

О БИОМЕХАНИЧЕСКОМ КОМПЬЮТЕРНОМ СИНТЕЗЕ БЕЗОПОРНОЙ ФАЗЫ СПОРТИВНЫХ ДВИЖЕНИЙ

Сотский Н.Б., канд. пед. наук, доцент,

Белорусский государственный университет физической культуры,
Республика Беларусь

Настоящая работа посвящена анализу особенностей использования методики биомеханического компьютерного синтеза (БКС) при исследовании ситуаций, возникающих в безопорном фазе физических упражнений.

БКС является одной из эффективных методик исследования двигательных действий человека, получившей свое основное развитие с повсеместным внедрением современной вычислительной техники, позволяющей практически в реальном масштабе времени осуществлять численное интегрирование дифференциальных уравнений, описывающих движения человека в ходе выполнения физических упражнений. Главные идеи биомеханического синтеза были сформулированы в работах Г.В. Коренева [1], адаптированы применительно к спортивным движениям В.Т. Назаровым [2] и его последователями [3–5].

В качестве основного постулата, позволяющего использовать понятия и аппарат биомеханики в области спортивной педагогики в соответствии с описываемым подходом, было принято утверждение о том, что любое двигательное действие человека состоит из двух типов суставных действий. Это – элементы динамической осанки (ЭДО), представляющие собой ограничения подвижности в сочленениях тела, и управляющие движения (УД), через которые последнему сообщается механическая энергия. Для первых характерен статический или уступающий режим работы мышц, а для вторых – преодолевающий.

Впоследствии В.Т. Назаровым и его последователями были сформулированы, а затем подтверждены в ходе исследований основные принципы формирования двигательного действия на основе указанных составляющих, причины возникающих при освоении физического упражнения ошибок, эффективные пути их коррекции.

Проблемным оказался вопрос установления основных ЭДО и УД. Здесь первоначально использовалась схема В.Т. Назарова, предполагавшая несколько последовательных этапов: определение общей программы движения, управляющих сил и моментов сил, общих закономерностей их реализации и определение ЭДО и УД. Если общая программа движения, управляющие силы и моменты сил могли быть определены из анализа видеоматериалов, то переход к управляющим движениям осуществлялся на основе анализа движения незначительного числа материальных точек, что лишь частично моделировало основные механизмы образования управляющих сил и моментов сил. В результате часто оказывалось необходимым использовать эмпирический опыт специалистов, умеющих выполнять изучаемые упражнения, но не имеющих знаний, позволяющих соотнести указанный опыт с абстрактными понятиями моделирования.

Бурное развитие компьютерных технологий, пришедшее на 90-е годы прошедшего столетия, создало новые возможности решения обозначенной проблемы. В первую очередь, это развитие биомеханического анализа движений, основанного на высокоскоростной цифровой съемке и позволяющего не только быстро получать исходные материалы, но и не менее быстро их обрабатывать с определением интересующих биомеханических характеристик.

Другая возможность заключалась в использовании компьютерных технологий для моделирования физических упражнений. Здесь компьютерные системы позволяли за ничтожное время численно решать дифференциальные уравнения, описывающие пространственные движения спортсмена, выполняющего двигательное действие. Именно последнее обстоятельство позволило приблизиться к решению проблемы объективного установления ЭДО и УД как основы движения человека.

Так, имея в распоряжении методику высокоскоростной цифровой съемки и эффективную вычислительную технику, можно осуществить моделирование движения человека на основе многозвенной модели, управляемой через суставные движения. При этом управление может быть задано как на динамическом, так и на кинематическом уровнях. В первом случае управляющие воздействия задаются в виде суставных моментов сил, во втором – в виде зависимостей суставных углов от времени. В ходе моделирования в обоих случаях введение вариаций в параметры управления позволяет определять основные УД и ЭДО с последующим их использованием в качестве основы освоения и совершенствования двигательного действия.

Для построения модели БКС используются как уравнения Лагранжа, так и законы Ньютона, адаптированные для системы тел. Использование первого или второго подхода не носит принципиальных различий, поэтому в дальнейшем изложении будет применяться более привычная для автора модель, построенная на законах Ньютона.

