлен обзор текущих биомеханических знаний о нормальном колене. Благодаря использованию роботизированной технологии и вычислительного моделирования существует более глубокое понимание кинематики и замещающей механики колена. Определение сил, воздействующих на человеческие коленные и вращательные моменты, действующие на суставы бедроборного сустава, имеет большое значение для клиницистов, исследователей и разработчиков имплантантов. Эти межсегментные силы и крутящие моменты, рассчитанные по инверсионной динамике, обусловлены вкладом мышц, связок и контактных сил.

2. Модель коленного сустава

2.1 Постановка задачи

Рассматриваются два стержня, соединённые шарниром (рисунок 1). Левый стержень, представляющий собой бедренную кость (os femoris или femur) жестко заделан, а правый, представляющий большеберцовую кость (os tibia) вращается посредством шарнира.

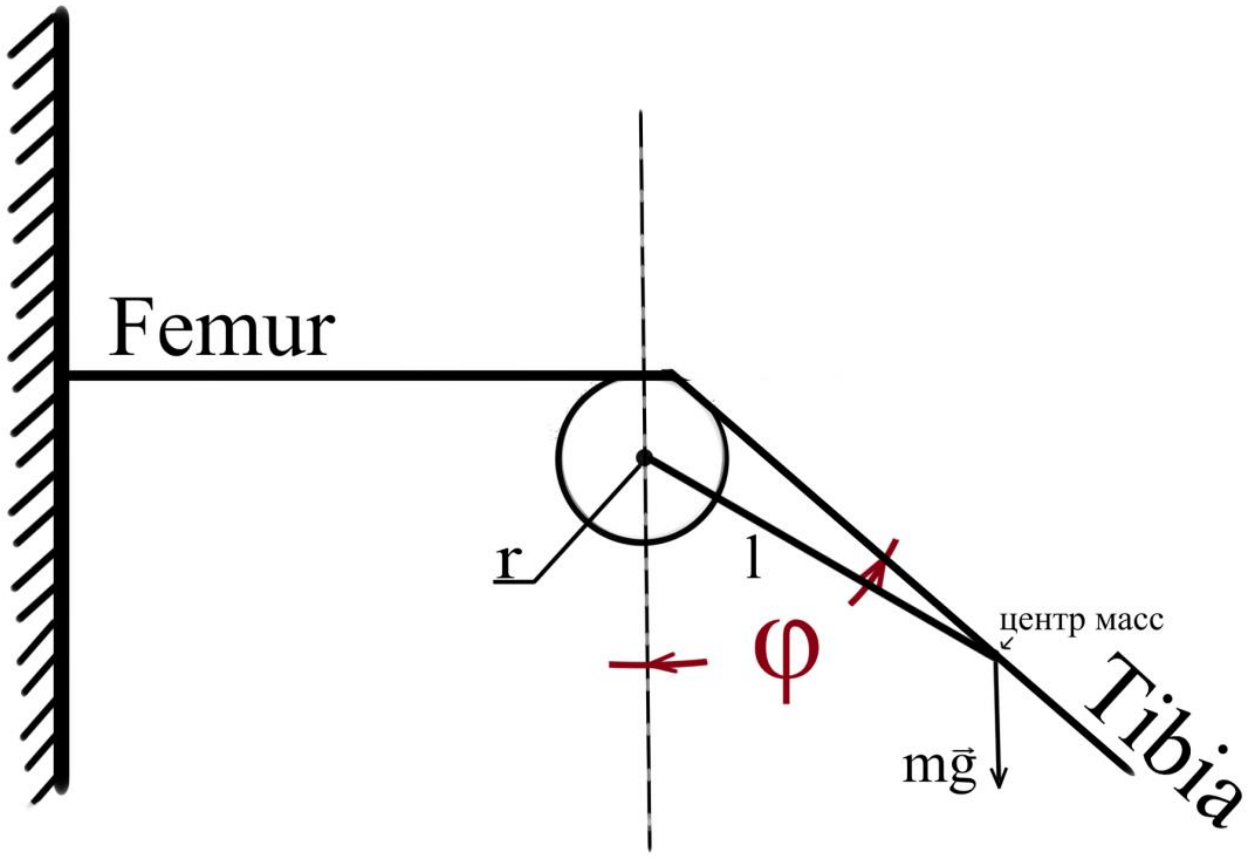

Рисунок 1. Эквивалентная механическая схема нижней конечности

Примем некоторые обозначения:

ϕ – угол отклонения большеберцовой кости от положения равновесия.

r-радиус шарнира коленного сустава.

l – отрезок, соединяющий центр вращения и центр масс большеберцовой кости.

2.2 Начальные и граничные условия

2.2.1 Начальные условия

За положение равновесия примем положение сустава сидящего человека, упирающегося ступнями в пол (рисунок 2).

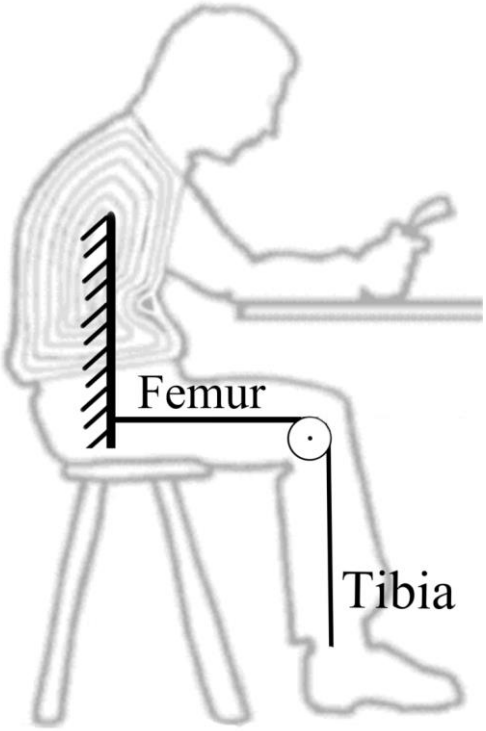

Рисунок 2. Равновесное положение коленного сустава

Таким образом на угол отклонения ϕ и угловая скорость:

$$\phi = 0, \dot{\phi} = 0$$

2.2.1 Граничные условия

Нормальный диапазон движения колена:

Сгибание - 120-150 градусов

Внутреннее вращение с согнутым коленом - 10 градусов

Внешнее вращение с согнутым коленом - 30-40 градусов

Полный диапазон движения зависит от нескольких параметров, таких как удерживание мягких тканей, активная недостаточность и плотность подколенного сухожилия, а так же индивидуальных особенностей и пропорций человека. Нас интересует только диапазон сгибания.

Граничные условия накладываем на угол отклонения ϕ:

$$\frac{\pi}{4} \leq \phi \leq \frac{\pi}{2}$$

3. Составление основного уравнения динамики для одной мышцы

Запишем основное уравнение динамики:

$$J\ddot{\phi} = \sum M\ ,$$

Где J – момент инерции всей конструкции, которая вращается вокруг оси шарнира, M – сумма моментов.

