

УДК 531/534: [57+61]

## **ДВИЖЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ С ПЕРЕМЕННОЙ КОНФИГУРАЦИЕЙ И С НЕИЗМЕННЫМ ПРОГРАММНЫМ УПРАВЛЕНИЕМ В СВЯЗИ С ИЗМЕНЕНИЕМ МАСС-ИНЕРЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК**

**О.И. Загrevский\*, В.И. Загrevский\*\***

\* Кафедра спортивной и оздоровительной гимнастики факультета физической культуры, Томский государственный педагогический университет, Россия, 634044, Томск, ул. Киевская, 64, e-mail: slava87@mail.ru.

\*\* Кафедра теории и методики физического воспитания, Могилевский государственный университет им. А.А. Кулешова, Беларусь, 212022, Могилев, ул. Космонавтов, 1, e-mail: zvi@tut.by

**Аннотация.** Цель исследования заключалась в выявлении биомеханических закономерностей движения трехзвенной модели опорно-двигательного аппарата тела спортсмена в связи с изменениями ее масс-инерционных характеристик, антропометрических показателей и переменной конфигурацией биосистемы. В настоящей работе моделировалось движение большого оборота назад на перекладине с переменной конфигурацией, и в вычислительном эксперименте на ЭВМ получены биомеханические закономерности двигательного действия в связи с варьированием масс-инерционных характеристик моделируемой биосистемы, которые до настоящего времени не нашли отражения в научных публикациях. Ранее подобное исследование проводилось для биосистемы постоянной конфигурации.

**Ключевые слова:** траектория движения, масс-инерционные характеристики, биомеханическая система, программное управление, моделирование, управляющие моменты мышечных сил.

### **Актуальность**

Полученный в ранее выполненных авторами исследованиях результат о неизменности кинематической структуры движения биомеханической системы при постоянных антропометрических показателях и пропорциональных изменениях масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена [4] не описывался до этого в научно-методической литературе в области физической культуры и спорта. Всегда подразумевалось, что любые изменения масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена неизбежно приводят к изменению кинематических характеристик спортивных упражнений. Возможно, что рассмотренный авторами ранее вычислительный материал, подтверждающий неизменность кинематической структуры движения биомеханической системы с расположением звеньев модели на одной прямой при различных масс-инерционных характеристиках – частный случай и является исключением из общепринятых понятий. С целью подтверждения или исключения выявленной закономерности авторы решили продолжить исследования в

данном направлении на примере движения биомеханической системы с переменной конфигурацией.

### Методика исследований

Условия проведения вычислительных экспериментов на ЭВМ заключались в следующем:

1. В качестве модели опорно-двигательного аппарата тела человека использовалась трехзвенная система последовательно соединенных однородных стержней. Масс-инерционные характеристики звеньев модели в различных вариантах моделирования имели следующие значения (табл. 1).

Таблица 1

Масс-инерционные характеристики звеньев модели в различных вариантах моделирования (в системе СИ)

$L_1 = 1$	$m_1 = 12$		$L_1 = 1$	$m_1 = 6$		$L_1 = 1$	$m_1 = 18$
$L_2 = 1$	$m_2 = 12$		$L_2 = 1$	$m_2 = 6$		$L_2 = 1$	$m_2 = 18$
$L_3 = 1$	$m_3 = 12$		$L_3 = 1$	$m_3 = 6$		$L_3 = 1$	$m_3 = 18$
$S_1 = 0,5$	$J_1 = 1$		$S_1 = 0,5$	$J_1 = 0,5$		$S_1 = 0,5$	$J_1 = 1,5$
$S_2 = 0,5$	$J_2 = 1$		$S_2 = 0,5$	$J_2 = 0,5$		$S_2 = 0,5$	$J_2 = 1,5$
$S_3 = 0,5$	$J_3 = 1$		$S_3 = 0,5$	$J_3 = 0,5$		$S_3 = 0,5$	$J_3 = 1,5$
Вариант 1			Вариант 2			Вариант 3	

Здесь:  $L_i$  – длина  $i$ -го стержня;  $m_i$  – масса  $i$ -го стержня;  $S_i$  – координата центра масс  $i$ -го стержня на его продольной оси;  $J_i$  – центральный момент инерции  $i$ -го стержня;  $i$  – номер стержня ( $i = 1, 2, 3$ ). При этом центральный момент инерции однородного стержня длины  $L$  и массы  $m$  вычисляется по формуле [1]  $J = (m L^2)/12$ .

