

# Моделирование простейших виртуальных вспомогательных устройств для ходьбы с нагрузкой

Анфиса Резанова, МГУ, НИИ механики  
Юрова Александра Сергеевна, ИВМ РАН

# Введение

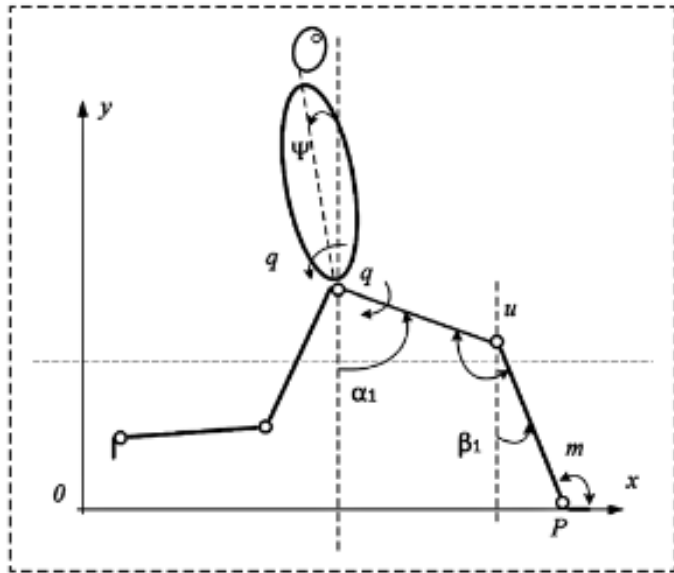
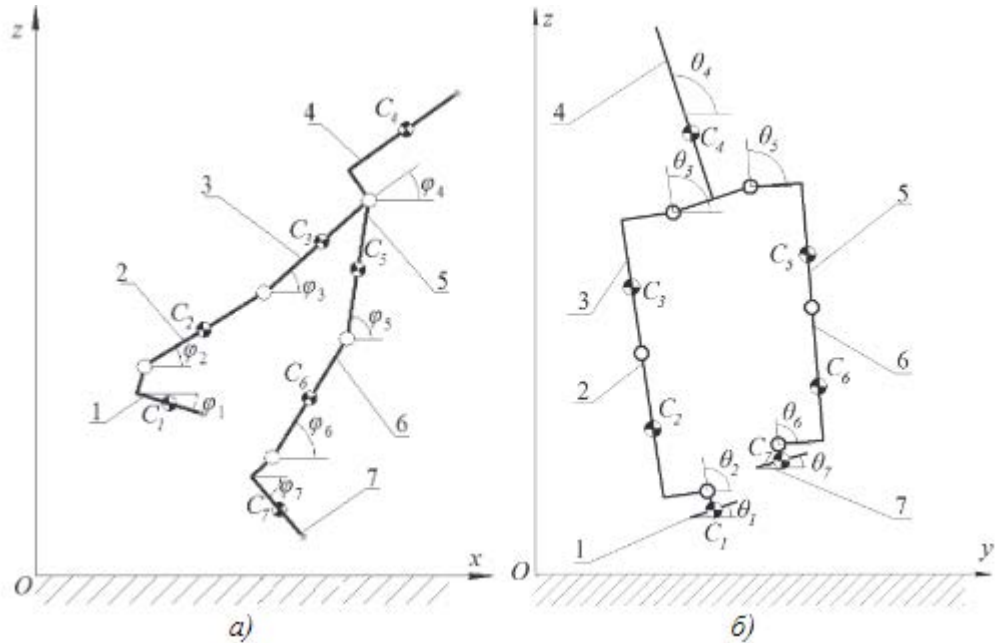


Схема углов четырёхзвенного аппарата и управляющего момента

Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V. About the Operator's Gaits in the Passive Exoskeleton of the Lower Extremities when Using the Fixed Knee Mode. Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie, 2020



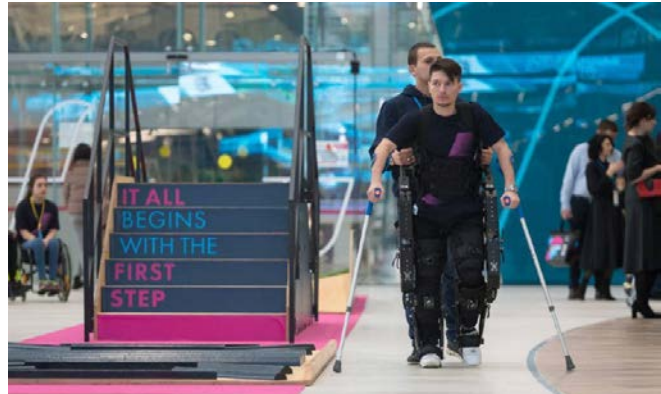
Проекция одиннадцатизвенного устройства в саггитальной (а) и во фронтальной плоскости (б)

Vorochoeva L.Yu., Yatsun A.S., Jatsun S. F. Controlling a Quasistatic Gait of an Exoskeleton on the basis of the Expert System

# Введение: актуальность

Применение экзоскелетов:

- восстановление подвижности людей
  - после инсульта
  - травмы спинного мозга
  - потери конечности
- снижение риска травм для тех, кто несет тяжелые грузы (пожарных, рабочих, солдат и т. д.)



# Цель

Дать представление о том, как идеальные (без массы, с неограниченным крутящим моментом и мощностью, с одной степенью свободы) актуаторы могут взаимодействовать с опорно-двигательным аппаратом:

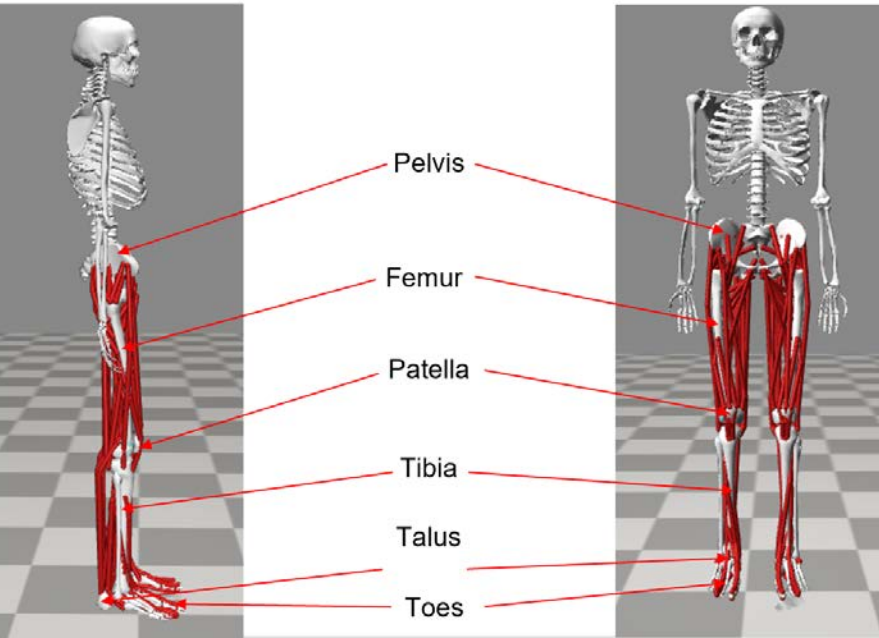
- расчёт мышечных сил нижних конечностей при ходьбе в зависимости от наличия нагрузки и вспомогательных сил;
- отслеживание влияния воздействия актуаторов на соответствующие мышцы нижних конечностей;
- проведение экспериментов с усложненной моделью коленного сустава.