Для начала возьмем два момента, момент силы тяжести и момент мышечной силы.

$$\sum M\ = M_{\text{тяж}} + M_{\text{мышцы}}$$

$$M_{\text{тяж}} = m\bar{g}l\sin\phi$$

Момент мышечной силы потребует дополнительной теоретической части для своего вывода, в частности для описания момента используется модель Хилла.

Необходимо, чтобы сила мышечных сокращений могла задаваться независимо от текущих значений деформации мышцы.

3.1 Модель Хилла

Существует два разных типа моделей, которые обычно используются для моделирования биомеханики мышц. Первая из них - модель мышц Хилла (рисунок 3). Это чисто механическая модель мышц, построенная с точки зрения системной инженерии. Ранние пионеры в области мышечной механики почти ничего не знали о внутренней структуре и функционировании мышцы, поэтому им приходилось относиться к ней как к черному ящику и пытаться сопоставить вход-выходные характеристики мышц, чтобы сформулировать математическую модель, которая могла бы предсказать общее поведение мышцы.

Второй тип модели мышц был сформулирован, как только теория скользких нитей была предложена Хаксли (рисунок 4). Он был построен с использованием редукционистского подхода, который учитывает фактическую молекулярную структуру мышцы и пытается предсказать развитое напряжение, моделируя силы, создаваемые связующими мостиками между молекулами актина и миозина.

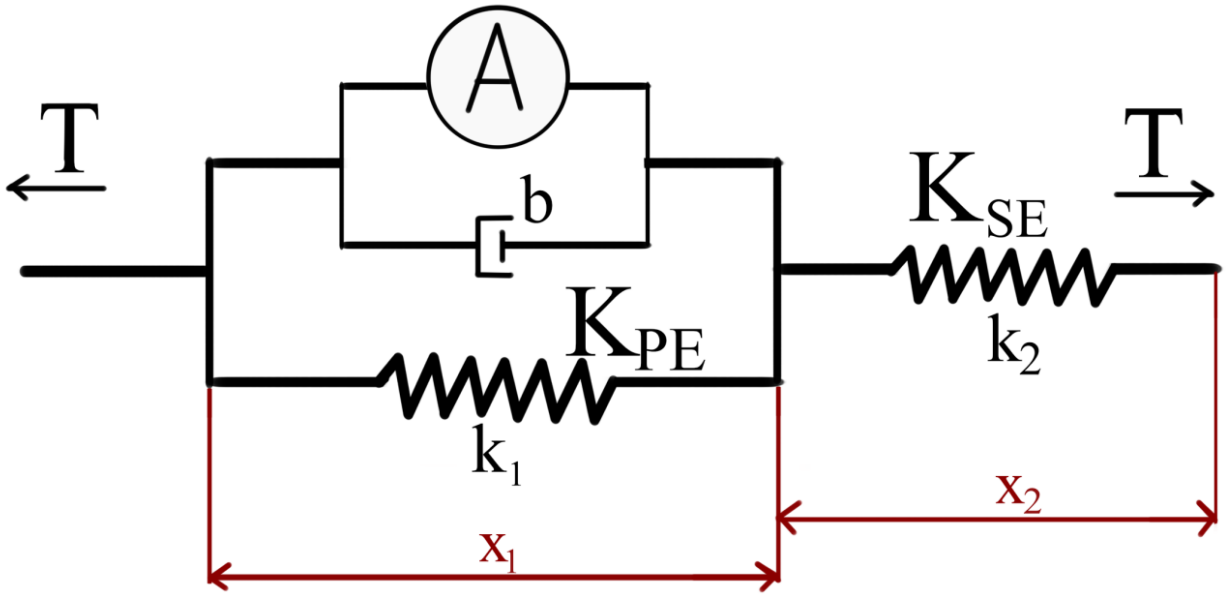

Рисунок 3. Модель упругой мышцы Хилла

При построении биомеханического моделирования мышцы необходимо иметь в виду несколько ключевых целей. Основная цель состоит в том, что мышечная модель генерирует результаты, которые являются приближенным воспроизведением того, что реальная мышца будет делать в подобной ситуации. Биомеханическая модель не должна производить точное поведение, но она должна быть близка к определенному диапазону ошибок. Кроме того, она никогда не должна давать результаты, которые лежат далеко за пределами биологически реалистичного диапазона результатов для любой ситуации, и она должна быть способен функционировать во всем рабочем диапазоне реальных мышц. Модель также должна быть настолько простой и быстрой, насколько это возможно, при сохранении биологического реализма.

Наконец, при выборе модели для моделирования важно иметь в виду тип данных, которые нужны в задаче. Модели перекрестков Хаксли очень хороши в решении

вопросов, связанных с сложными внутренними деталями того, что на самом деле происходит в мышцах, например, сколько энергии используется и с учетом ряда свойств, наблюдаемых в мышцах, которые не воспроизводятся в другие модели. Однако этот уровень детализации компенсируется чрезвычайно большими сложностями и вычислительными требованиями, необходимыми для этих типов моделей. Это основная причина того, что системы типа Хилла по-прежнему являются преобладающей моделью, используемой в биомеханическом моделировании многокомпонентных систем. Модель Хилла не предоставляет никаких данных о внутренних деталях мышцы, но при таких симуляциях этот тип данных обычно не важен. Общая цель состоит в том, чтобы использовать несколько симулированных мышц, которые могут создавать крутящие моменты вокруг суставов для воспроизведения биологически реалистичных движений. Для этих типов моделирования важно только соотношение выходных сил, и модели Хилла более чем достаточны для предоставления данных этого типа.

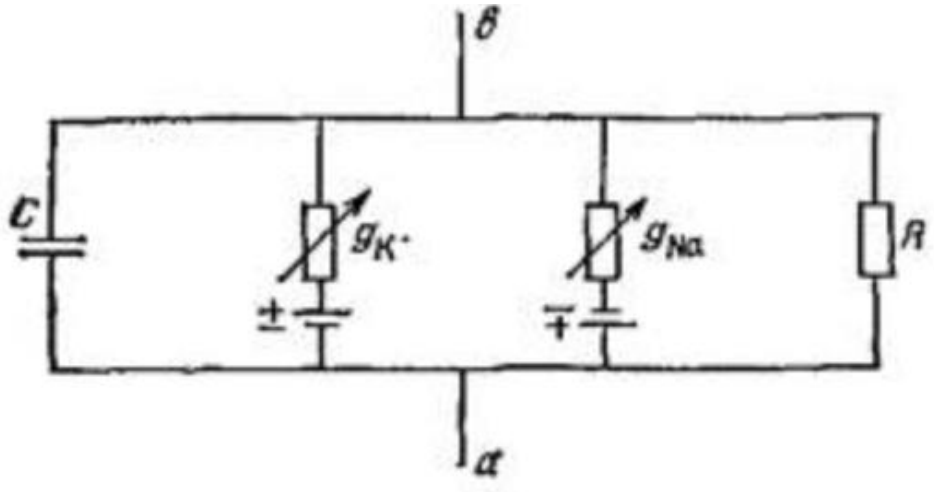

Рисунок 4. Эквивалентная схема мембраны гиганского аксона кальмара (а – аксоплазма, в – морская вода, омывающая аксон). Ее поведение описывается системой уравнений Хаксли

3.2 Математическая модель мышц

Дифференциальное уравнение, используемое для моделирования мышцы, выведем ниже.

