

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ВЕЛИЧИНЫ МОМЕНТОВ УПРАВЛЯЮЩИХ СИЛ В СУСТАВАХ СПОРТСМЕНА МЕТОДОМ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА НА ПЭВМ

Лукашкова И.Л.,

Могилевский государственный университет им. А.А. Кулешова,
Республика Беларусь

В процессе реального исполнения соревновательных упражнений на тело человека действуют как внешние (сила тяжести), так и внутренние (мышечные) силы. Величина управляющих мышечных усилий, развиваемых спортсменом в суставах для реализации программы движения, во многом зависит от воздействия внешних сил и моментов сил. Существующие инструментальные методы исследования не всегда позволяют осуществить корректную оценку численных значений управляющих воздействий мышечных сил. Решить эту проблему можно с помощью теоретического синтеза техники соревновательных упражнений, т. е. метода имитационного моделирования движений человека на ПЭВМ.

Сущность метода имитационного моделирования движений человека на ПЭВМ заключается в том, что эволюция многозвенной биомеханической системы в пространстве и во времени описывается системой дифференциальных уравнений второго порядка, в частности уравнениями Лагранжа второго рода.

Формульные выражения уравнений движения неразветвленной трехзвенной модели биомеханической системы, представленные в форме уравнений Лагранжа второго рода, имеют вид [1]:

$$\begin{aligned} & A_1 \ddot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1 - \varphi_1) + A_2 \ddot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_1) + A_3 \ddot{\varphi}_3 \cos(\varphi_3 - \varphi_1) - \\ & - A_1 \dot{\varphi}_1^2 \sin(\varphi_1 - \varphi_1) - A_2 \dot{\varphi}_2^2 \sin(\varphi_2 - \varphi_1) - A_3 \dot{\varphi}_3^2 \sin(\varphi_3 - \varphi_1) + \\ & + Y_1 \cos \varphi_1 = M_1 - M_2; \\ & A_2 \ddot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1 - \varphi_2) + A_2 \ddot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_2) + A_3 \ddot{\varphi}_3 \cos(\varphi_3 - \varphi_2) - \\ & - A_2 \dot{\varphi}_1^2 \sin(\varphi_1 - \varphi_2) - A_2 \dot{\varphi}_2^2 \sin(\varphi_2 - \varphi_2) - A_3 \dot{\varphi}_3^2 \sin(\varphi_3 - \varphi_2) + \\ & + Y_2 \cos \varphi_2 = M_2 - M_3; \\ & A_3 \ddot{\varphi}_1 \cos(\varphi_1 - \varphi_3) + A_3 \ddot{\varphi}_2 \cos(\varphi_2 - \varphi_3) + A_3 \ddot{\varphi}_3 \cos(\varphi_3 - \varphi_3) - \\ & - A_3 \dot{\varphi}_1^2 \sin(\varphi_1 - \varphi_3) - A_3 \dot{\varphi}_2^2 \sin(\varphi_2 - \varphi_3) - A_3 \dot{\varphi}_3^2 \sin(\varphi_3 - \varphi_3) + \\ & + Y_3 \cos \varphi_3 = M_3. \end{aligned} \quad (1)$$

Содержательный смысл коэффициентов Y_i , содержащихся в левой части уравнений (1), заключается в том, что они представляют собой выражения для определения обобщенных сил. В вычислительном эксперименте величину обобщенной силы необходимо вычислять предварительно. Так, значения $Y_1=37,6$ Кг/м, $Y_2=15,3$ Кг/м, $Y_3=9,0$ Кг/м соответствуют условиям действия силы тяжести на тело спортсмена при выполнении упражнения. При условии выполнения упражнения без учета действия силы тяжести все $Y_i=0$ Кг/м.

В правой части уравнений движения трехзвенной биомеханической системы (1) заключаются сведения об управляющих моментах мышечных сил в суставах спортсмена и моменте силы трения в месте контакта спортсмена с опорой: M_1 – момент силы трения; M_2 – управляющий момент мышечных сил, развиваемый спортсменом в плечевых суставах; M_3 – управляющий момент мышечных сил, развиваемый спортсменом в тазобедренных суставах.