В ходе построения указанной модели примем некоторые допущения, позволяющие избежать существенных усложнений, не изменяя при этом классической основы движения. Такими допущениями являются пренебрежение силами сопротивления окружающей среды и рассмотрение звеньев тела как твердых, а суставы –

как идеальных шарниров. Кроме этого будем считать, что силового обеспечения каждого сустава достаточно для выполнения любой необходимой скорости суставного движения.

Модель тела спортсмена представим в виде совокупности векторов связанных между собой с помощью шарниров (рисунок).

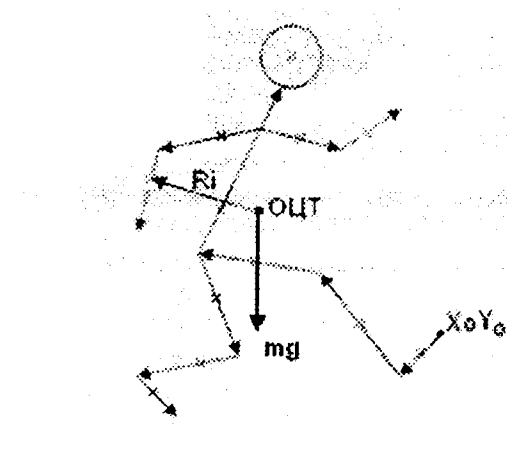


Рисунок – Модель тела спортсмена

В безопорном состоянии на тело спортсмена (с учетом принятых допущений) действует сила тяжести, приложенная в общем центре масс (ОЦМ). Она не образует момента силы относительно указанной точки. Тогда движение модели будет описываться двумя уравнениями, одно из которых представляет собой второй закон Ньютона для системы тел, а другое – закон сохранения момента количества движения тела относительно ОЦТ. Для рассматриваемого случая плоского движения система уравнений будет иметь вид:

$$\begin{aligned} M\bar{a}_C &= M\bar{g}, \\ L &= const; \end{aligned} \quad (1)$$

где M – масса тела, \bar{a}_C – ускорение ОЦТ, L – момент количества движения относительно ОЦТ, направленный перпендикулярно к плоскости чертежа.

Учитывая связь звеньев модели между собой, можно определить координаты центра тяжести каждого звена:

$$\begin{aligned} X_i &= X_0 - \sum_{k=1}^i l_k \sin\varphi_k + s_i \sin\varphi_i, \\ Y_i &= Y_0 + \sum_{k=1}^i l_k \cos\varphi_k - s_i \cos\varphi_i, \end{aligned} \quad (2)$$

где X_i и Y_i – координаты центра тяжести (ЦТ) звена с номером i , X_0 и Y_0 – координаты начальной точки отсчета (рисунок 1), l_k – длина звена с номером k , φ_i – угол пространственной ориентации звена с номером i , s_i – расстояние от конца звена до его ЦТ.

Координаты ОЦТ определяются по классическим формулам:

$$\begin{aligned} X_C &= \frac{\sum_i m_i X_i}{M}, \\ Y_C &= \frac{\sum_i m_i Y_i}{M}. \end{aligned} \quad (3)$$

Аналогично находят компоненты скоростей и ускорений ОЦТ:

$$\begin{aligned} X'_C &= \frac{\sum_i m_i X'_i}{M}, \quad X''_C = \frac{\sum_i m_i X''_i}{M}; \\ Y'_C &= \frac{\sum_i m_i Y'_i}{M}, \quad Y''_C = \frac{\sum_i m_i Y''_i}{M}. \end{aligned} \quad (4)$$

где X'_C и X''_C – соответственно горизонтальная скорость и ускорение ОЦТ, Y'_C и Y''_C – аналогичные параметры для вертикали; m_i – масса звена с номером i ; M – масса всего тела.

Координаты, компоненты скоростей и ускорений ОЦТ в ходе моделирования представляются через углы пространственной ориентации φ_i и их производные, а также через длины звеньев l_k и расстояния s_i от конца звена до его ЦТ. При этом углы пространственной ориентации представляют собой функцию вида:

$$\varphi_i = \varphi_0 + D(i, k) \sum_{k=1}^i \alpha_k \quad (5)$$

где $D(i, k)$ – специальная матрица, учитывающая разветвленность модели тела спортсмена; α_k – угол в суставе с номером k .