$$T = K_{SE}(x_1 - x_1^*)$$

$$T = K_{PE}(x_2 - x_2^*) + b\dot{x}_2 + A$$

$$x = x_1 + x_2$$

$$x^* = x_1^* + x_2^* \rightarrow x - x^* = (x_1 - x_1^*) + (x_2 - x_2^*)$$

$$T = K_{SE}(x_1 - x_1^*) - K_{PE}(x_2 - x_2^*) + b\dot{x}_2 + A$$

Выразим и подставим:

$$x_1 = \frac{T}{K_{SE}} + x_1^* \rightarrow \dot{x}_1 = \frac{T}{K_{SE}}$$

$$T = K_{SE}(x_1 - x_1^*) - K_{PE}\frac{T}{K_{SE}} + b(\dot{x} - \dot{x}_1) + A$$

В итоге получим:

$$\dot{T} = \frac{K_{SE}}{b}\left(K_{PE}\Delta x + b\dot{x} - \left(1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}\right)T + A\right),$$

Где T – сила напряжения мышц,

A – генератор силы мышечных сокращений,

K_{SE} - Последовательная пружинная постоянная (SE - Serial spring constant),

K_{PE} - Параллельная пружинная постоянна (PE - Parallel spring constant),

b - коэффициент демпфирования,

x - длина мышцы.

Перепишем уравнение, избавившись от коэффициента демпфирования и выразим силу напряжения мышц.

$$b\dot{T} = K_{SE}\left(K_{PE}\Delta x + b\dot{x} - \left(1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}\right)T + A\right), b = 0$$

$$K_{SE}\left(K_{PE}\Delta x - \left(1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}\right)T + A\right) = 0$$

$$T = \left(\frac{K_{PE}}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}\Delta x + \frac{1}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}A\right)$$

Выразив силу натяжения мышцы по модели Хилла, теперь мы можем записать момент мышечной силы.

$$M_{\text{мышцы}} = T_{\text{мышцы}} \cdot L_{\text{мышцы}} = \left(\frac{K_{PE}}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}\Delta x + \frac{1}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}A\right)r,$$

Где $L_{\text{мышцы}}$- расстояние от оси вращения до линии действия силы $T_{\text{мышцы}}$,

Δx- линейное изменение длины мышцы.

Таким образом, теперь можем составить уравнение динамики для одной мышцы.

$$J\ddot{\phi} = m\bar{g}l\sin\phi + \left(\frac{K_{PE}}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}\Delta x + \frac{1}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}A\right)r$$

3.3 Параметры расчёта

Для последующего математического моделирования уравнения определимся с основными переменными, ими будут время t и угол отклонения ϕ. Таким образом, генератор силы мышечных сокращений A станет функцией, зависящей от времени.

Пусть линейное изменение длины мышцы $\Delta x = \left(\frac{\pi}{2} - \varphi\right) r$. Уравнение динамики для математического моделирования примет итоговый вид.

$$J\ddot{\phi} = m\bar{g}l\sin\phi + \left(\frac{K_{PE}}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}}\left(\frac{\pi}{2} - \varphi\right) r + \frac{1}{1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}} A(t)\right) r$$

4. Реализация

Для решения уравнения динамики и построения графиков использовалась программа Wolfram Mathematica. Для того, чтоб решить уравнение, были записаны функции, зависящие от времени t и угла отклонения ϕ, включающие в себя многие сторонние константы, входившие в полученное уравнение.

Запишем момент мышечной силы как функцию, зависящую от времени t и угла отклонения ϕ. Переобозначим жесткости пружин K_{PE} и K_{SE} как k1 и k2 соответственно.

$$M[\varphi_@\mathrm{t}_, \mathrm{k1}_, \mathrm{k2}_, \mathrm{r}_, \mathrm{t1}_, \mathrm{t2}_] = (\frac{\mathrm{k1}}{1 + \frac{\mathrm{k1}}{\mathrm{k2}}}(\frac{\pi}{2} - \varphi[t])r + \frac{1}{1 + \frac{\mathrm{k1}}{\mathrm{k2}}} A[t, \mathrm{t1}, \mathrm{t2}])r$$

Где t1 – время начала работы мышцы,

t2 – время конца работы мышцы.

Силу мышечных сокращений A(t) зададим как разность функций Хэвисайда (рисунок 5).

$$A[\mathrm{t}_, \mathrm{t1}_, \mathrm{t2}_, \mathrm{a}_] = a(\mathrm{UnitStep}[t - \mathrm{t1}] - \mathrm{UnitStep}[t - \mathrm{t2}])$$

Где a – амплитуда силы,

t1 – время начала работы мышцы,

t2 – время конца работы мышцы.

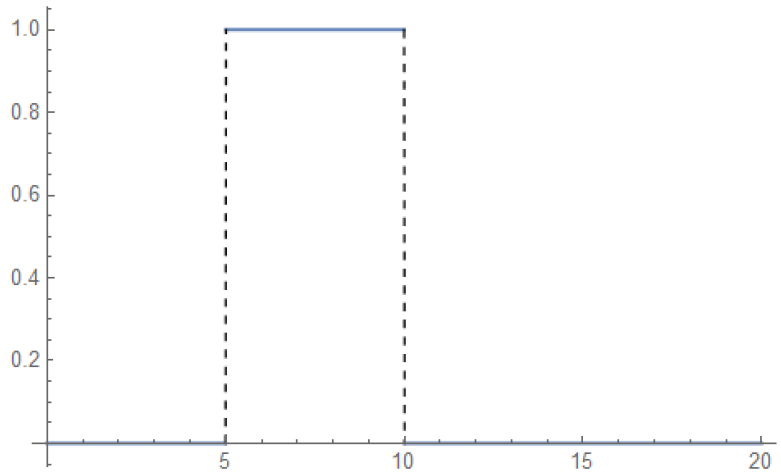

Рисунок 5. График функции силы мышечных сокращений A(t)

У коленного сустава есть ограничения по раскрытию угла, они же и являются нашими граничными условиями. Чтобы их применить, зададим функцию-стоппер, механическая схема которого приведена на рисунке 6.

$$F(\varphi) = \gamma\varphi(t) * \theta(sgn(\varphi_o)\varphi(t) - |\varphi_0||\varphi(t) - \varphi_0|)^n + \nu\dot{\varphi(t)}\theta(sgn(\varphi_o)\varphi(t) - |\varphi_0||\varphi(t) - \varphi_0|)$$

В программной реализации:

$$\Phi[\varphi_@t_, \varphi0_, n_, \gamma_, \nu_] = \gamma\varphi[t]\mathrm{UnitStep}[\mathrm{Sign}[\varphi0]\varphi[t] - \mathrm{Abs}[\varphi0]]\mathrm{Abs}[\varphi[t] - \varphi0]^n + \nu\varphi'[t]\mathrm{UnitStep}[\mathrm{Sign}[\varphi0]\varphi[t] - \mathrm{Abs}[\varphi0]]$$

Где γ – коэффициент жесткости нелинейной возвращающей силы,

ν – коэффициент линейной вязкости,

φ0 - максимальный угол раскрытия сустава вправо, от себя, в сторону увеличения угла φ,

φ1 – максимальный угол сгибания сустава, к себе, в сторону уменьшения угла φ,

n - параметр нелинейности возвращающей силы: если n = 1, возвращающая сила линейна.