## ➤ Модель

## Входные данные:

*Данные эксперимента motion capture (захват движения):*

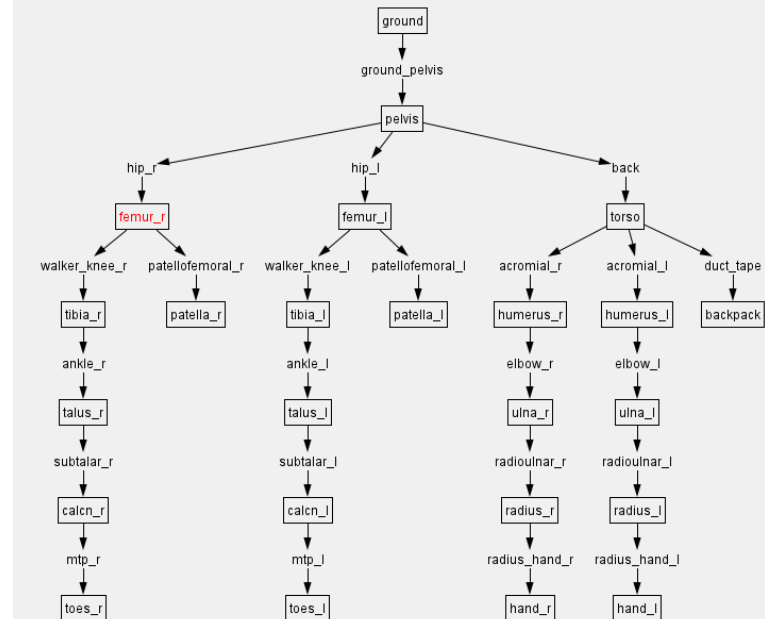
- без нагрузки со свободно выбранной скоростью;
- при переносе на туловище 38 кг примерно с той же скоростью, что и при испытаниях без нагрузки;



Силы реакции опоры:

Биомеханическая модель человека:

39 степеней свободы,  
8 из которых заблокированы  
(несущественные)



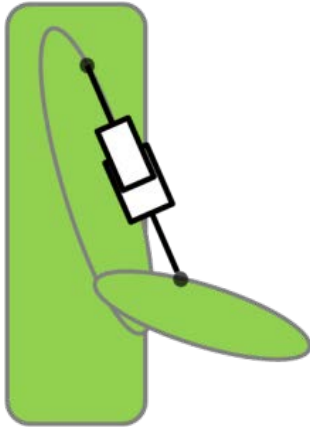
# Актуаторы

Силы (или моменты), приложенные к модели, являются функциями одного или нескольких элементов управления и активация.



# Актуаторы

**Силы (или моменты),** приложенные к модели, являются функциями одного или нескольких элементов управления и **активация.**



$$f_i(t) = x_i(t)f_i^{opt}$$

$i$  - номер актуатора,

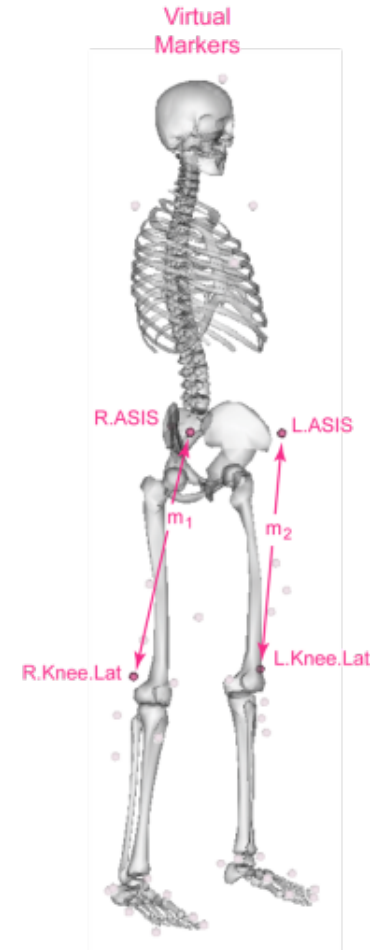
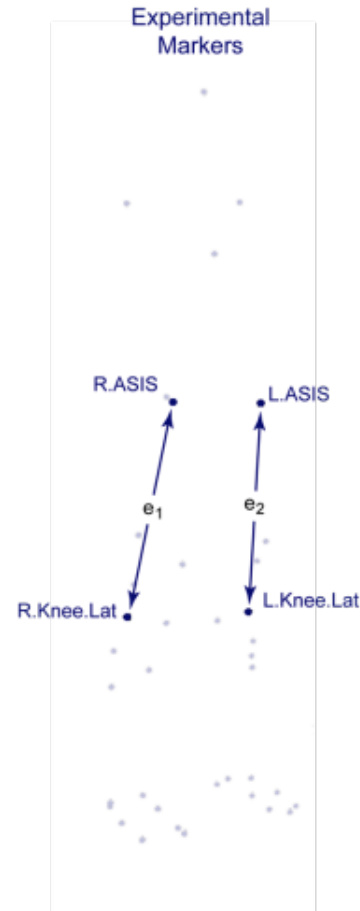
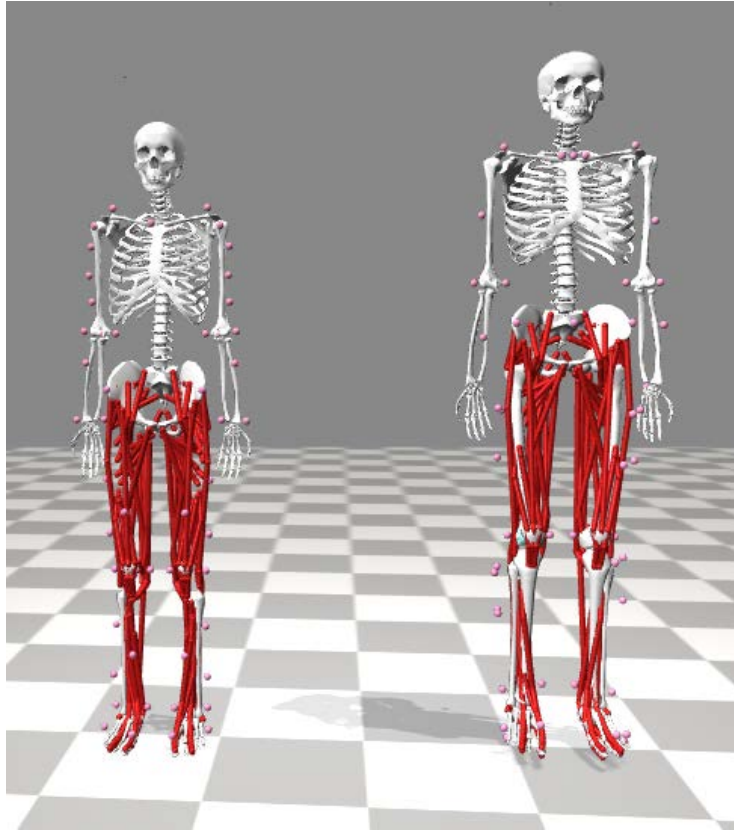
$x_i(t)$  - функция активации (контрольное значение),

$f_i^{opt}$  - оптимальная сила - максимальная сила актуатора

Этот класс актуаторов вычисляет величину своей силы как произведение (контрольное значение на оптимальную силу) и использует соглашение, согласно которому величина положительной силы действует для увеличения расстояния между точками крепления.

