

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА

Гурин И.В., Назаров А.А., Краси́ло М.С.

Донской государственной технической университет, г.Ростов-на-Дону

Ключевые слова: биомеханика, движения человека, костно-суставная система, биомеханическая модель, модель Хилла.

Аннотация. В данной статье рассматривается вопрос описания движения человека с помощью математической модели. В начале статьи рассматривается костно-суставная система человека с точки зрения теоретической механики, а также описание степеней подвижности такой системы. Далее рассматривается базовая биомеханическая модель тела человека, необходимые математические допущения для возможности её исследования. В заключении приводится оценка кинематических и динамических параметров коленной костно-суставной системы, теоретический момент в коленной группах мышц, с помощью программы, разработанной в среде MATLAB&Simulink.

BIOMECHANICAL DESCRIPTION OF HUMAN MOVEMENTS

Gurin I.V., Nazarov A.A., Krasilo M. S.

Don State Technical University, Rostov-on-Don

Keywords: biomechanics, human movements, osteoarticular system, biomechanical model, Hill's model.

Abstract. This article discusses the description of human movement using a mathematical model. At the beginning of the article, the human osteoarticular system is examined from the point of view of theoretical mechanics, as well as a description of the degrees of mobility of such a system. Next, we consider the basic biomechanical model of the human body, the necessary mathematical assumptions for the possibility of its study. In conclusion, an assessment is made of the kinematic and dynamic parameters of the knee osteoarticular system, the theoretical moment in the knee muscle groups, using a program developed in MATLAB & Simulink.

1. Оценка степени подвижности костно-суставной системы

В анатомии описание положения, или движения суставов осуществляется с помощью специальных терминов (сгибание-разгибание, отведение-приведение, пронация-супинация). Однако, данная система терминов не позволяет определить специфику движения в отдельных суставах, например, при сгибе ноги движения сочленяющихся суставных поверхностей в коленном и тазобедренном суставах существенно отличаются.

При оценке степени подвижности, костно-суставную систему рассматривают как сложный пространственный механизм. Данный «механизм» включает вполне определенное количество подвижных костей, соединённых различными суставами (шарнирами), которые обеспечивают соответствующим частям тела от 1 до 3 степеней свободы. Структурная схема костно-суставной системы, как многозвенного пространственного механизма представлена на рисунке 1.

Подвижность такого пространственного механизма в «Теории механизмов и машин» определяется по следующей формуле

$$\Pi = 6n - \sum_{i=3}^5 ik_i, \quad (1)$$

где n – число подвижных костей; k_i – число суставов определенных классов ($i = 3, 4, 5$).

Скелет человека имеет $n = 148$ подвижных костей; суставов, обеспечивающих три степени свободы $k_3 = 29$, две степени свободы $k_4 = 33$, одну степень свободы $k_5 = 85$. В итоге получим число степеней подвижности костно-суставной конструкции человека: $\Pi = 244$.

Более того, при последовательном выполнении нескольких движений финальное положение конечности зависит от порядка их выполнения и может оказаться измененным.

2. Базовая биомеханическая модель

В биомеханике достаточно часто рассматривают упрощенную физическую картину, в которой тело человека представляют в виде некоторой идеализированной биомеханической модели.

В первом приближении в биомеханике абстрагируются от деталей анатомического строения и физиологических механизмов опорно-двигательного аппарата и рассматривают упрощенную модель человека.

При этом необходимо стремиться, чтобы упрощенная биомеханическая модель обладала основными свойствами, которые присущи моделируемому объекту, и которая обеспечивала бы использование современных методов исследования, в том числе исследований на основе принципов теоретической механики.

При построении рабочей модели человека в биомеханике для упрощения математической модели делают, как правило, следующие допущения:

- звенья исследуемой модели тела человека абсолютно твердые (не деформируются ни при каких обстоятельствах);
- масса и геометрические параметры звеньев исследуемой модели совпадают с соответствующими параметрами сегментов тела человека;
- звенья исследуемой модели соединены в идеальные кинематические пары шаровыми или цилиндрическими шарнирами.

Если принять упрощающие допущения, рабочая модель человека, представленная в таблице 2, будет включать девять звеньев туловища и конечностей.

Для вычисления длин каждого сочленения можно воспользоваться данными из таблицы 2.