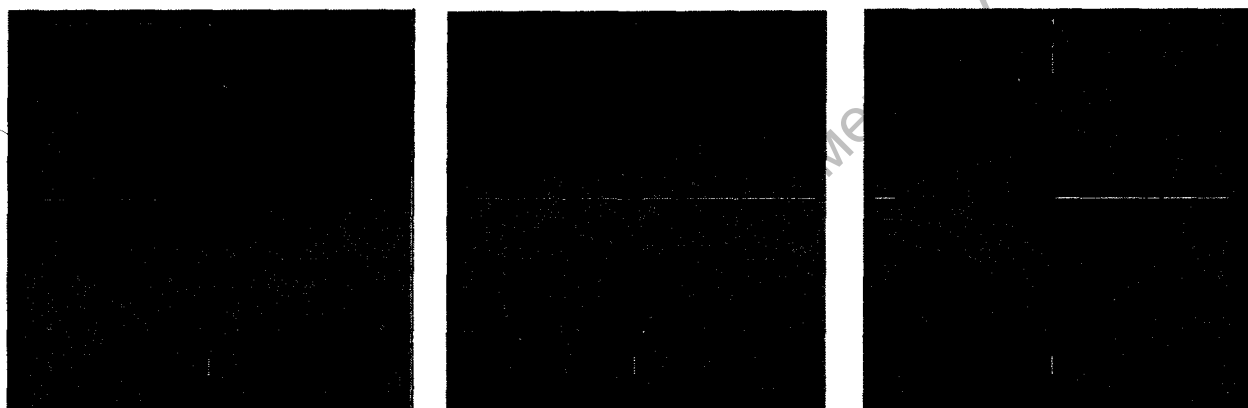
Структура уравнений (1) такова, что делает их удобными для автоматизированного формирования на ПЭВМ.

Цель исследования заключалась в определении влияния силы тяжести или ее отсутствия на величину проявления мышечных усилий в суставах при одной и той же программе движения.

В вычислительном эксперименте на ПЭВМ моделировались вращательные движения трехзвенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека в условиях опоры из положения виса на перекладине при сохранении неизменным расположения звеньев биомеханической системы (обеспечение постоянной величины суставных углов).

Первоначально синтез вращательного движения осуществлялся при отсутствии момента силы тяжести ($Y_i = 0 \text{ Кг/м}$, $i = 1, 2, 3$). Начальная угловая скорость звеньев модели задавалась равной $\pi \text{ рад/с}$, $2\pi \text{ рад/с}$ и $3\pi \text{ рад/с}$.

Анализ полученных в процессе моделирования кинематических схем траекторий биомеханической системы показал, что в условиях отсутствия момента силы тяжести трехзвенная модель беспрепятственно совершает поворот на заданную программным управлением величину (рисунок 1, А, В, С).



А

В

С

А - $\varphi_1 = \pi \text{ рад/с}$, В - $\varphi_1 = 2\pi \text{ рад/с}$, С - $\varphi_1 = 3\pi \text{ рад/с}$

Рисунок 1 – Синтезированная траектория биомеханической системы с различной величиной угловой начальной скорости звеньев при отсутствии момента силы тяжести

Однако, как свидетельствуют результаты вычислительного эксперимента, для реализации синтезируемой программы движения биомеханической системой не вырабатываются управляющие моменты сил в проксимальном и дистальном шарнирах: их значения на всей моделируемой траектории равны 0 Нм (рисунок 1, А, В, С).

Следовательно, при отсутствии момента силы тяжести вращательные движения в условиях опоры с сохранением взаимного расположения звеньев биомеханической системы, моделируемые на фоне различной по величине начальной скорости звеньев, реализуются без управляющих моментов сил в шарнирах.

Данный факт, на наш взгляд, объясняется тем, что в условиях отсутствия действия силы тяжести движение выполняется не в переменных условиях, т. е. величина и направление действующих на тело внешних сил отсутствует. Расположение звеньев модели на одной прямой не вызывает действия момента центробежных сил, так как плечо силы ($\sin(\varphi_i - \varphi_j)$) на всей траектории биомеханической системы равно нулю.