2. В качестве математической модели движения рассматриваемой системы использовалась математическая модель синтеза движений человека, изложенная в работах [2-4],

$$\ddot{\varphi}_1 = \frac{M_1 - \sum_{i=1}^N [Y_i \cos \varphi_i + \sum_{j=2}^N A_{ij} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) - \sum_{k=1}^N A_{ik} \dot{\varphi}_k^2 \sin(\varphi_k - \varphi_i)]}{\sum_{i=1}^N A_{i1} \cos(\varphi_1 - \varphi_i)}. \quad (1)$$

Здесь  $A_{ij}$  – динамические коэффициенты звеньев модели, зависящие от их масс-инерционных характеристик;  $Y_i$  – обобщенные силы, связанные с весами звеньев,  $M_1$  – момент силы трения о перекладину.

Используя символ Кронекера ( $\delta_{ij}$ ), можно представить коэффициенты  $A_{ij}$  для  $N$ -звенной биомеханической системы в виде [2-4]:

$$A_{ij} = \delta_{ij} (J_i + m_i S_i^2) + m_j L_i S_j (1 - \delta_{ij}) + \sum_{k=j+1}^N m_k L_i L_j, j > i,$$

при этом, если  $i > j$ , то  $A_{ij} = A_{ji}$ ;  $i, j = \overline{1, N}$ . (2)

Символ Кронекера равен

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{если } i = j, \\ 0, & \text{если } i \neq j. \end{cases}$$

Здесь  $i, j$  – буквенные индексы, соответствующие цифровым индексам коэффициентов  $A_{ij}$ .

В компактной записи уравнения для определения обобщенных сил ( $Y_i$ ) запишутся в виде

$$Y_i = \sum_{k=i+1}^n P_k L_k + P_i S_i. \quad (3)$$

Здесь  $P_i$  – вес  $i$ -го звена. Остальные обозначения в уравнениях (1-3) расшифровываются ниже.

3. Начальные условия движения биомеханической системы по обобщенным координатам ( $\varphi_i$ ), обобщенным скоростям ( $\dot{\varphi}_i$ ) и обобщенным ускорениям ( $\ddot{\varphi}_i$ ) имели вид:

$$\begin{aligned} \varphi_1 = 270^0, \quad \varphi_2 = 270^0, \quad \varphi_3 = 270^0; \\ \dot{\varphi}_1 = 6 \text{ рад/с}, \quad \dot{\varphi}_2 = 6 \text{ рад/с}, \quad \dot{\varphi}_3 = 6 \text{ рад/с}; \\ \ddot{\varphi}_2 - \ddot{\varphi}_1 = 0 \text{ рад/с}^2, \quad \ddot{\varphi}_3 - \ddot{\varphi}_2 = 0 \text{ рад/с}^2. \end{aligned} \quad (4)$$

4. На правом конце траектории движения на фазовые координаты системы были наложены ограничения вида

$$\begin{aligned} \varphi_2 - \varphi_1 = 0^0, \quad \varphi_3 - \varphi_2 = 0^0, \\ \dot{\varphi}_2 - \dot{\varphi}_1 = 0 \text{ рад/с}, \quad \dot{\varphi}_3 - \dot{\varphi}_2 = 0 \text{ рад/с}, \\ \ddot{\varphi}_2 - \ddot{\varphi}_1 = 0 \text{ рад/с}^2, \quad \ddot{\varphi}_3 - \ddot{\varphi}_2 = 0 \text{ рад/с}^2. \end{aligned} \quad (5)$$

Ограничения, наложенные на кинематические характеристики биомеханической системы в конечный момент времени (5), требовали для данной временной точки движения расположения звеньев модели на одной прямой, одной и той же угловой скорости звеньев и одинаковых значений углового ускорения для любого звена.