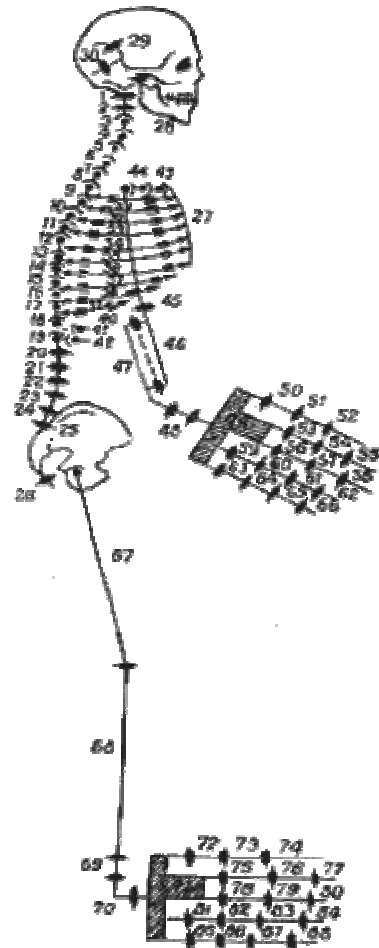
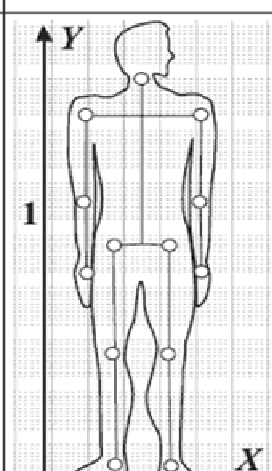


Рис. 1. Структурная схема костно-суставной системы

Модели такого типа нашли широкое применение в биомеханике и получили название базовых (рабочих) моделей. При исследовании движений человека они давно используются многочисленными авторами, начиная с Бенштейна Н.А., известны труды многих исследователей (Донского Д.Д., Зациорского В.М. и др.), которыми накоплен богатый экспериментальный материал по определению геометрических и массовых параметров при моделировании человека. В данной работе мы будем также использовать базовую модель в качестве объекта воздействия.

Табл. 2. Расположение суставов в теле человека

Суставы (сочленения)	Расстояние от пола (% роста)	Базовая модель человека	Расстояние от пола при росте (см)		
			160	170	180
Сустав основания черепа	91,2		145,9	155	164,2
Плечевой сустав	81,2		130	138	146,2
Локтевой сустав	62,2		99,2	105,7	112
Тазобедренный сустав	52,2		83,4	88,6	93,8
Запястье (луче-запястное сочленение)	46,2		73,9	78,5	83,2
Коленный сустав	28,5		45,6	48,5	51,3
Голенистоопный сустав	4,0		6,4	6,8	7,2

Для оценки кинематических и динамических параметров механической системы была синтезирована математическая модель, реализованная на базе программного пакета MATLAB&Simulink. Реализация этой модели представлена в приложении А.

В ее состав входят блоки:

- описывающие физические свойства твердых тел;
- обеспечивающие кинематические связи;
- реализующие расчёт трения в сочленениях;
- описывающие упругодемпфирующие свойства мышц;
- формирующие управляющие воздействия

В целом моделируемая механическая система состоит из:

- бедра;
- голени и стопы;
- рамы, поддерживающей бедро;
- рамы, поддерживающей голень со стопой;
- каретки продольного перемещения.

Механическое управляющее воздействие на систему осуществляется через каретку продольного линейного перемещения. Она в свою очередь, посредством рычагов и цилиндрических шарниров передает усилия на ногу (руку) и мышцы. Нога (рука) и ее мышцы как активные элементы осуществляют противодействие через те же рычаги и шарниры в обратном направлении, в сторону каретки продольного перемещения.

Для моделирования мышц была использована модель Хилла, состоящая из набора пружин и активного силового элемента (рисунок 2).