Таким образом, первое уравнение системы распадается на два дифференциальных уравнения второго порядка для точки $(X_0; Y_0)$, а также угла пространственной ориентации φ_0 одной из стоп. Третье уравнение системы – выражение закона сохранения момента количества движения относительно ОЦТ:

$$\sum_{k=1}^n (J_k \dot{\varphi}_k + m_i [\overline{R}_i \overline{V}_i]) = L_0 \quad (6)$$

где J_k – момент инерции звена с номером k относительно его ЦТ, $\dot{\varphi}_k$ – угловая скорость изменения пространственной ориентации звена, \overline{R}_i – радиус вектор центра тяжести звена с номером i относительно ОЦТ тела, \overline{V}_i – вектор скорости центра тяжести звена с номером i относительно ОЦТ тела, L_0 – начальное значение момента количества движения относительно ОЦТ, имеющее место в момент утраты контакта с опорой; квадратными скобками обозначено векторное произведение \overline{R}_i и \overline{V}_i .

Параметры, входящие в последнее уравнение, также представляются через переменные X_0 , Y_0 и φ_0 . Масс-инерционные характеристики, длины звеньев и расстояния от их концов до их ЦТ могут быть определены из уравнений регрессии [6]. Остальные параметры должны быть заданы через параметры суставных движений. В частности, одним из относительно простых способов задания суставных движений является гармоническое приближение [7], при котором регулируется быстрота нарастания и убывания угловой скорости. При использовании такого подхода зависимость суставного угла от времени может быть представлена в следующем виде:

$$\alpha_i = [\max(i) + \min(i)] / 2 - ([\max(i) - \min(i)] / 2) \cos(\pi t / \tau(i)) \quad (7)$$

где α_i – суставной угол для сустава с номером i , $\max(i)$ и $\min(i)$ соответственно максимальное и минимальное значение суставного угла для сустава с номером i , t – время, $\tau(i)$ – время выполнения суставного движения.

В результате описанных подстановок получается система из трех дифференциальных уравнений с тремя неизвестными, которая при задании соответствующих начальных условий имеет единственное решение. Для его осуществления можно использовать любые способы численного интегрирования дифференциальных уравнений, в частности методы Рунге-Кутты различного порядка [8].

Таким образом, получена система уравнений, описывающая безопорное движение модели тела человека, состоящей из любого числа твердых звеньев, сочлененных в суставах с управлением, задаваемым через кинематические параметры управляющих движений в суставах. Построенная модель может быть использована при исследовании плоского движения тела спортсмена в безопорных фазах различных физических упражнений, в частности, в спортивной гимнастике, легкой атлетике, прыжках в воду, спортивных играх и многих других.

1. Корнев, Г.В. Введение в механику человека / Г.В. Корнев. – М.: Наука, 1977. – 264 с.
2. Назаров, В.Т. Движения спортсмена / В.Т. Назаров. – Минск: Полымя, 1984. – 176 с.
3. Загrevский, В.И. Биомеханика физических упражнений: учеб. пособие / В.И. Загrevский. – Могилев: МГУ им. А.А. Кулешова, 2003. – 140 с.
4. Сотский, Н.Б. Биомеханика: учеб. для студентов специальности спорт.-пед. деятельность / Н.Б. Сотский; Белорус. гос. ун-т физ. культуры. – Минск: БГУФК, 2005. – С. 59-60.
5. Лавшук, Д.А. Оптимальная вариативность варьирования программного управления в технических действиях спортсмена / Д.А. Лавшук // Физическая культура и спорт, здоровый образ жизни в XXI веке: материалы конф. – Могилев, 2004. – С. 15-17.
6. Зацiorский, В.М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В.М. Зацiorский, А.С. Аруин, В.Н. Селуянов. – М.: ФиС, 1981. – 143 с.
7. Назаров, В.Т. Аналитическое представление движений спортсмена / В.Т. Назаров // Вопросы теории и практики физической культуры. – Минск. – Вып. 14. – С. 121-123.
8. Бахвалов, Н.С. Численные методы: учеб. пособие / Н.С. Бахвалов, Н.П. Жидков, Г.М. Кобельков. – М.: Наука, 1987. – 600 с.