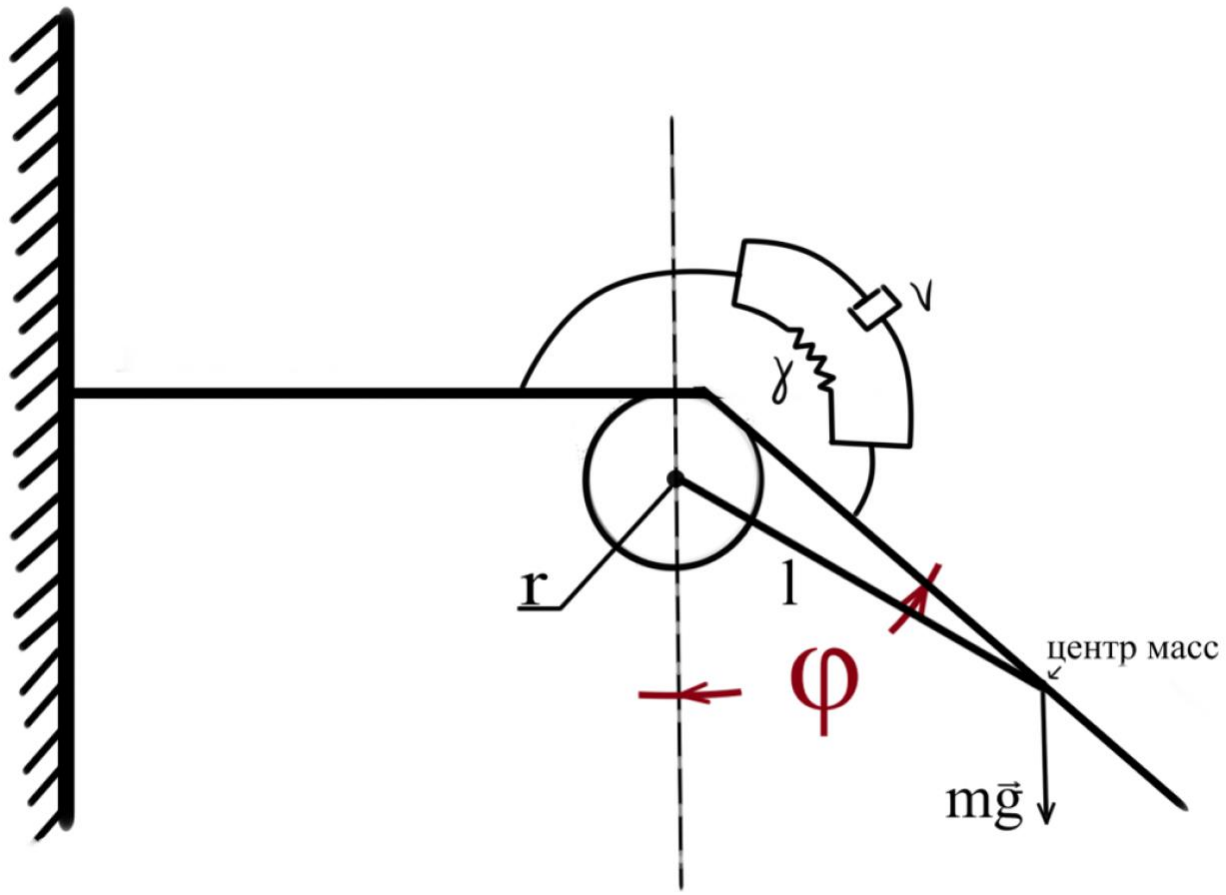

Рисунок 6. Механическая схема стоппера

Теперь, когда все основные функции и ограничения приняты для математической модели, перейдём к выбору мышц для двухмерной системы, чтобы модель стала рабочей.

5.Мышцы ноги.

За сгибание и разгибание коленного сустава отвечают четырёхглавая и двухглавая мышцы бедра. Выберем для нашей модели пару мышц – прямую мышцу (рисунок 7) и двуглавую мышцу (рисунок 8).

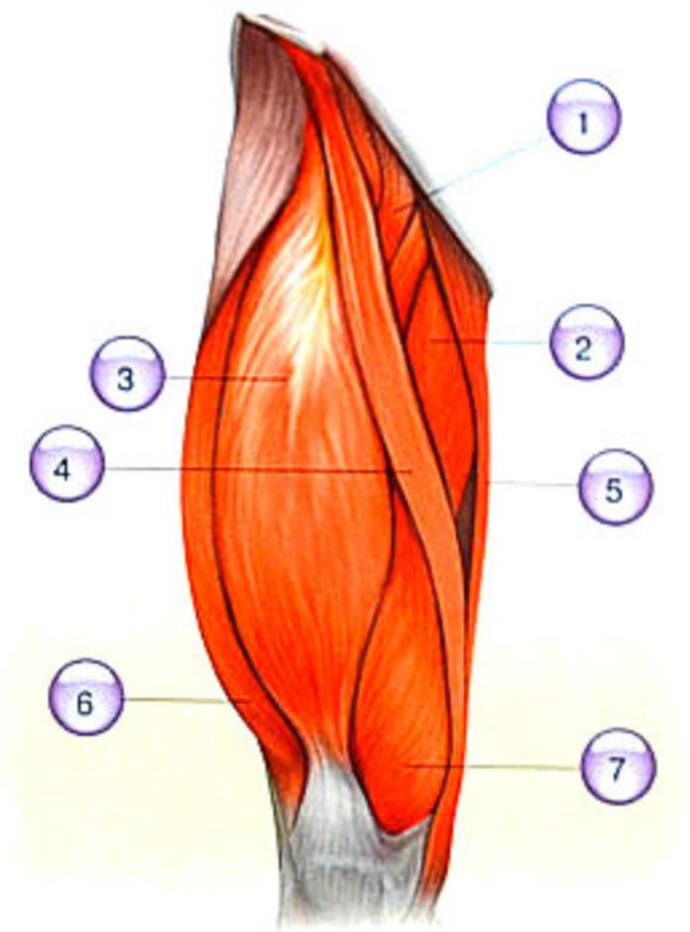

Рисунок 7. Мышцы передней поверхности бедра: 1-гребенчатая, 2-длинная приводящая, 3 – прямая мышца бедра, 4 – портняжная, 5 – тонкая, 6 – латеральная широкая мышца бедра, 7 - медиальная широкая мышца бедра.

Прямая мышца бедра участвует в образовании медиального и латерального удерживателей надколенника. Она сгибает бедро и разгибает голень. Оба этих движения необходимы для переноса ноги вперед. Прямая мышца бедра является основным сгибателем ноги при ходьбе. При этом она практически не напрягается при стоянии на двух ногах.

Мышца начинается сухожилием от ости подвздошной кости и у вертлужной впадины. Направляясь вниз, мышца расширяется и доходит до средины бедра, а затем, постепенно суживаясь, переходит в мощное сухожилие. Последнее срастается с основанием надколенной чашки и, проходя по передней поверхности ее, достигает бугра большеберцовой кости, где и заканчивается.

