

ПРОБЛЕМЫ БИОМЕХАНИКИ ДВИЖЕНИЯ

Мерзлов А.А.

Научный руководитель – Покатилов А.Е., ст. преподаватель
Могилевский государственный университет продовольствия
г. Могилев, Республика Беларусь

Исследование механического движения биомеханической системы (БМС) является нетривиальной задачей из-за сложности самой изучаемой системы, т.к. эта система является не чем иным, как человеческим телом во всей сложности его поведения. Поэтому, несмотря на серьезные достижения в этой области, еще остается много неизученных моментов в области биомеханики движения человека.

Рассмотрим ряд задач, поставленных и решенных в последнее время в МГУП.

Геометрия масс биомеханической системы. Одной из важнейших и трудно решаемых задач является задача определения масс-инерционных характеристик (МИХ) человеческого тела. К этим характеристикам относятся веса звеньев биомеханической системы (БМС) G_i , положения их центров масс S_i , длины звеньев L_i и центральные моменты инерции массы I_{Ci} каждого звена БМС. Без знания этих характеристик невозможно исследовать движения человека, как на кинематическом, так и динамическом уровнях.

На сегодняшний день существует достаточное количество методов, позволяющих с той или иной степенью достоверности определить эти масс-инерционные характеристики, но нет ни одного связанного с их прямым прижизненным измерением. Определяют МИХ по средней плотности тела, измеряя последнюю погружением тела в воду; с помощью радиоизотопного метода по интенсивности излучения; по статистическим данным на основании измерения трупов и пр. Тем не менее, разработка новых методов не останавливается из-за их важности.

Оценим возможность решить эту задачу с помощью уравнений равновесия.

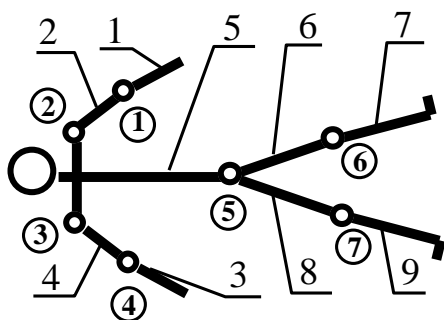


Рисунок 1 – Модель БМС при $n=9$

$2n$ – число возможных уравнений равновесия. Решение уравнения (1) для БМС по рисунку 1 дает значение $q=z=7$.

Таким образом, получили, что степень статической неопределимости равна числу кинематических пар. При выборе более сложной модели БМС возможна ситуация, когда $q > z$, но не наоборот. Отсюда следует вывод, что, используя классические подходы с помощью уравнений равновесия БМС невозможно прижизненно определить геометрию масс человеческого тела. Необходим поиск других методов, основанных на иных принципах.

На рисунке 1 представлена модель БМС с 9 звеньями, т.е. $n=9$. Сопоставление числа звеньев n , числа неизвестных и числа возможных уравнений равновесия дает формулу для степени статической неопределимости q

$$q = [3n - (n - z)] - 2n. \quad (1)$$

Здесь число неизвестных равно $3n - (n - z)$, z – число кинематических пар (суставов, $z=7$), а

Структура момента управляющих сил мышечной системы.

Целенаправленное движение человеческого тела обеспечивается мышечной системой. С точки зрения механики для этого БМС вырабатывает моменты управляющих сил. Математическая модель, полученная на основании методов кинестатики, имеет вид

$$M_{i,i-1} = M_{G_j}^{\Sigma} - M_{\Gamma_j}^{\Sigma} + M_{B_j}^{\Sigma} + M_{\dot{Q}_j}^{\Sigma} - M_{a_j}^{\Sigma}. \quad (2)$$

Здесь в левой части стоит момент относительно исследуемого сустава или спортивного снаряда $M_{i,i-1}$, а в правой части записана его структура, т.е. факторы от которых зависит исследуемый момент. Факторы следующие – момент от сил тяжести звеньев биомеханической системы (тела спортсмена) $M_{G_j}^{\Sigma}$, моменты от сил упругости спортивного снаряда в вертикальной и горизонтальной плоскостях ($M_{B_j}^{\Sigma} - M_{\Gamma_j}^{\Sigma}$), и моменты от инерционной нагрузки в касательном и нормальном направлениях ($M_{\dot{Q}_j}^{\Sigma} - M_{a_j}^{\Sigma}$) по отношению к траектории движения звеньев БМС.

Проведенный вычислительный эксперимент на ПЭВМ для большого оборота назад на перекладине в спортивной гимнастике по рисунку 2 позволил получить количественную картину движения и выявить факторы, влияющие на технику спортивного упражнения. На рисунке 3 показана кинетограмма этого упражнения.