# ➤ Масштабирование модели под пропорции испытуемого

## Scaling

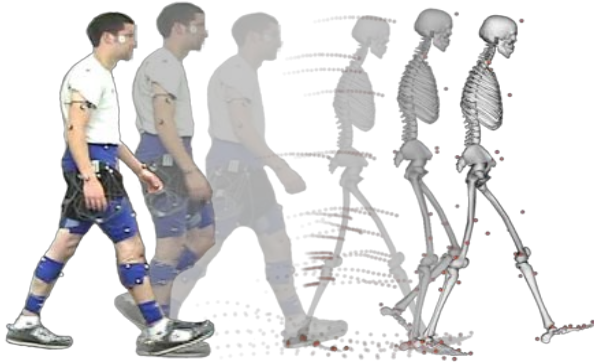




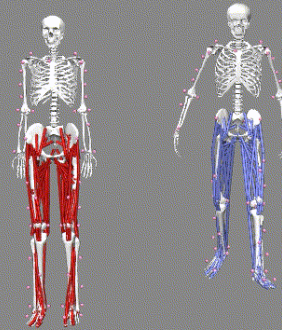
## ➤ Расчёт кинематики движения испытуемого

$$\min_{\mathbf{q}} \left[ \sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(\mathbf{q})\|^2 \right]$$

$\mathbf{q}$  - вектор решаемых обобщённых координат системы,  
 $x_i^{\text{exp}}$  - экспериментальное положение маркера  $i$ ,  
 $x_i(\mathbf{q})$  - положение соответствующего модельного маркера  
(которое зависит от значений координат)



## Inverse Kinematics



➤ Расчёт мышечных сил, внедрение вспомогательных сил  
Добавление актуаторов

Актуатор - вспомогательная сила, действующая вдоль заданного направления.

$$f_i(t) = x_i(t) f_i^{opt}$$

$i$  – номер актуатора

$x_i(t)$  – функция активации

$f_i^{opt}$  – оптимальная сила (макс. сила актуатора)

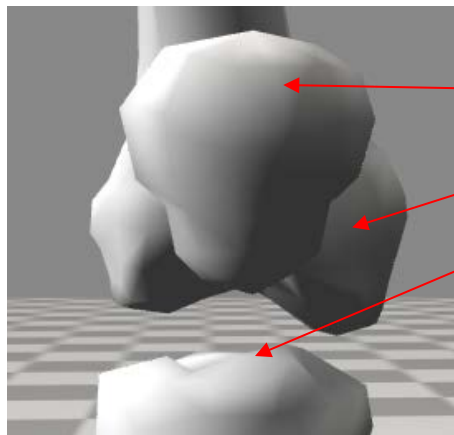
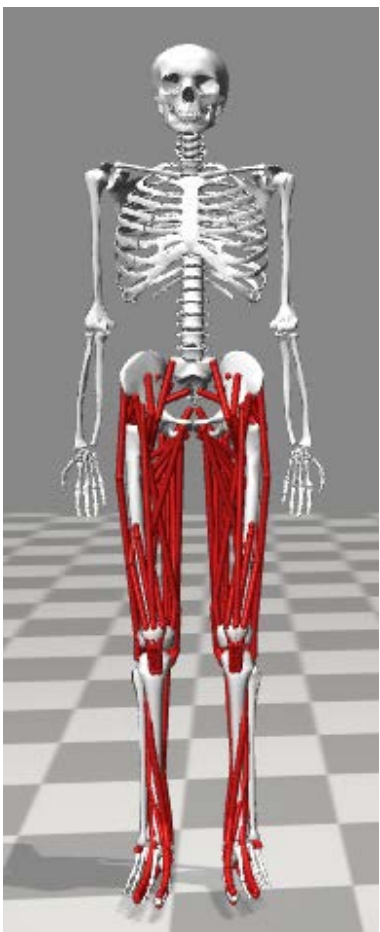
$$\begin{aligned} \ddot{\bar{q}}_j^{des}(t+T) = & \ddot{\bar{q}}_j^{exp}(t+T) + k_v[\dot{\bar{q}}_j^{exp}(t) - \dot{\bar{q}}_j(t)] \\ & + k_p[\bar{q}_j^{exp}(t) - \bar{q}_j(t)], \end{aligned}$$

$$\sum x_i^2 \rightarrow \min$$

$$C_j = \ddot{\bar{q}}_j^* - \ddot{\bar{q}}_j \quad \forall j$$

## ➤ Усложнение модели коленного сустава

До усложнения

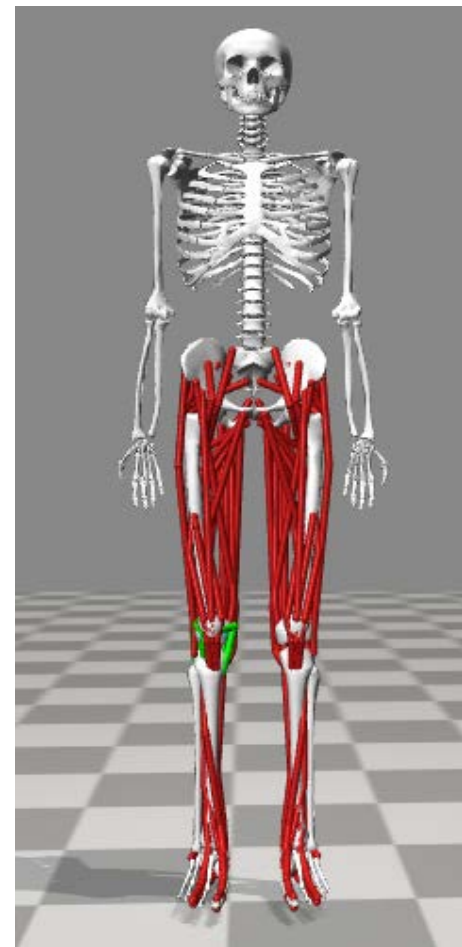
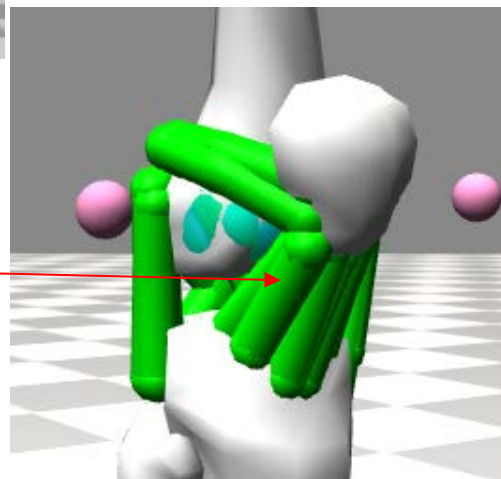