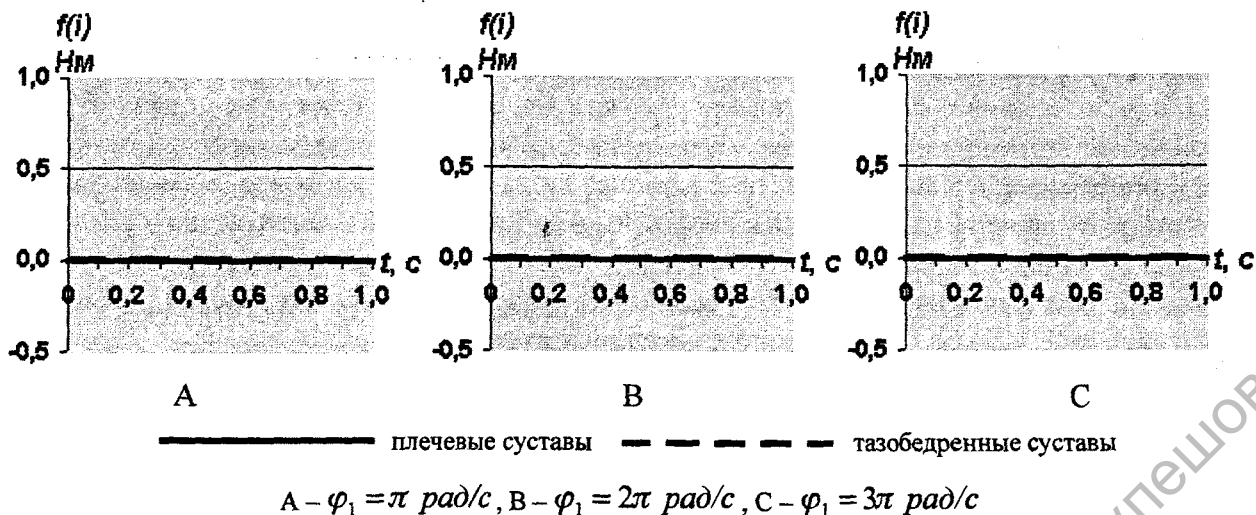


Рисунок 2 – Управляющие моменты сил в шарнирах модели в синтезированных движениях с различной величиной угловой начальной скорости звеньев

Во втором блоке вычислительного эксперимента движение модели синтезировалось при аналогичных задаваемых условиях, но с учетом действия момента силы тяжести ($Y_1=37,6 \text{ Кг/м}, Y_2=15,3 \text{ Кг/м}, Y_3=9,0 \text{ Кг/м}$).

При движении биосистемы от нижней вертикали воздействие силы тяжести, направленное против перемещения тела, усиливается и достигает своего максимума в горизонтальном положении. Дальнейшее движение к верхней вертикали происходит на фоне уменьшения воздействия силы тяжести на звенья тела. Из представленных кинетограмм видно, что начальная угловая скорость звеньев $\pi \text{ рад/с}$ является недостаточной для преодоления биомеханической системой горизонтали (рисунок 3, А).

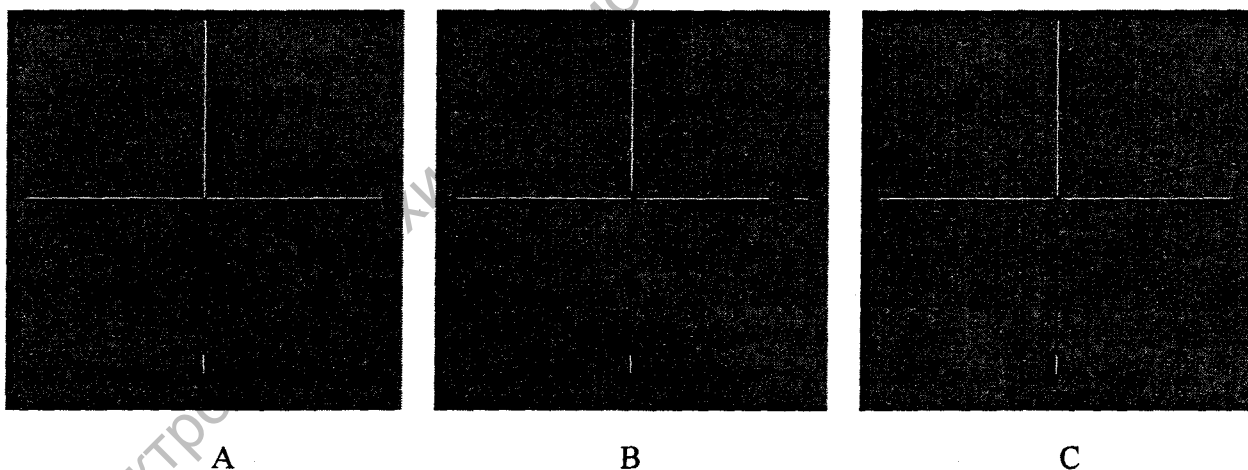


Рисунок 3 – Синтезированная траектория биомеханической системы с различной величиной угловой начальной скорости звеньев в условиях действия момента силы тяжести

При начальной угловой скорости звеньев, равной $2\pi \text{ рад/с}$, биомеханическая система совершает поворот на 180° за $0,735 \text{ с}$ (рисунок 3, В), а при скорости $3\pi \text{ рад/с}$ за этот же временной интервал угол поворота биосистемы составляет 360° (рисунок 3, С). Следовательно, увеличение начальной угловой скорости звеньев модели в 1,5 раза приводит к увеличению угла поворота в 2 раза.