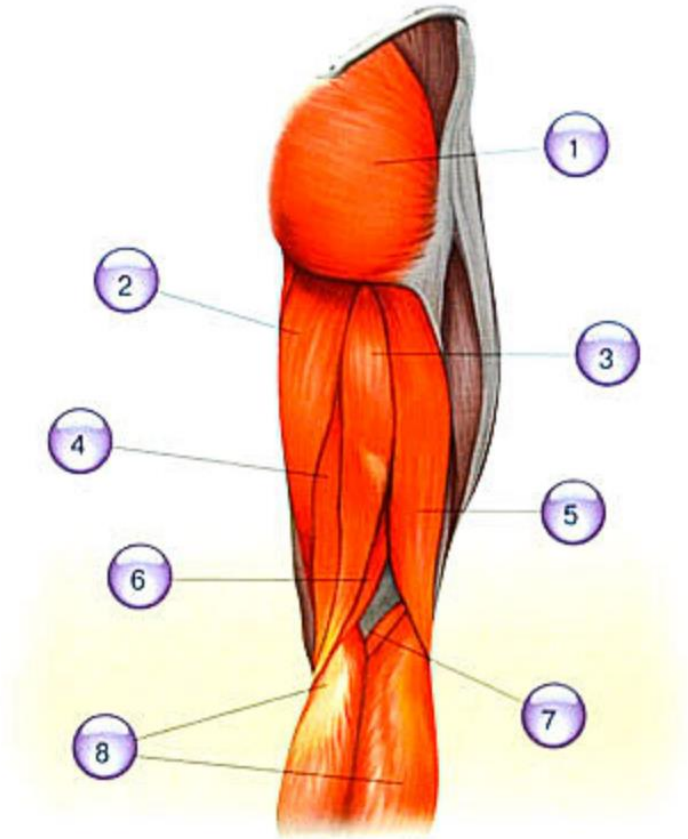

Рисунок 8. Мышцы задней поверхности бедра: 1 – большая ягодичная, 2 - большая приводящая, 3 – полусухожильная, 4,6 – полуперепончатая, 5 – двуглавая мышца бедра, 7 – подошвенная, 8 - икроножная

Двуглавая мышца бедра разгибает ногу в тазобедренном суставе и раскрывает её наружу. Она также является сильным сгибателем коленного сустава из положения разгибания и ротирует голень наружу. При сгибании коленного сустава и фиксации голени (к примеру, смещение ягодицы вбок в положении сидя на скамейке и с упором ног в пол) данная мышца ротирует бедро вовнутрь на фиксированной голени.

Двуглавая мышца бедра помещается ближе к боковому краю бедра. Мышца состоит из двух головок. Длинная, начинается на седалищном бугре; короткая

головка, отходит от средней трети латеральной губы. Обе головки, соединившись вместе, прикрепляются к головке малоберцовой кости.

Введем эту пару мышц в механическую модель (рисунок 9).

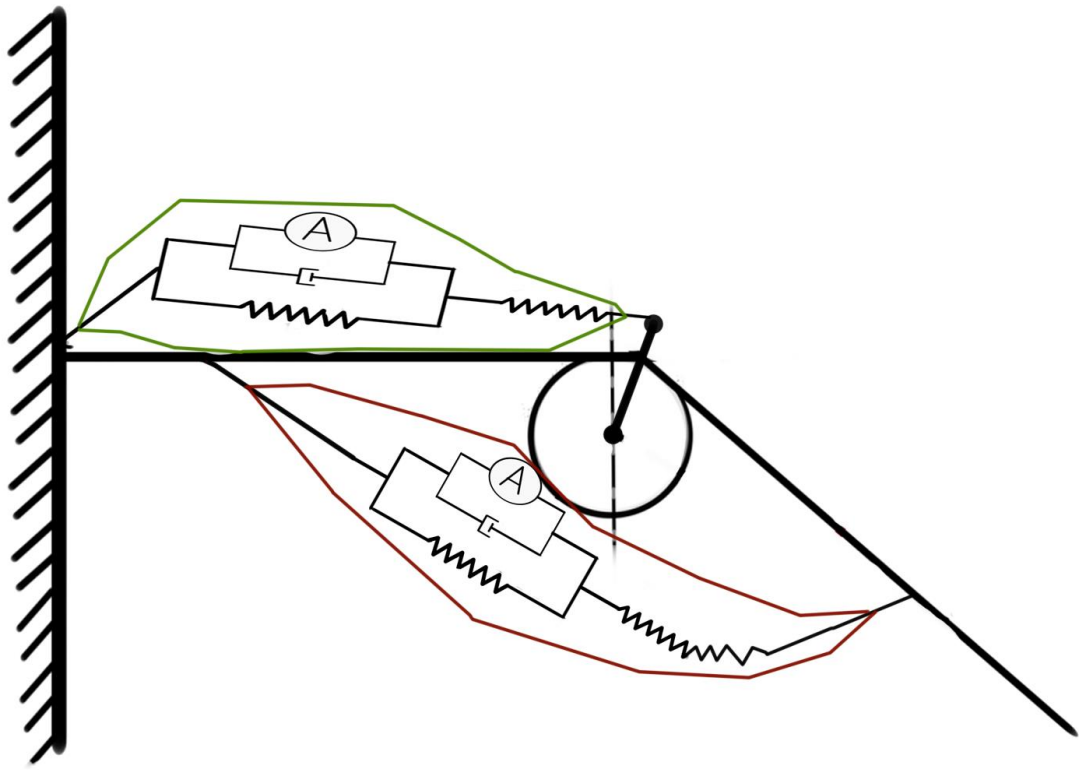

Рисунок 9. Пара мышц агонист-антагонист

6. Биомеханические параметры

Одной из основных проблем биомеханики были и остаются проблемы получения достоверных и универсальных биомеханических параметров человеческого тела, таких как жесткость и сила определенной мышцы, координаты закрепления мышц и многие другие.

Поскольку силы для генерации движения в костно-мышечной системе слишком сложно измерить неинвазивно, были использованы комбинированные подходы к

экспериментальному и математическому моделированию. Мощь математического моделирования заключается в том, что оно позволяет измерять значения параметров, которые трудно или невозможно измерить, из значений величин, которые можно измерить. Примером такого подхода является определение силы в пружине, которая не может быть измерена непосредственно. С измеряемой деформацией пружины сила пружины может быть рассчитана с использованием закона Гука, который связывает деформацию с силой пружины (рисунок 10). Таким образом, многочисленные исследования использовали математическое моделирование в сочетании с неинвазивными экспериментальными измерениями для расчета неизмеримых внутренних сил в опорно-двигательном аппарате с помощью анализа обратной динамики.