надколенник

бедренная кость

берцовая кость

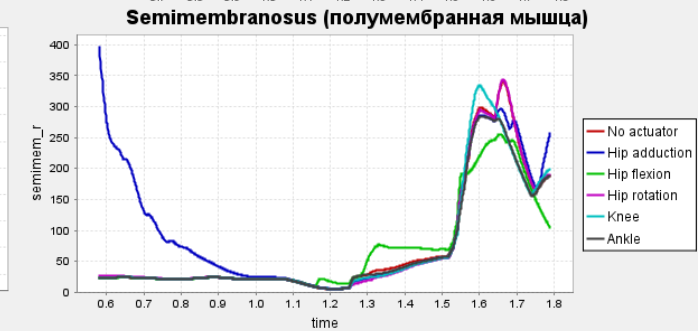
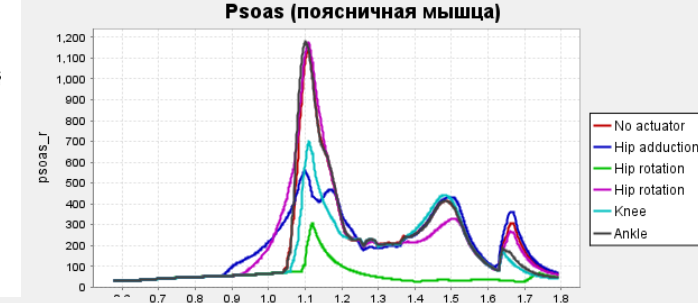
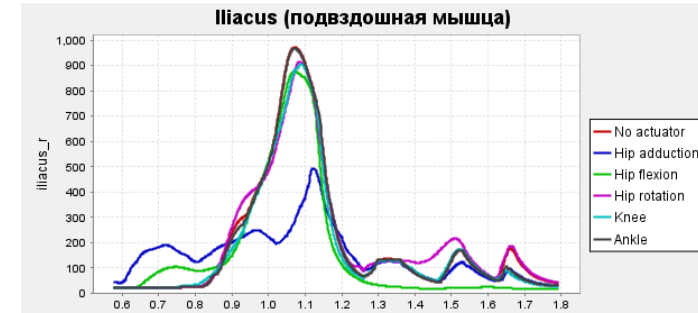
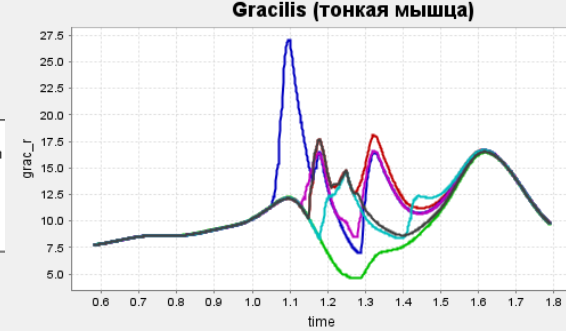
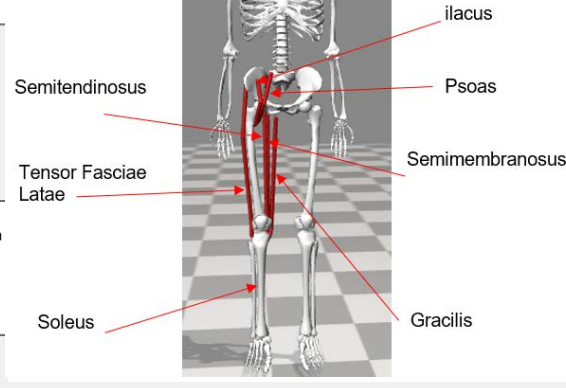
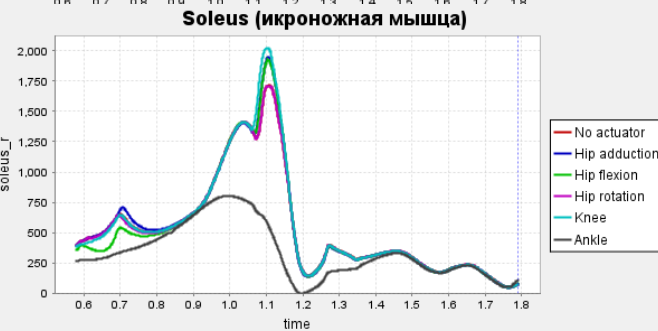
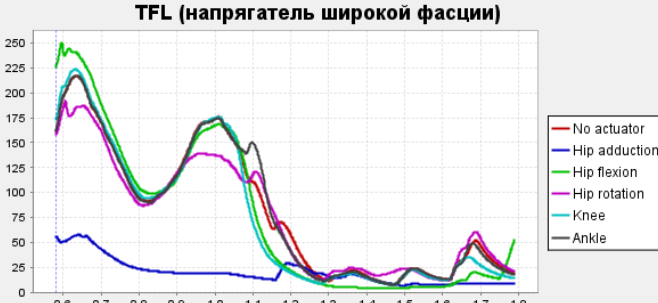
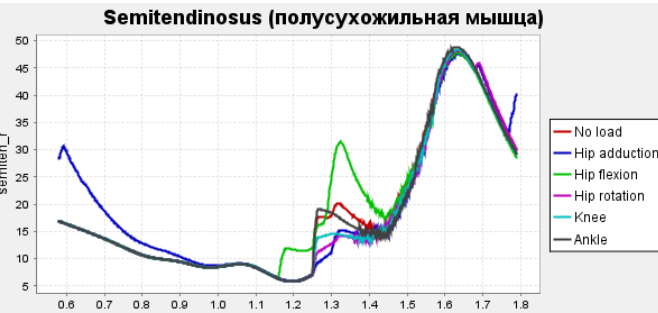
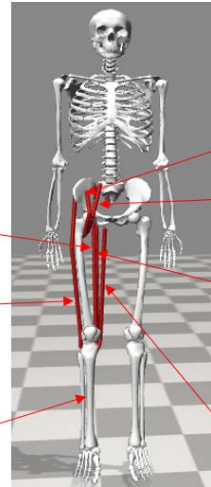
Связочный аппарат  
коленного сустава



# Анализ результатов

# Сравнение воздействия различных приводов на мышцы правой ноги

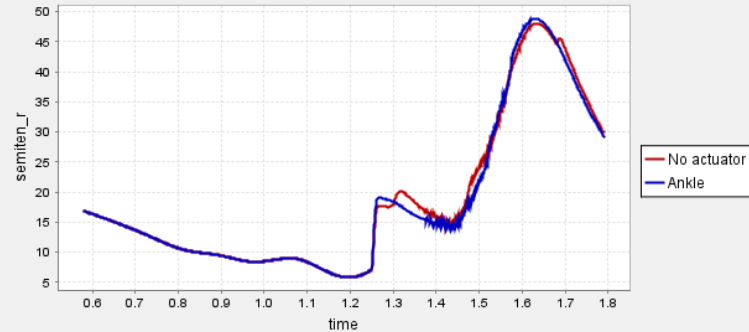
*Со связками, с нагрузкой*



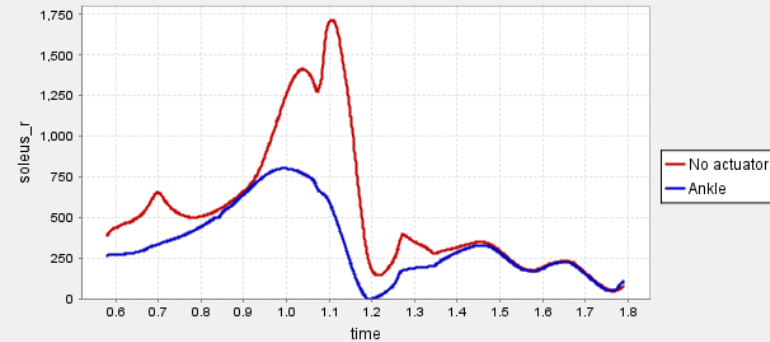
# Сравнение воздействия различных приводов на мышцы правой ноги

## Ankle actuator

**Semitendinosus (полусухожильная мышца)**

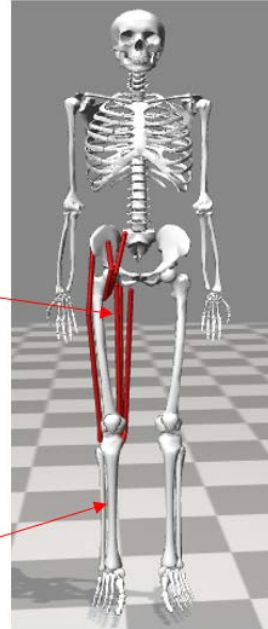


**Soleus (икроножная мышца)**



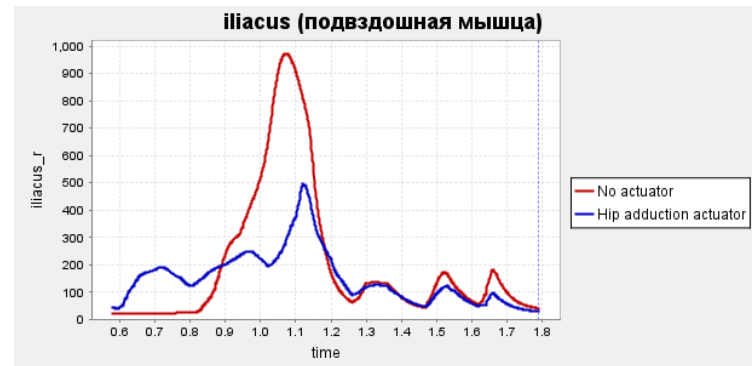
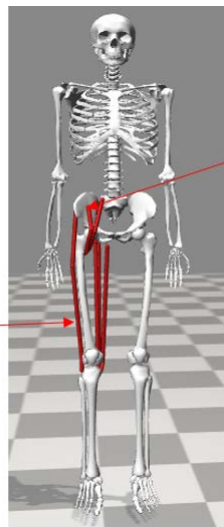
Semitendinosus