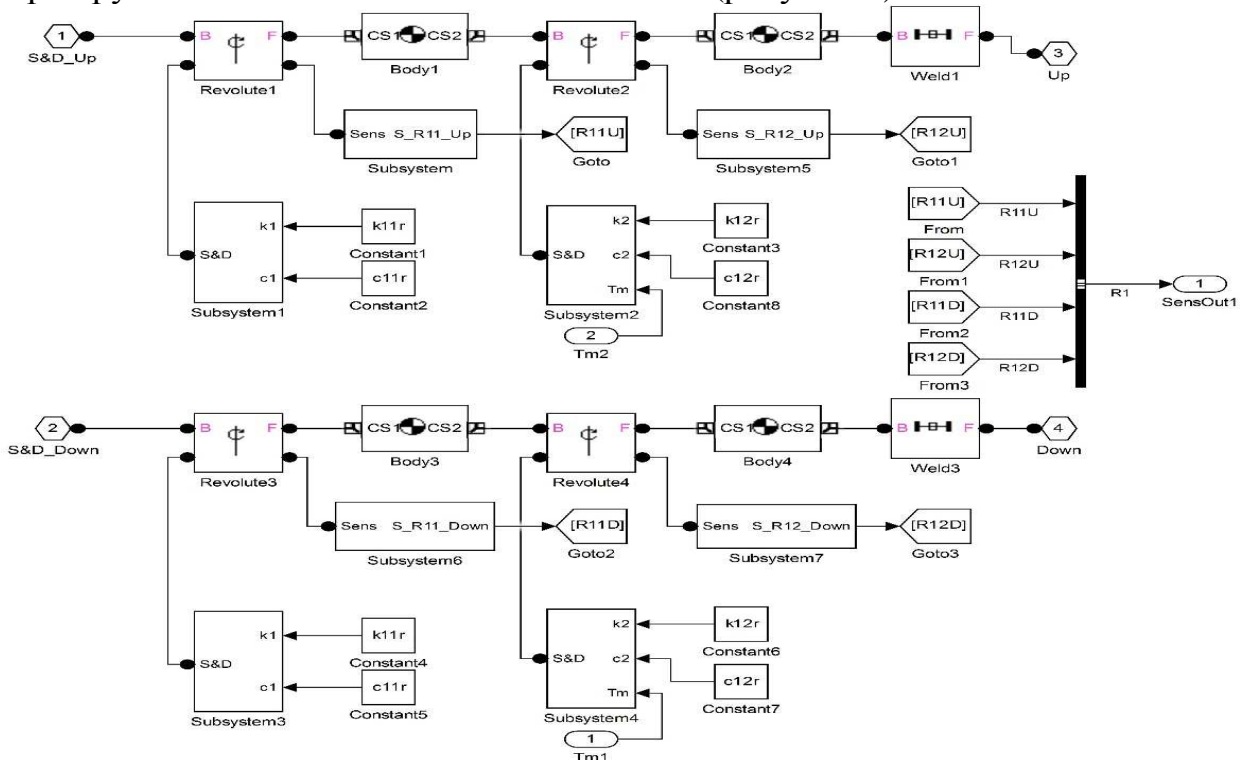


Рис. 2. Модель мышцы в MATLAB&Simulink

В разработанной математической модели, для упрощения расчётов линейная модель Хилла была преобразована в эквивалентную «роторную». Данные модели реализуются в коленном суставе.

Полученная модель позволяет определять состояния механической системы как в активном, так и в пассивном режимах работы мышц.

При активном режиме работы, в процессе сгибания коленного сустава работает одна группа мышц, при разгибании – другая, что обуславливает разные реакции в упругих элементах мышц.

В результате моделирования пассивного режима работы, были получены требуемый момент на валу приводного двигателя (рисунок 3), при заданной диаграмме перемещения в течении 6,28 секунд (рисунок 4).