5. Программное управление, в виде разности обобщенных координат ( $\varphi_2 - \varphi_1$ ;  $\varphi_3 - \varphi_2$ ) в уравнении (1), задавалось одно и то же для первого, второго и третьего вариантов изменения масс-инерционных характеристик и имело вид, приведенный в табл. 2. Назовем одно и то же программное управление, используемое при синтезе движений для первого, второго и третьего вариантов изменения масс-инерционных характеристик (табл. 1), – неизменным программным управлением.

6. Ограничения на динамические ресурсы ( $M_2, M_3$ ) моделируемой системы не задавались, а момент силы трения опоры ( $M_1$ ) полагался равным нулю на всей траектории движения для всех вариантов задач моделирования.

Таблица 2

**Программное управление кинематического уровня**

Время (с)	1-е управление		2-е управление		Время (с)	1-е управление		2-е управление	
	$\varphi_2 - \varphi_1$ (градусы)	$\varphi_3 - \varphi_2$ (градусы)	$\varphi_3 - \varphi_2$ (градусы)	$\varphi_2 - \varphi_1$ (градусы)		$\varphi_2 - \varphi_1$ (градусы)	$\varphi_3 - \varphi_2$ (градусы)		
0,00	0,0	0,0			0,36	44,47	54,41		
0,06	12,82	13,03			0,42	46,52	46,84		
0,12	25,72	33,10			0,48	43,11	32,07		
0,18	35,94	45,61			0,54	31,21	1,59		
0,24	41,27	53,37			0,60	0,0	0,0		
0,30	43,34	56,08							

Таблица 3

**Биомеханические характеристики движения трехзвенной системы стержней с различными масс-инерционными характеристиками звеньев модели и константным программным управлением**

Время (с)	Обобщенные координаты (градусы)			Вариант 1		Вариант 2		Вариант 3	
	Звено 1	Звено 2	Звено 3	$M_2$ (Н·м)	$M_3$ (Н·м)	$M_2$ (Н·м)	$M_3$ (Н·м)	$M_2$ (Н·м)	$M_3$ (Н·м)
0,00	270,0	270,0	270,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
0,06	290,5	303,3	316,3	592,6	409,2	296,3	204,6	888,9	613,9
0,12	311,8	337,5	370,6	930,5	667,3	465,3	333,6	1395,8	1000,9
0,18	337,8	373,7	419,3	1291,3	868,5	645,7	434,3	1937,0	1302,8
0,24	368,7	410,0	463,4	1511,8	947,1	755,9	473,6	2267,6	1420,6
0,30	402,7	446,0	502,1	1685,9	1010,6	843,0	505,3	2528,9	1516,0
0,36	437,6	483,0	536,5	1844,3	1053,7	922,1	526,8	2766,4	1580,5
0,42	473,0	519,5	566,3	1677,8	863,9	838,9	431,9	2516,7	1295,9
0,48	510,8	553,9	586,0	1306,8	494,0	653,4	427,0	1960,2	741,0
0,54	552,4	583,6	585,2	1091,5	350,1	545,8	175,0	1637,3	525,1
0,60	597,1	597,1	597,1	21,8	10,8	10,9	5,4	32,7	10,2

Примечание:  $M_2$  – моменты мышечных сил в плечевых суставах;  
 $M_3$  – моменты мышечных сил в тазобедренных суставах.

## Результаты и обсуждение исследований

Результаты вычислительных экспериментов получены численным интегрированием уравнения движения моделируемой трехзвенной системы однородных стержней (1) методом Рунге-Кутта с заданными начальными условиями движения (4), ограничениями на пространственно-временные характеристики движения в конечный момент времени (5) и программным управлением, заданным на всем временном интервале движения для каждого шага интегрирования (табл. 2). Шаг интегрирования составлял 0,06 с. Результаты моделирования по обобщенным координатам и моментам сил в шарнирах, реализующих заданное программное управление, приведены для всех моделируемых вариантов движения в таблице 3.