Soleus

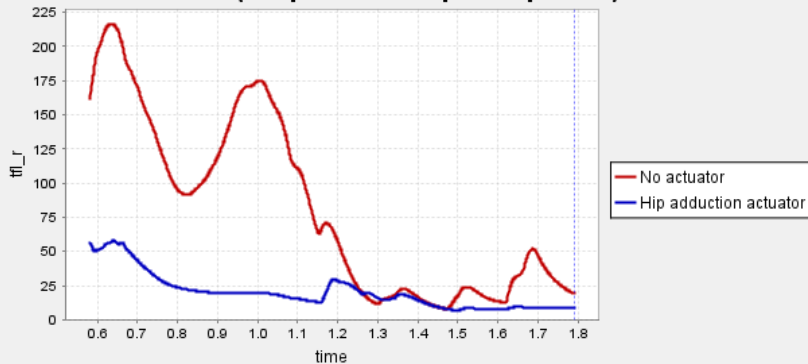


# Сравнение воздействия различных приводов на мышцы правой ноги

## Hip adduction actuator

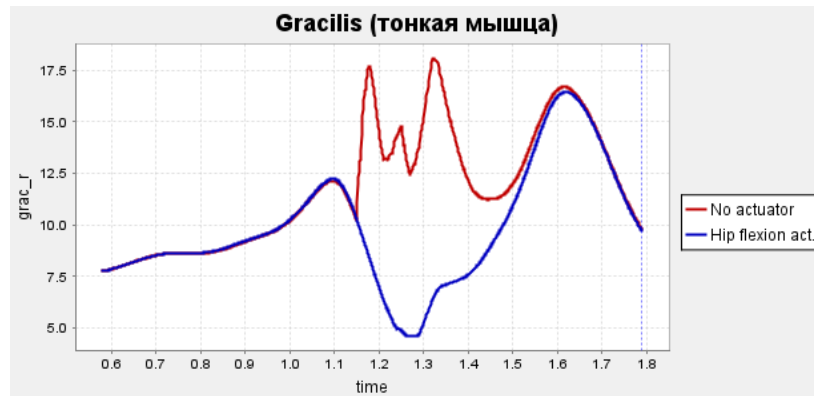
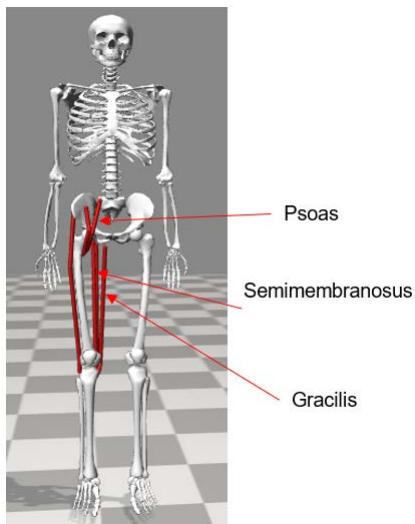


### TFL (Напрягатель широкой фасции)



# Сравнение воздействия различных приводов на мышцы правой ноги

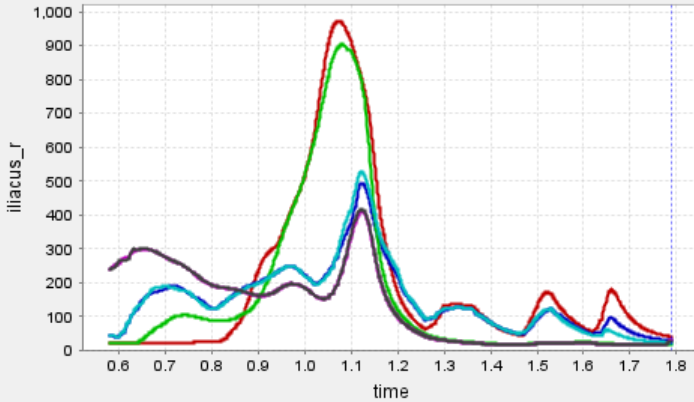
## Hip flexion actuator



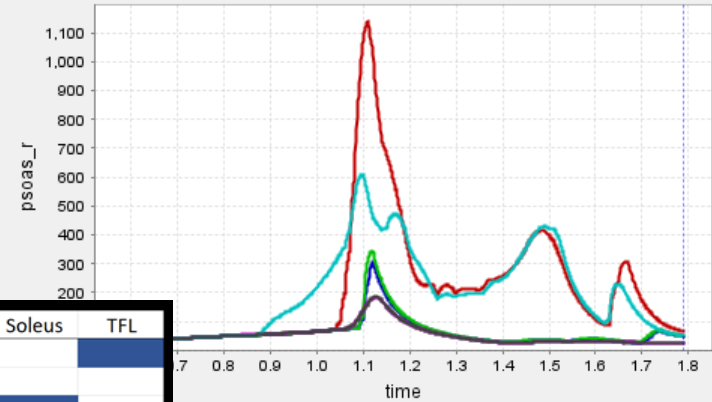


# Комбинации наиболее эффективных актуаторов

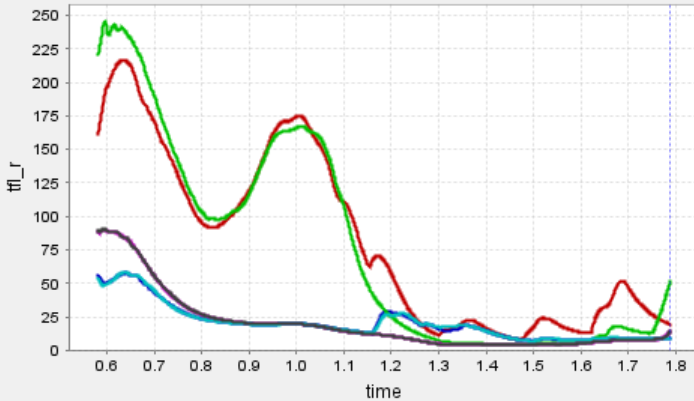
**iliacus (подвздошная мышца)**



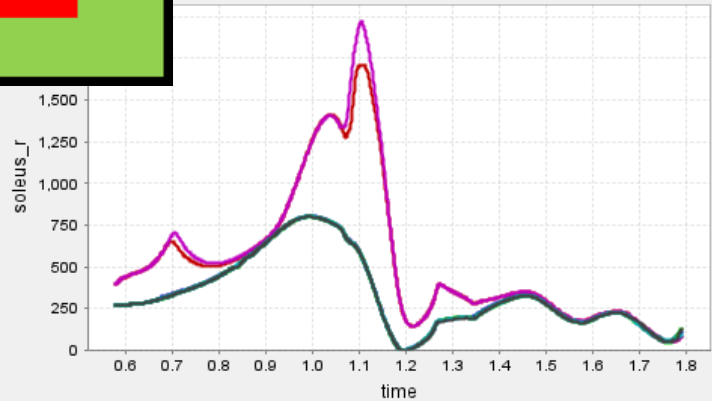
**Psoas (поясничная мышца)**



**TFL (Напрягатель широкой фасции)**



**Soleus (икроножная мышца)**

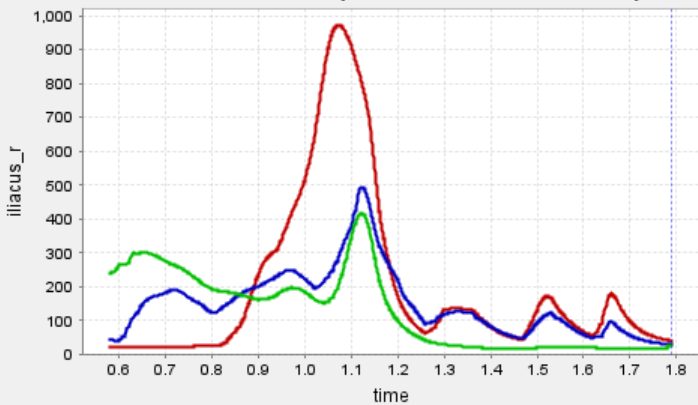


	iliacus	Psoas	Soleus	TFL
hAdd	■			■
hFlex		■		
Ankle			■	
hFlex, Ankle	■	■	■	■
hAdd, hFlex	■		■	■
hAdd, Ankle	■	■		■
все 3	■	■	■	■