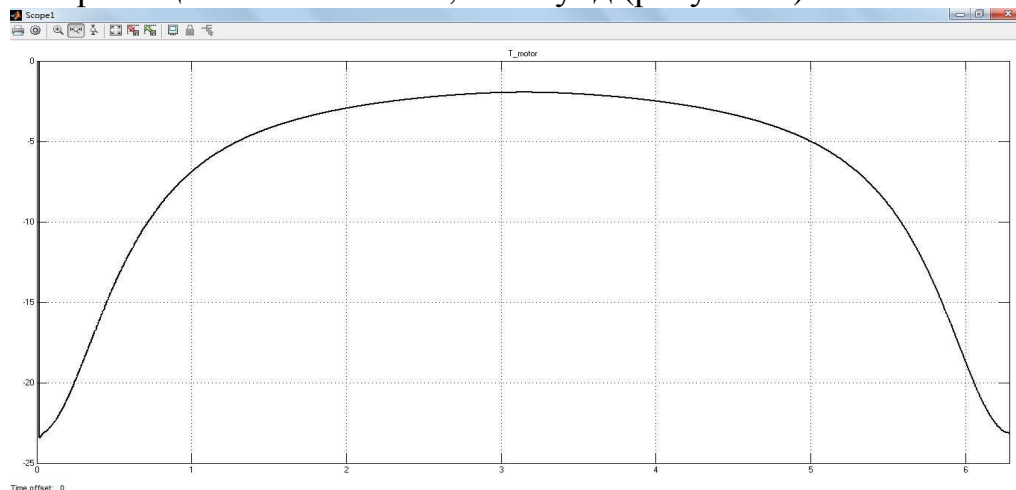


Рис. 3. Требуемый момент на валу приводного двигателя

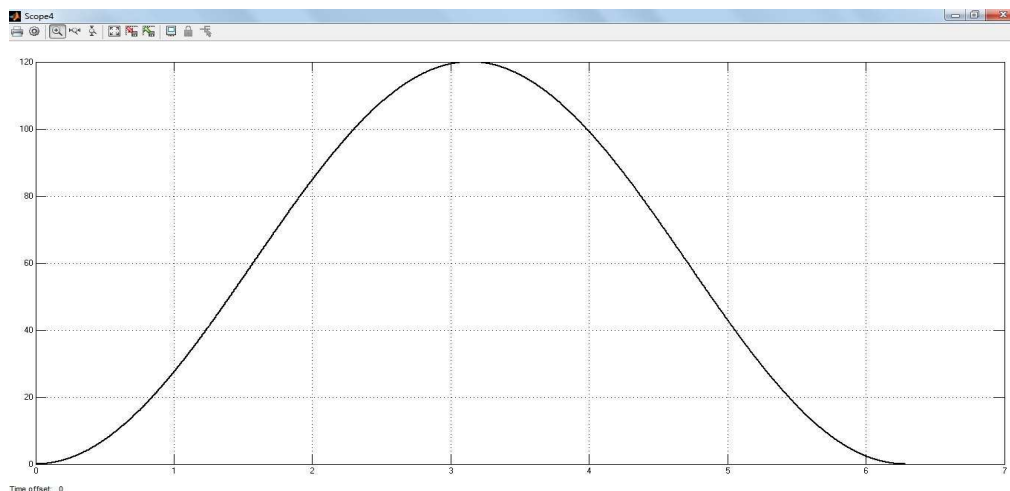


Рис. 4. Изменение угла коленного сустава

Также в результате моделирования были получены теоретические моменты в коленной группе мышц (рисунок 5).

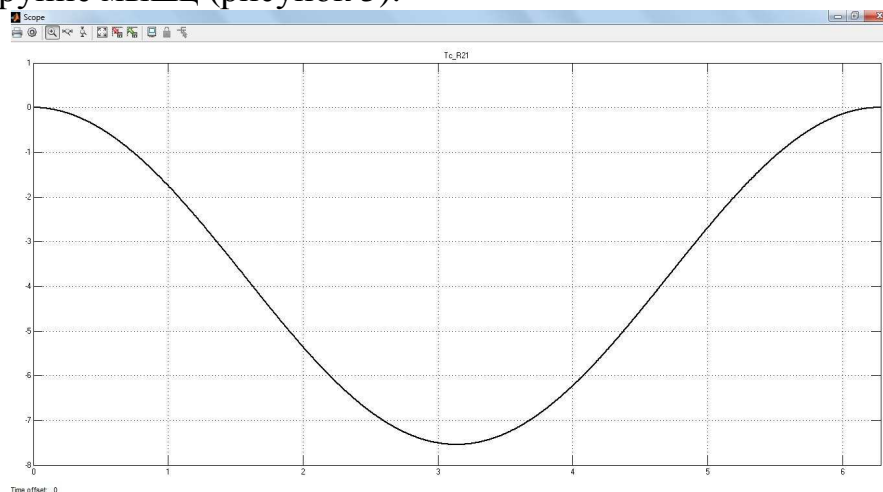


Рис. 5. Теоретический момент в коленной группе мышц

По результатам моделирования из графика момента на валу приводного двигателя можно сделать вывод что, зависимость момента и угла сгиба коленного сустава нелинейна и обратно пропорциональна. Следовательно, для поддержания требуемого момента необходимо не линейное управление, которое может обеспечить ПИД регулятор.

Список литературы

1. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика: учеб. Для сред. и высш. учеб. заведений. – М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003 – 672 с.
2. Александер Р. Биомеханика: перевод с англ. Под редакцией и с предисловием д.м.н. В.С. Гурфинкеля. – М.: Мир, 1970. – 339 с.
3. Корнев Г.В. Введение в механику человека. – М.: Наука, 1977. – 264.

Сведения об авторах:

Гурин Илья Васильевич – студент ДГТУ, г.Ростов-на-Дону;

Назаров Александр Александрович – студент ДГТУ, г.Ростов-на-Дону;

Красило Михаил Сергеевич – студент ДГТУ, г.Ростов-на-Дону.