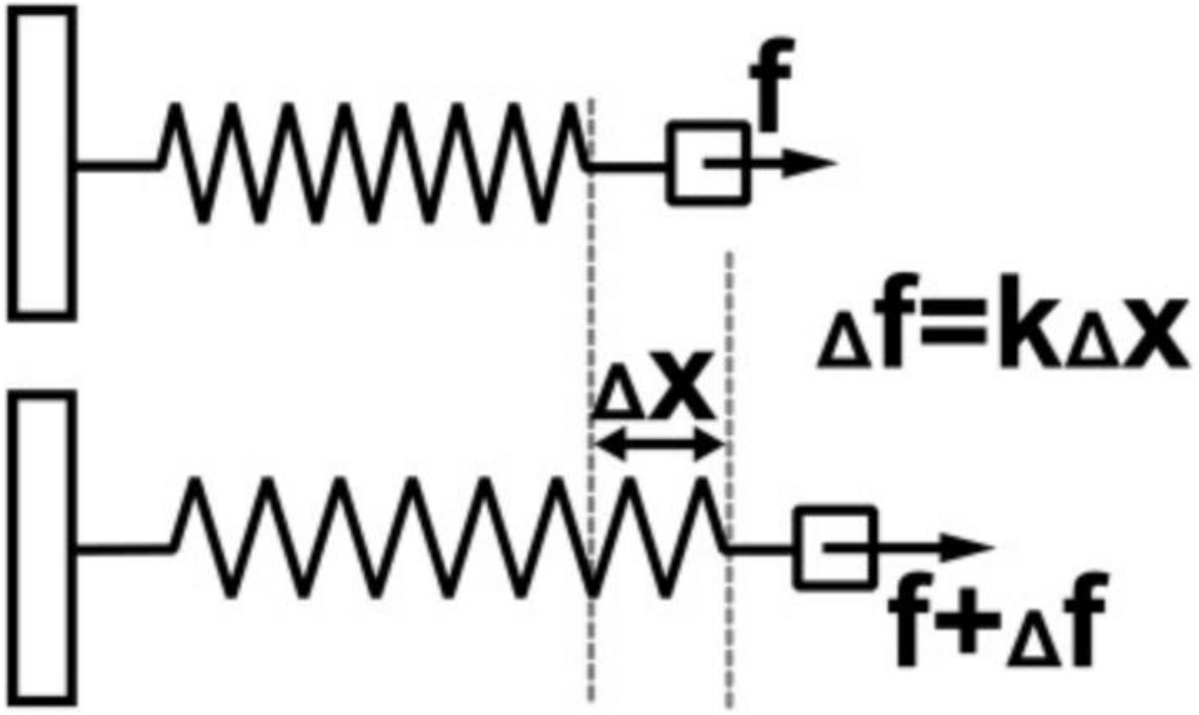

Рисунок 10. Определение неизмеримой силы Δf пружины из измеренной деформации пружины Δx с использованием закона Гука.

Измеряемые значения величин в анализе движения человека, как правило, движение опорно-двигательного аппарата, определяемой маркерами кожи и измеренной с помощью систем захвата движения, а внешние силы, приложенные к этой опорно-двигательного аппарата, измеренной с помощью силовых пластин. С помощью трехмерных траекторий маркеров кожи, полученных с использованием стереофотограмметрии, и GRF и центра давления (COP), измеренных с использованием силовых пластинок, затем вычисляются межсегментные силы и внутренние моменты в суставах нижних конечностей из решения уравнений, основанного на законах Ньютона движения. Этот подход называется обратным динамическим анализом.

Скорость движения определяется скоростью сокращения мышц, которая связана со скоростью генерации внутреннего напряжения мышц и зависит от состава мышечного волокна. К сожалению, многие другие факторы также влияют на скорость движения: массу сегментов тела, длину мышц, физические условия, температуру тела и наружу, внутренние трения, гравитацию и другие физиологические факторы. Поскольку состав мышечных волокон не является единственным фактором, влияющим на скорость передвижения, актуальность полученных результатов может быть оспорена.

Традиционные измерительные устройства, такие как системы захвата движения и силовые пластины, являются адекватными методами анализа, но они имеют несколько ограничений, таких как высокая стоимость и затруднения в транспортировке. Ученые и врачи часто заинтересованы в функционировании мышц. Они наблюдают развитие силы во время процесса сжатия через косвенные (главным образом, мышечный крутящий момент) или прямые измерения; в большинстве случаев электрическая активность контролируется электромиограммой (ЭМГ).

ЭМГ предоставляет только интерферограмму, которая представляет собой суммированную электрическую схему активации мышцы вблизи электрода. Поскольку мышечная сила сильно зависит от длины (из-за свойства натяжения по длине) и скорости (из-за свойства силы скорости), электрическая активность сама по себе не может обеспечить точного измерения силы мышц. Кроме того, по мере того, как ЭМГ суммируется таким образом, который не однозначно отражает все активированные двигательные блоки, измерения ЭМГ, которые используются для вывода силы, являются сомнительными.

Метод измерения механикографии (MMG) является относительно новым, неинвазивным методом, который регистрирует и количественно оценивает низкочастотные боковые колебания, производимые активными волокнами скелетных мышц [21-25]. Было высказано предположение, что боковые колебания являются результатом следующего:

1) Грубое боковое движение мышцы, когда оно движется в направлении или от линии тяги во время сокращения или расслабления;

2) Меньшие последующие боковые колебания, возникающие на резонансной частоте мышцы

3) Колебания боковых мышечных волокон (количественно определяемые на коже как MMG) отражают внутреннее механическое свойство активности моторного блока.

Во время динамических мышечных воздействий на амплитуду и частоту сигнала MMG могут влиять многие факторы, такие как изменения в величине крутящего момента, длине мышц, толщине ткани между мышцей и датчиком MMG, наборе моторики и частоте воспроизводимого движения. Эти факторы добавляют к

списку механизмов, которые могут повлиять на сигнал MMG, который считается сложным сигналом даже во время изометрических мышечных действий. Для будущих исследований важно продолжить изучение амплитудных и частотных характеристик MMG во время динамических и изометрических мышечных действий, чтобы полностью оценить потенциальные применения и применения MMG.

Тензиомиографическая измерительная техника была разработана для предотвращения инвазивных или косвенных измерений биомеханических, динамических и сократительных свойств скелетных мышц человека. Этот метод основан на селективном тензиомиографическом измерении смещения мышечного живота, в котором смещение мышц живота пропорционально мышечной силе. Помимо неинвазивности, избирательности и простого применения, тензиомиографические устройства также обладают высокой чувствительностью, что позволяет обнаруживать слабые сокращения.