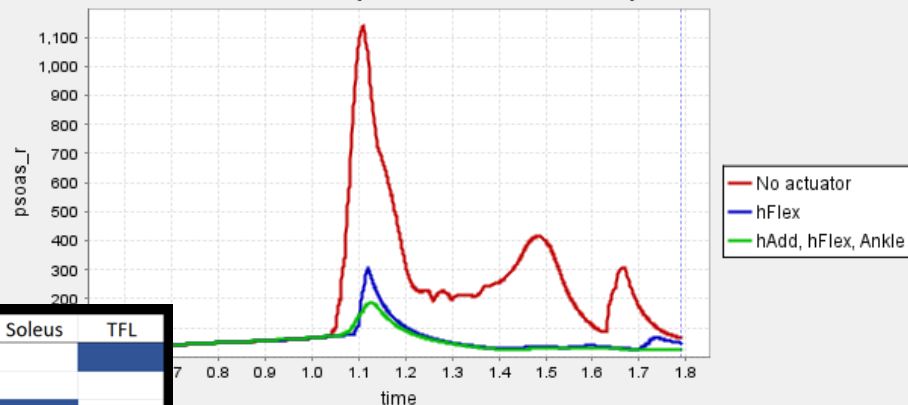
# Комбинации наиболее эффективных актуаторов

Лучшее действие в их совокупности.

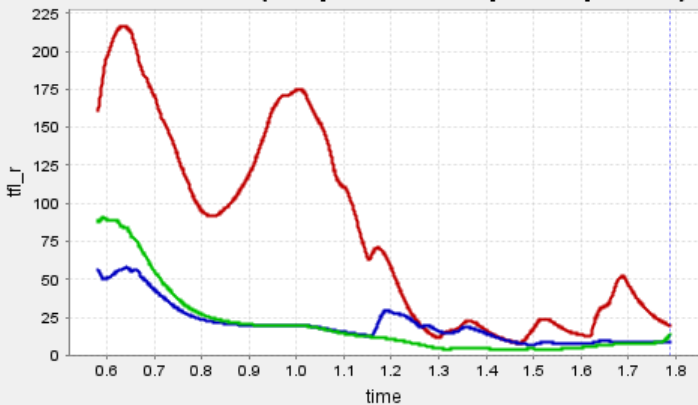
**iliacus (подвздошная мышца)**



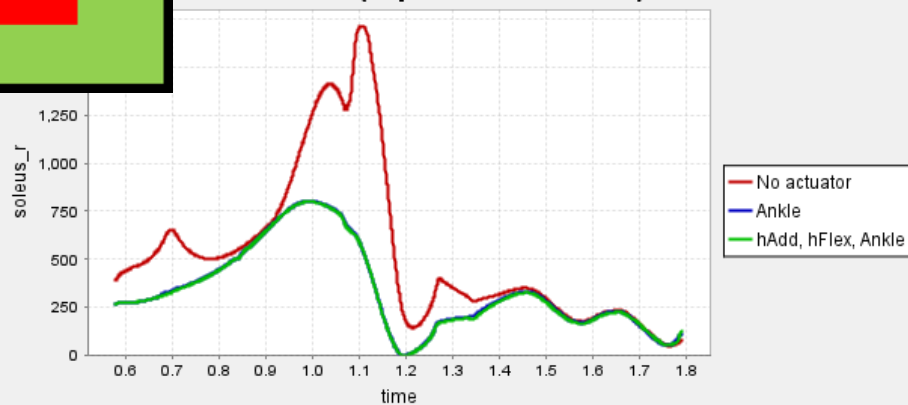
**Psoas (поясничная мышца)**



**TFL (Напрягатель широкой фасции)**



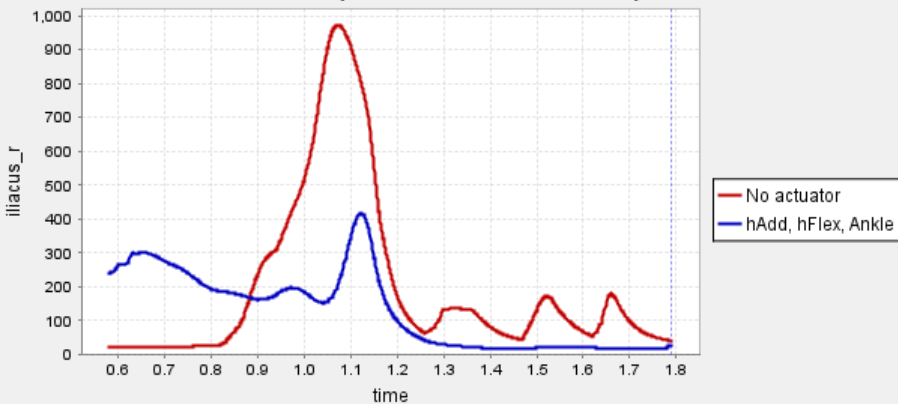
**Soleus (икроножная мышца)**



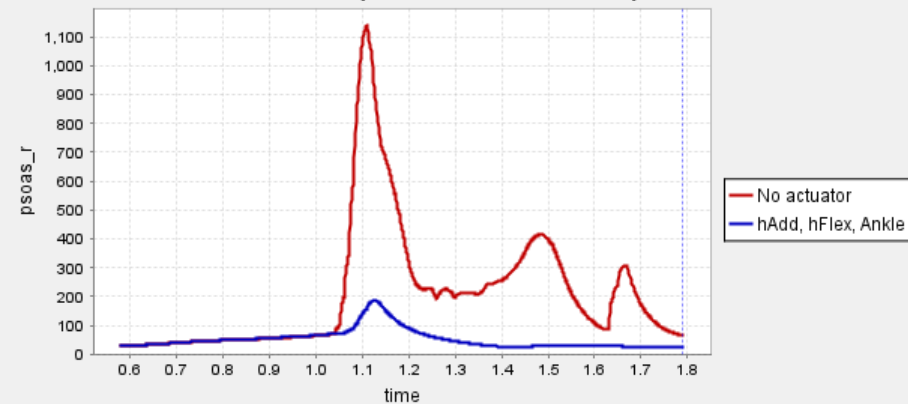
	iliacus	Psoas	Soleus	TFL
hAdd	Blue	White	White	Blue
hFlex	White	Blue	White	White
Ankle	White	White	Blue	White
hFlex, Ankle	Red	Orange	Green	Red
hAdd, hFlex	Green	White	Red	Green
hAdd, Ankle	Orange	Red	White	Green
все 3	Green	Green	Green	Green