Рисунок 2 – Большой оборот назад

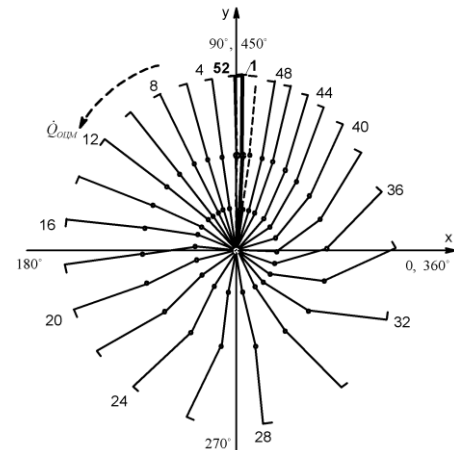


Рисунок 3 – Кинетограмма

Результаты вычисления составляющих момента относительно опоры по уравнению (2) для положения 27 рисунка 3 представлены на рисунке 4.

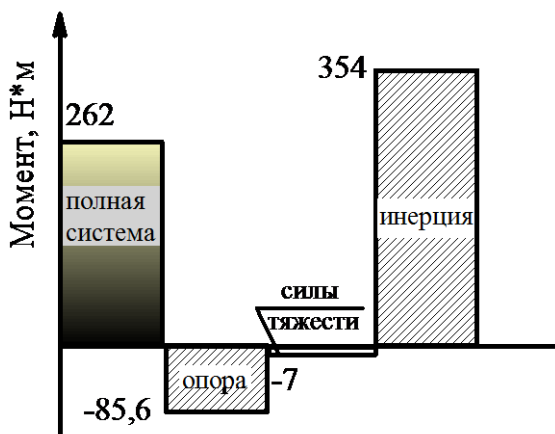


Рисунок 4 – Соотношение структур момента управляющих сил

Анализ гистограммы показывает, что в данном положении силы тяжести оказывают минимальное влияние на полный управляющий момент. Момент же, компенсирующий упругие свойства спортивного снаряда составляет 33 % от полного момента. В данном положении максимальное влияние оказывает инерция движения спортсмена – она составляет 135 % от полного момента управляющих сил мышечной системы.

Отметим, что соотношение структур меняется в зависимости от положения БМС на кинетограмме.

Динамическая скорость. Существуют некоторые направления исследований в области биомеханики спорта, как, например, оценка скоростно-силовых качеств мышечной системы и пр., которые требуют специальной аппаратуры и методов измерений. При этом исследования по анализу движения спортсменов на кинематическом и динамическом уровнях с проведением вычислительного эксперимента на ПЭВМ дает огромный массив данных по биомеханике движения человека. На наш взгляд возможно на существующем экспериментальном и теоретическом материале выполнить оценку некоторых качеств мышечной системы, обычно требующих отдельных экспериментов и специального оборудования.

Для оценки скорости изменения управляющих моментов мышечной системы продифференцируем моменты движущих и управляющих сил по времени

$$V_{M_{i-1,i}} = \frac{dM_{i,i-1}}{dt} \text{ (Н·м/с)}, \quad (3)$$

где $V_{M_{i-1,i}}$ – скорость изменения управляющего момента (динамическая скорость).

Данный параметр назовем динамической скоростью по моменту. Так как единица измерения нового параметра полностью совпадает с мощностью, т.е. Н·м/с, то был проведен целый цикл исследований по мощности движения спортсмена и на основании анализа результатов сделан вывод о разной физической природе мощности движения и скорости изменения момента.

Анализ полученных зависимостей по изменению динамической скорости по моменту показывает, что за каждым локальным экстремумом (т.е. максимумом или минимумом) на графике скорости изменения соответствующего момента через небольшой промежуток времени следует такой же локальный экстремум на графике момента. Т.е. все резкие изменения момента и его скорости являются парными для моментов относительно опоры, плечевого и тазобедренного суставов.

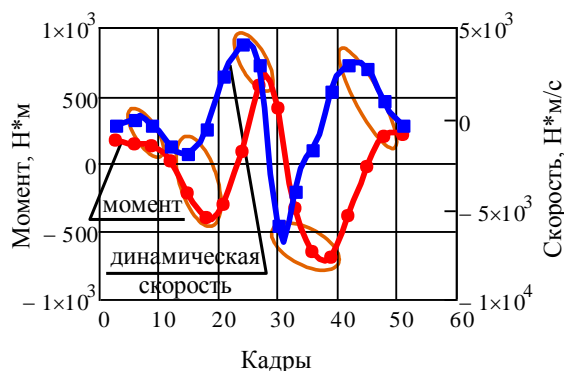


Рисунок 5 – Динамика управляющего момента в плечевом суставе

На рисунке 5 представлен график изменения момента управляющих сил в плечевом суставе в соответствии с кинетограммой рисунка 3 и график динамической скорости этого момента.