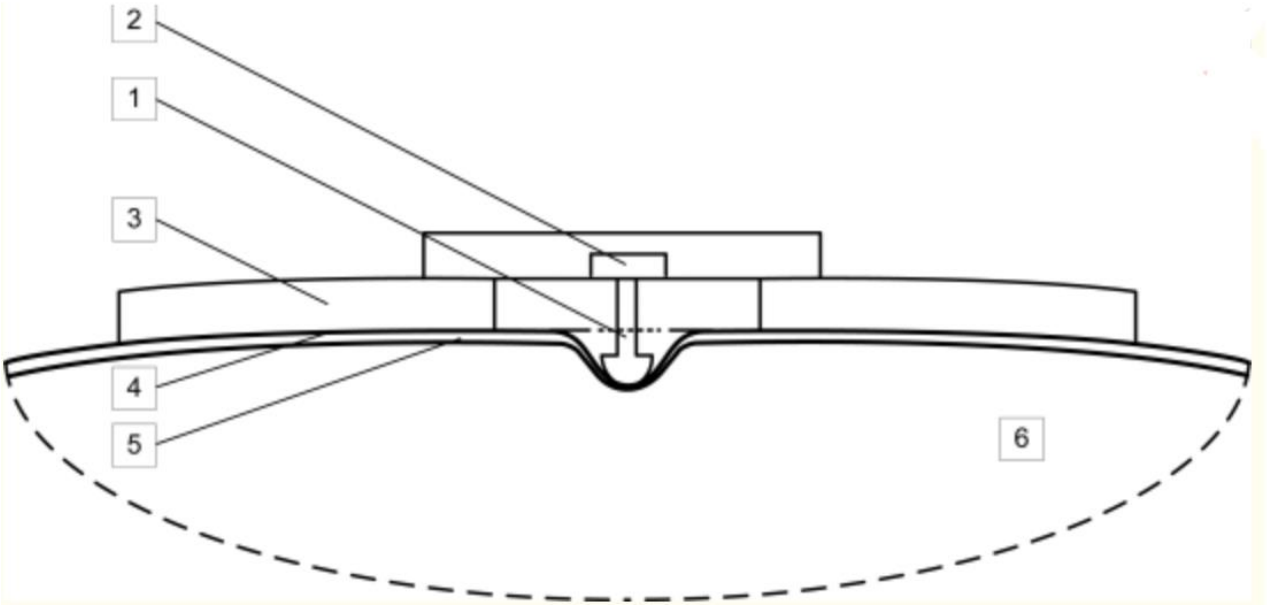

Рисунок 11. МС-датчик для определения механических и физиологических свойств скелетных мышц: 1 - наконечник датчика; 2 - измеритель силы; 3 - опорная часть; 4 - поверхность кожи; 5 - промежуточный слой; 6 - скелетная мышца.

Инновационный метод измерения и датчик (рисунок 11) позволяют определить напряжение скелетных мышц полностью неинвазивно и выборочно. Метод и устройство называются методом измерения мышц (МС) и датчиком, соответственно. Предлагаемый метод МС измеряет силу на коже субъекта над скелетной мышцей. Во время деятельности скелетных мышц напряжение этой мышцы меняется. Скелетные мышцы способны производить различные уровни сократительной силы, которые вызывают различные уровни напряжения в скелетной мышце.

Датчик сконструирован таким образом, что его давление на кожу субъекта приводит к тому, что наконечник датчика сжимает поверхность кожи и промежуточный слой, в конечном итоге устанавливая давление на измеренную скелетную мышцу. Наконечник датчика должен иметь соответствующую форму, чтобы он мог надавить на кожу субъекта в соответствующем положении нетравмирующим способом. Для измерения силы, обнаруженной на кончике датчика, можно использовать любой подходящий измеритель силы или измеритель давления. Опорная часть вместе со специально разработанной крепежной частью обеспечивает подходящее крепление и фиксацию датчика на поверхности кожи субъекта. Упрощенное (представленное только в двух измерениях) представление принципа метода измерения МС показано на рисунке 12

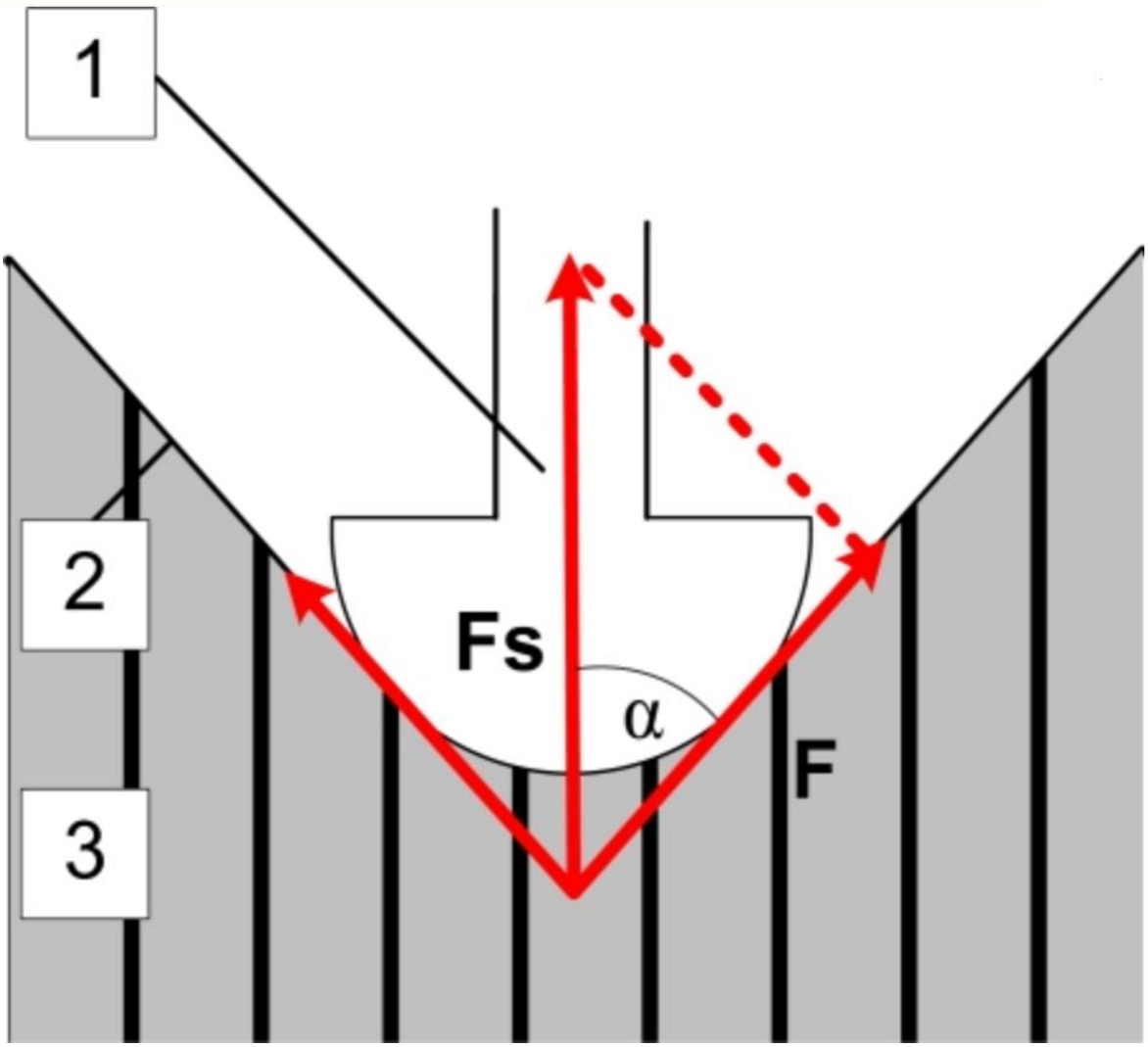

Рисунок 12. Упрощенное представление принципа измерения МС для определения механических и физиологических свойств скелетных мышц 1 - наконечник датчика; 2 - кожа и промежуточный слой; 3 - измеряемая мышца.