# Комбинации наиболее эффективных актуаторов

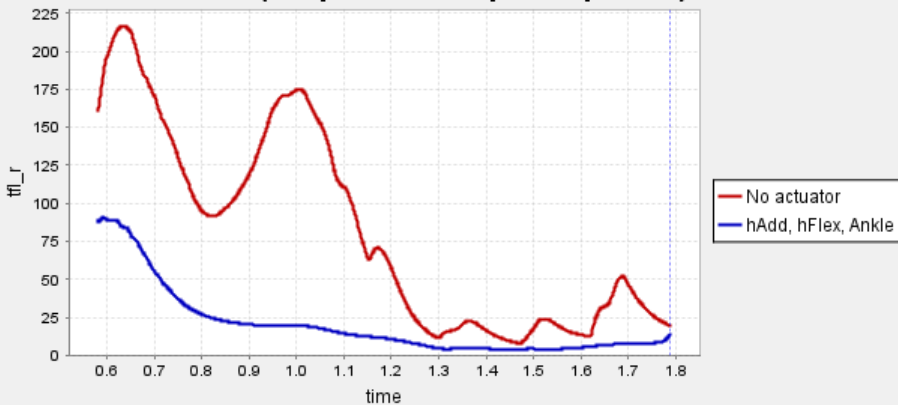
## iliacus (подвздошная мышца)



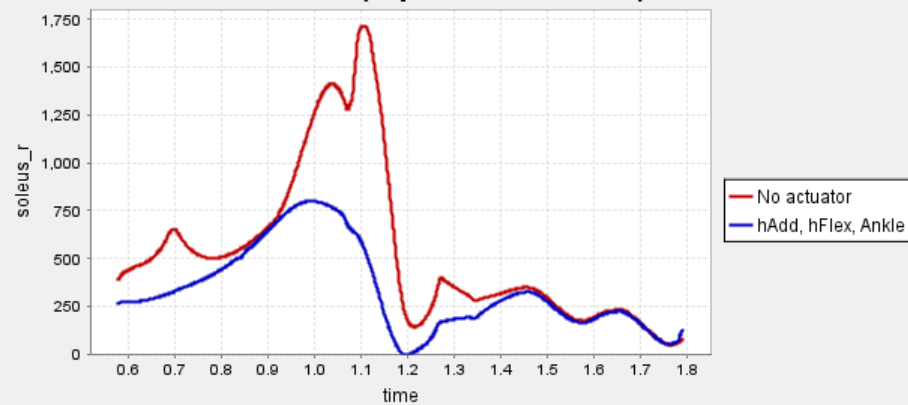
## Psoas (поясничная мышца)



## TFL (Напрягатель широкой фасции)



## Soleus (икроножная мышца)



## Электрическая активность мышц:

за цикл ходьбы есть периоды, в которые мышцы физически никак не активируются мозгом, что в данной модели ещё не учтено.

Это в том числе может влиять на комфортность походки

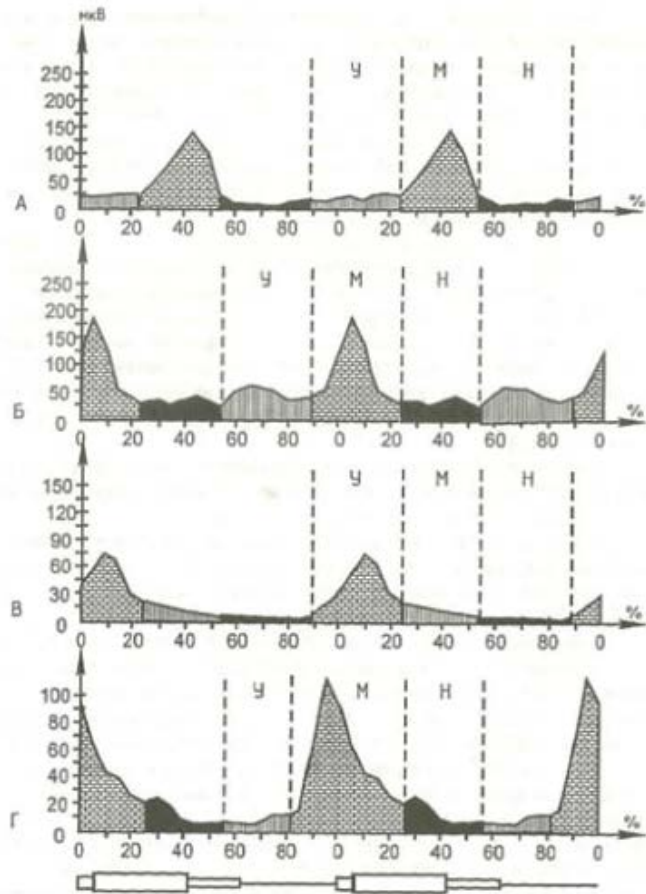
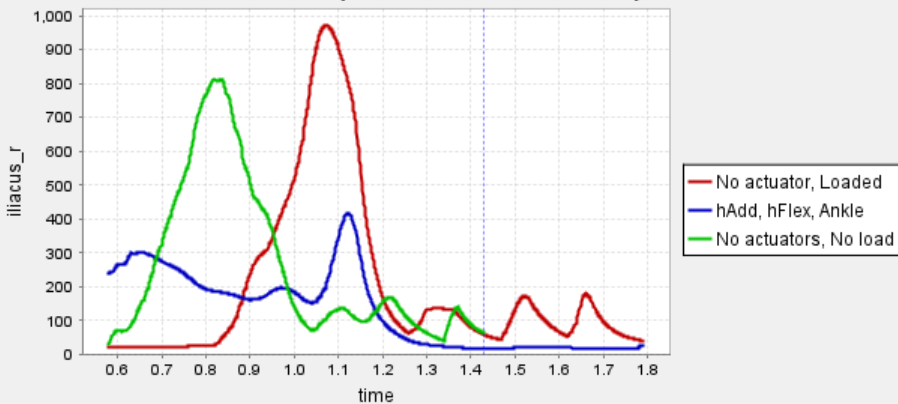


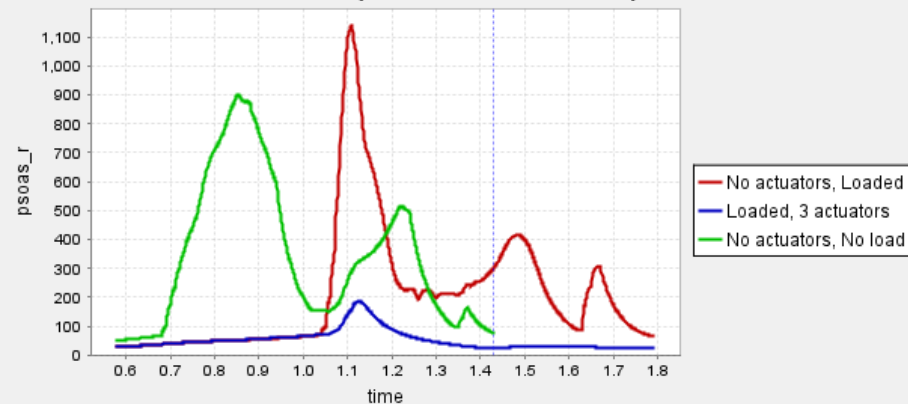
Рисунок 72. Зоны электрической активности мышц в течение локомоторного цикла: М — максимальная активность, У — умеренная, Н — низкоамплитудная. А — икроножная мышца, Б — передняя большеберцовая, В — наружная широкая, Г — полусухожильная. Под графиками — подограмма.