Введем понятия фазы экстремальной скорости и фазы экстремального момента. Термин «экстремальный» подчеркивает, что скорость и момент могут достигать как максимальных, так и минимальных значений.

Установлено, что таких парных фаз наблюдается от 4 до 7 в зависимости от сустава, а разность между пиковыми значениями фазы экстремальной скорости и фазы экстремального момента варьируются в пределах от 1 до 5 кадров, за исключением выхода в вертикальное положение. Там задержка может составлять 10-12 кадров. С учетом скорости видеосъемки получим опережение фазой экстремальной динамической скорости фазы экстремального момента на $0,033 \div 0,17$ с. А для вертикального положения задержка, например, в плечевом суставе составляет примерно $0,231 \div 0,264$ с по рисунку 5.

Отдельно выделим, что, несмотря на парный характер изменения экстремальных скорости и момента для каждого звена, их число для каждого звена свое.

Методы исследования движения. Все исследования в натурном эксперименте по биомеханическому анализу движения спортсмена начинаются с измерения траекторных положений биомеханической системы. Современные методы основаны на видеосъемке и последующим промере положений БМС и построении кинетограммы. Данный этап дает исходные данные для всех последующих исследований, требует точности и является весьма трудоемким, иногда до невозможности провести исследование. Отсюда возникает настоятельная необходимость в автоматизации процесса измерения параметров движения. Существует два способа, позволяющих получить координаты БМС во время движения спортсмена: маркерный и безмаркерный. Первый способ показан на рисунках 2 и 3. Второй является весьма перспективным, но получил развитие только в последние годы и требует разработки методов его применения и специальных механо-математических моделей движения.

Безмаркерный способ основан на технологии «захвата движения» (motion capture), а именно на компьютерном зрении. Для этого используются две программы:

1. iPi Recorder – осуществляет запись с видеокамер;
2. iPi Mocap Studio – выполняет анализ видеозаписи по технологии компьютерного зрения.

Оборудование обычное: дешевые игровые видеокамеры, ноутбук и повседневная одежда человека, без особых требований. Всю работу делают программы.

На рисунке 6 показаны графические результаты расшифровки пространственного движения человека программами компьютерного зрения. Скелет БМС построен компьютерной программой в автоматическом режиме.

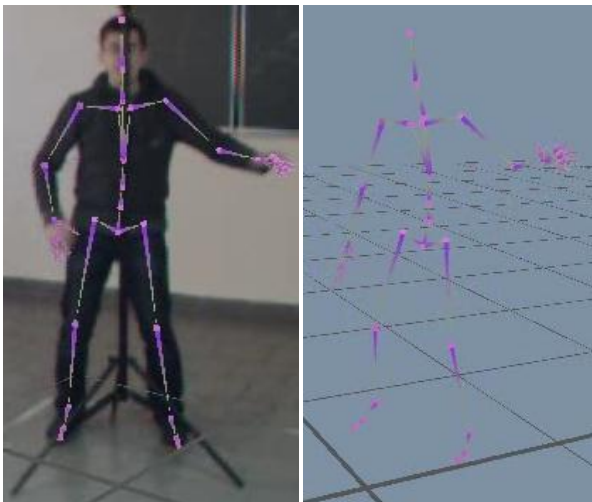


Рисунок 6 – Захват движения компьютером

Результатом работы компьютерного зрения является файл формата `bvh`, как наиболее распространенный и наиболее полно описывающий структуру человеческого тела. Аббревиатура `bvh` обозначает данные Bio Vision Hierarchical. Этот формат дает возможность представления информации об иерархии каркаса тела человека в дополнение к данным о движении. Каждый элемент скелета содержит в себе информацию о смещении и вращении относительно родительского элемента. Вращение представляется в углах Эйлера.

Для отображения движения в `bvh`-файле для каждой кости в каждом кадре рассчитывается ее локальная матрица трансформации:

$$M=TRS, \quad (4)$$

где T , R , S – матрицы перемещения (translation), вращения (rotation), масштабирования (scale) соответственно в координатах родительского элемента.

Файл `bvh` состоит из двух частей, раздел иерархии, описывающий иерархию и начальную позу скелета; и раздел, который содержит данные о движении.

Используемая модель биомеханической системы резко расширяет возможности исследования движения, т.к. модель имеет 18 звеньев и 17 кинематических пар, при этом сама БМС является пространственной, что в биомеханике спорта редко используется из-за сложности системы и трудоемкости расчетов по ней, не позволяющей в разумные сроки выполнить хоть какие-либо вычисления.