Измеренное мышечное напряжение создает силу F в направлении вдоль поверхности мышц. Эта сила заставляет промежуточный слой и кожу надавливать на наконечник датчика. Векторная сумма всех сил создает силу Fs в направлении вдоль наконечника датчика. Затем эту силу измеряют с помощью измерителя силы. В упрощенной 2D-модели, представленной на рисунке 12, эта сила будет равна:

$$F_s = 2F\cos\alpha$$

где α - угол между направлениями F и Fs. В реальном мире это уравнение не выполняется точно. Однако, пока давление, создаваемое наконечником датчика, остается постоянным (то есть угол α между силами не изменяется), измеренная сила по-прежнему пропорциональна силе, создаваемой напряжением мышц.

Датчик прикрепляется к коже измеряемого объекта через опорную часть датчика. Между кожей и измеренной мышцей также имеется промежуточный слой. Толщина, а также эластичность кожи и ткани под кожей отличаются от предмета к субъекту. Таким образом, в общем случае мы не можем измерить абсолютную величину мышечной силы без какой-либо калибровки устройства для каждого объекта отдельно. Однако динамические изменения мышечной силы можно наблюдать без необходимости индивидуальной калибровки.

Когда сила на кончике датчика велика, она вызывает деформацию (растяжение) промежуточного слоя и, следовательно, уменьшает углубление углубления, создаваемого наконечником датчика. Это уменьшение увеличивает угол α между силами мышцы и сенсора и уменьшает чувствительность датчика, вызывая определенную нелинейность. Наконец, если сила достаточно велика, то углубление исчезнет совсем, и датчик достигнет насыщения.

Нелинейность и насыщенность не могут быть определены аналитически, поскольку они зависят от неизвестных факторов, таких как эластичность и толщина промежуточного слоя, которые отличаются от субъекта к субъекту. Эти эффекты могут быть определены только эмпирически с помощью реализации любого из методов и последующих измерений.

7. Результаты

Было составлено уравнение динамики, включающее в себя пару мышц и их стопперы. Модель выпрямляет ногу, начиная с момента t =10, держит её некоторое время и опускает обратно, после чего сгибает её к себе в сторону по направлению уменьшения угла φ, после чего остаётся в таком положении и позже возвращается к положению равновесия.

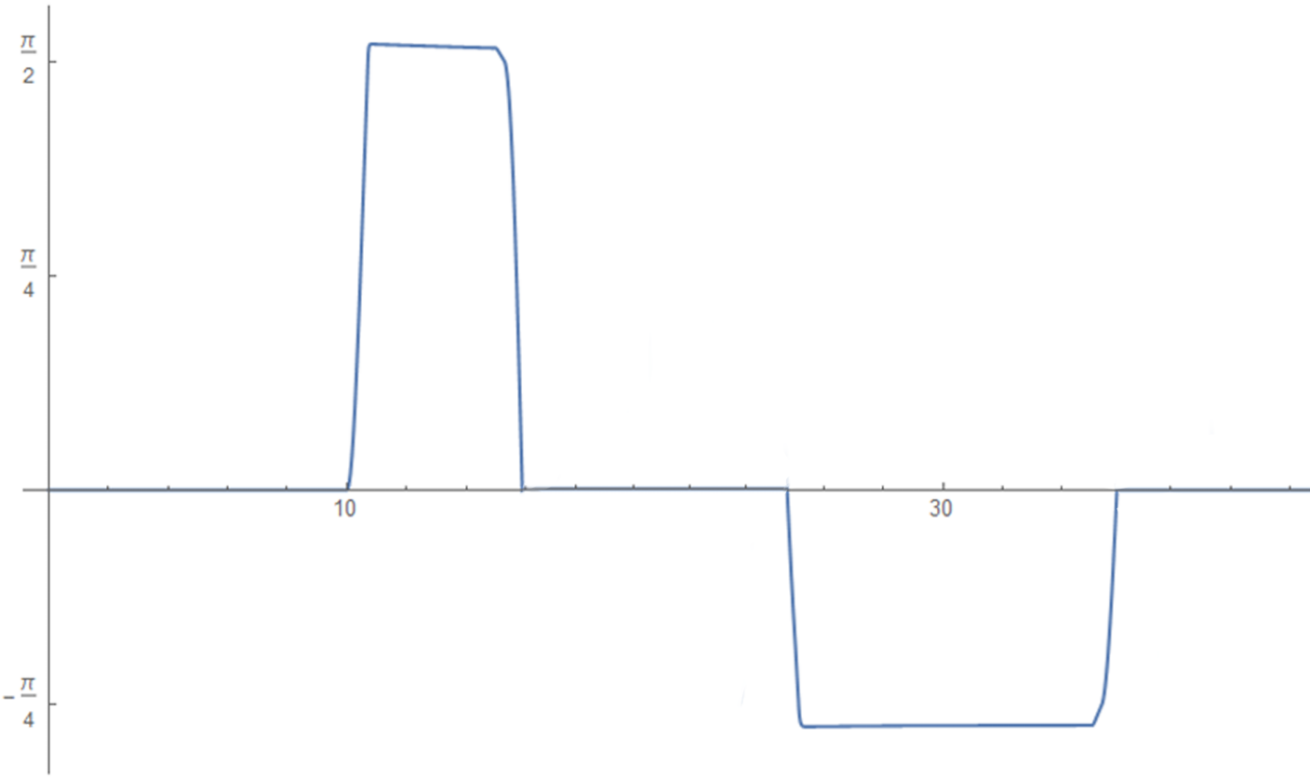

Рисунок 9. Выпрямление и сгибание двухмерной модели колена с парой мышц агонист-антагонист.

7.Вывод

В начале работы подробно рассмотрено строение мышц ноги и механизма сокращения, проведен обзор существующей модели моделирования мышц.

Была разработана механическая модель коленного сустава человека, позволяющая настраивать индивидуальные биомеханические параметры, разнящиеся от человека к человеку.

Определение механических свойств мышцы важны при построении математических моделей и проведении расчетов. Было составлено уравнение динамики пары мышц «агонист-антагонист» а также математическое моделирование сгибания и разгибания сустава.

Список литературы

1. Kawakami, Yasuo, Yoshiho Ichinose, and Tetsuo Fukunaga. (1998) Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. J. Appl. Physiol. 85(2): 398–404
2. Glenn K. Klute, Joseph M. Czemiecki, Blake Hannaford. (1999) McKibben Artificial Muscles: Pneumatic Actuators with Biomechanical Intelligence. 0-7803-5038-3/99
3. G. A. Lichtwark, A. M. Wilson (2005) A modified Hill muscle model that predicts muscle power output and efficiency during sinusoidal length changes. The Journal of Experimental Biology 208, 2831-2843
4. Maarten F. Bobbert (2001) Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. The Journal of Experimental Biology 204, 533–542
5. Felix E. Zajac (1989) Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Critical Reviews in Biomedical Engineering, Volume 17, Issue 4.
6. Kosta Jovanovic, Jovana Vranic, Nadica Miljkovic. (2015) Hill’s and Huxley’s Muscle Models – Tools for Simulations in Biomechanics. Serbian journal of electrical engineering.
7. A.V.Hill. (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. From the Section of Biophysics, Department of Physiology, University College, London.
8. И.Ю. Ильин (2001) Моделирование динамики коленного сустава человека при экстремальных условиях. Санкт-Петербург.