# Сравнение комбинации трёх актуаторов с ненагруженным состоянием

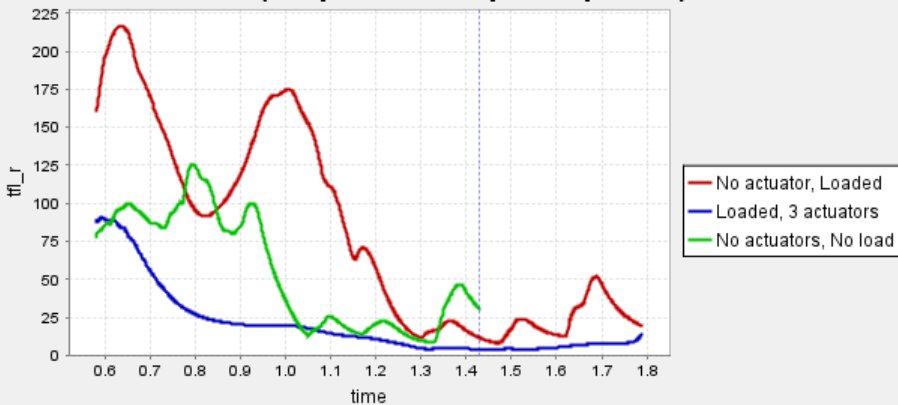
## iliacus (подвздошная мышца)



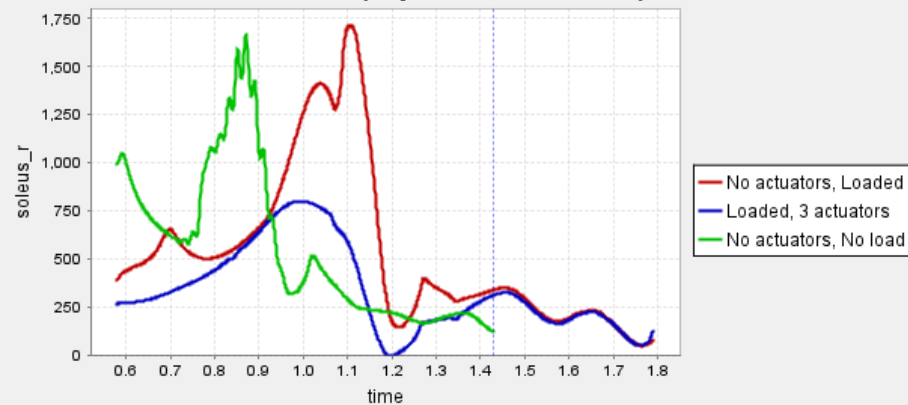
## Psoas (поясничная мышца)



## TFL (Напрягатель широкой фасции)

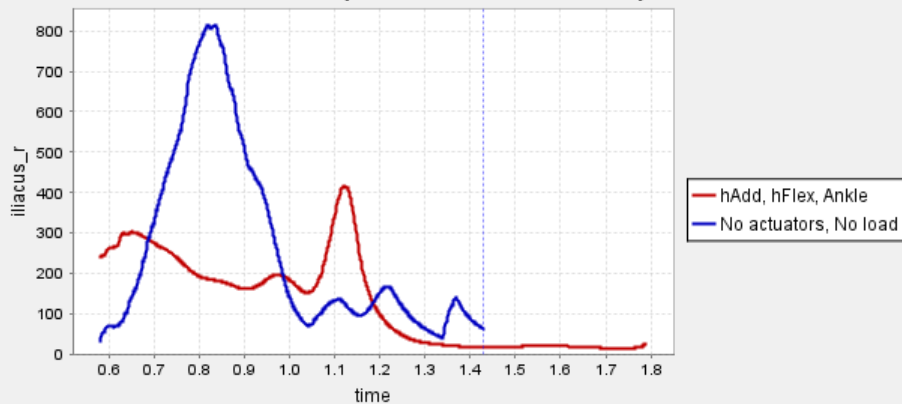


## Soleus (икроножная мышца)

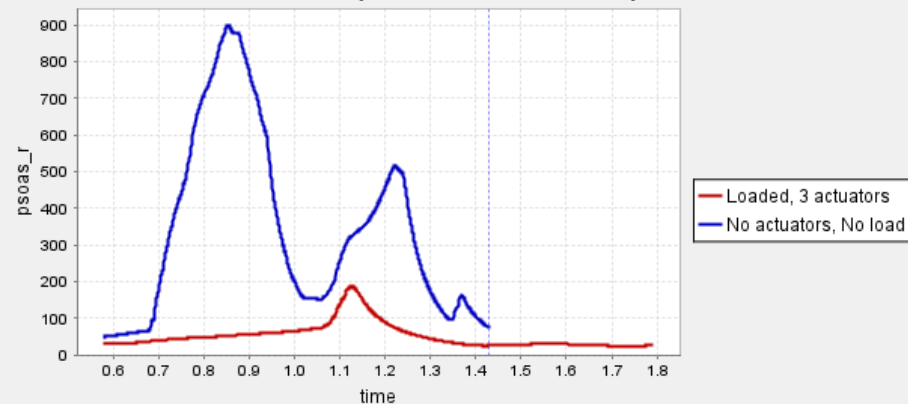


# Сравнение комбинации трёх актуаторов с ненагруженным состоянием

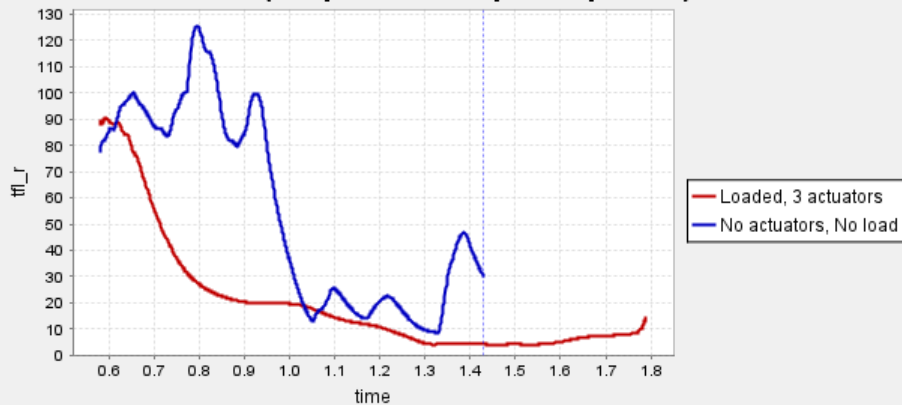
## iliacus (подвздошная мышца)



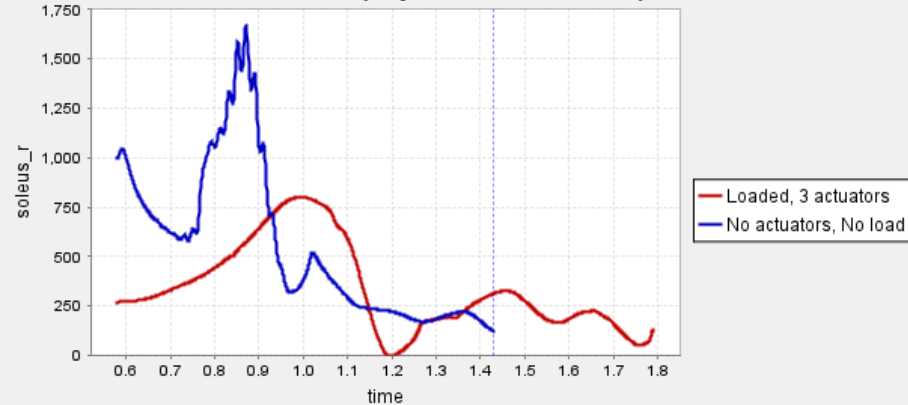
## Psoas (поясничная мышца)



## TFL (Напрягатель широкой фасции)



## Soleus (икроножная мышца)



# Заключение

- Реализовано внедрение в суставы нижних конечностей виртуальных вспомогательных устройств
- Проведено усложнение модели коленного сустава
- Исследовано влияние вспомогательных устройств, нагрузки и изменений модели коленного сустава на силу мышц при ходьбе
- Вспомогательное устройство для одной группы мышц влияет на нагрузки другой группы мышц

# Дальнейшие исследования

- Добавить связки голеностопного сустава как дополнительные силы
- Оценить относительное послабление нагрузки на мышцы при добавлении актуаторов и относительное влияние добавления связок
- Провести статистический анализ при других видах походки (например, по лестнице вверх)

## Вывод:

**Необходим учёт естественной электрической активности мышц в цикле локомоции, чтобы гипотетическое устройство было удобным.**



Спасибо за внимание!