В условиях отрицательного действия момента силы тяжести (внешний момент направлен против перемещения связанного с опорой звена) движение от нижнего вертикального положения до верхнего вертикального положения реализуется в шарнирах модели отрицательными моментами управляющих сил, направленными против хода движения (рисунок 4). Противоположные условия воздействия момента силы тяжести, когда этот момент направлен в сторону движения, связанного с опорой звена, управляющие моменты сил в шарнирах имеют положительные значения. Необходимо отметить, что на всей траектории движения биомеханической системы абсолютная величина управляющих моментов сил в проксимальном суставе в 1,5–2 раза больше, чем в дистальном суставе.

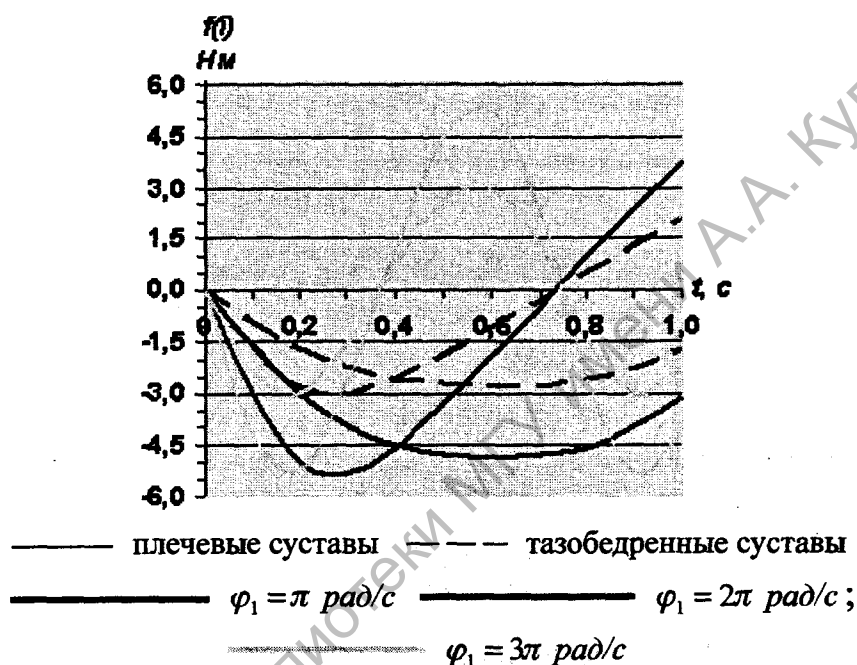


Рисунок 4 – Управляющие моменты сил в шарнирах модели при синтезе движения в условиях действия силы тяжести и с сохранением неизменным расположения звеньев биомеханической системы

На основании результатов проведенных вычислительных экспериментов можно сформулировать следующие выводы:

1. Для реализации вращательного движения в условиях опоры с сохранением динамической осанки спортсмену приходится прикладывать значительно большие мышечные усилия в плечевых суставах, чем в тазобедренных.

2. В условиях отрицательного воздействия момента силы тяжести вращение с сохранением динамической осанки вызывает напряжение мышц задней поверхности тела спортсмена, при положительном действии момента силы тяжести нагрузку испытывают мышцы передней поверхности тела.

3. Увеличение начальной угловой скорости звеньев тела не вызывает существенного изменения величины управляющих моментов сил, но позволяет сократить временной интервал напряжения мышц-разгибателей плечевых и тазобедренных суставов.

4. Метод имитационного моделирования движений человека на ПЭВМ может успешно применяться для определения влияния внешнего момента силы при исследовании двигательных действий спортсменов с различной биомеханической структурой.

1. Загrevский, В.И. Построение оптимальной техники спортивных упражнений в вычислительном эксперименте на ПЭВМ: монография / В.И. Загrevский, Д.А. Лавшук, О.И. Загrevский. – Могилев; Томск: ИИМ им. А.А. Кулешова, 2000. – 190 с.