Результаты вычислительных экспериментов показывают, что при одних и тех же начальных условиях движения, неизменном программном управлении все кинематические характеристики различных вариантов моделируемых движений совпадают. В то же время, для реализации заданного программного управления требуются различные силовые ресурсы, вырабатываемые биосистемой. Так, в частности, при увеличении масс-инерционных характеристик звеньев моделируемой системы в 3 раза (варианты 1, 3) значения управляющих моментов сил в шарнирах, реализующих заданное программное управление, значительно увеличиваются, практически в 3 раза (табл. 3).

Интересным фактом является проявление существенно больших по величине моментов сил в проксимальном шарнире модели по отношению к дистальному шарниру, что соответствует ранее выявленной закономерности изменения управляющих сил при движении с сохранением динамической осанки (выпрямленным телом) [4].

Для выяснения вопроса о закономерностях движений биомеханических систем с переменной конфигурацией и неизменным программным управлением была проведена серия дополнительных вычислительных экспериментов. Постановка этих вопросов связана с различием в масс-инерционных характеристиках сегментов и звеньев тела спортсмена в отличие от одинаковых значений масс-инерционных характеристик в трехзвенной стержневой модели. Логика программы проведения вычислительных экспериментов заключалась в следующем:

1. Во всех синтезируемых вариантах движений задавалось *одно и то же* программное управление на кинематическом уровне (табл. 2).
2. В соответствии с уравнениями (4) движение начиналось из вертикального положения под опорой с начальной угловой скоростью 6 рад/с. Длительность движения составляла 0,6 с, шаг интегрирования – 0,06 с. Конфигурация биосистемы в конечный момент времени определялась уравнениями (5).
3. Масса и центральный момент инерции звеньев модели варьировались в диапазоне  $\pm 40\%$  от исходного уровня масс-инерционных характеристик, за которые приняты значения «среднестатистического» гимнаста (табл. 4). Предусматривалось моделирование девяти вариантов движений.

В правой части таблицы 5 представлены вычисленные обобщенные координаты «среднестатистического» гимнаста для всех девяти моделируемых вариантов движений, синтезированных при одном и том же программном управлении (левая часть таблицы).

Таблица 4

**Показатели масс-инерционных характеристик звеньев тела  
среднестатистического гимнаста**

№ звена	Длина звена (м)	Положение центра масс звена (м)	Масса звена (кг)	Центральный момент инерции (кг·м <sup>2</sup> )
1	$L_1 = 0,64$	$S_1 = 0,325$	$m_1 = 7,90$	$J_1 = 0,243$
2	$L_2 = 0,48$	$S_2 = 0,13$	$m_2 = 32,08$	$J_2 = 0,587$
3	$L_3 = 0,87$	$S_3 = 0,386$	$m_3 = 23,83$	$J_3 = 1,234$

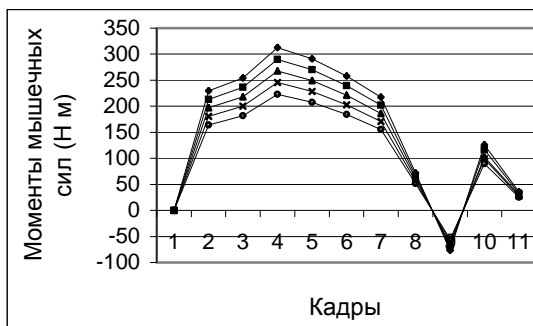
Таблица 5

**Синтезированные движения «среднестатистического» гимнаста  
при варьировании масс-инерционных характеристик звеньев модели с их постоянными антропометрическими длинами от 0,6 до 1,4 относительно исходных размеров**

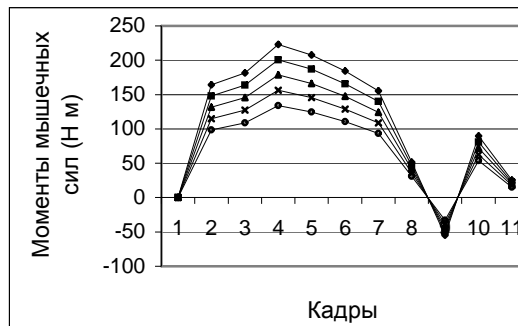
№ п/п (кадр)	Время (с)	Управление (градусы)		Обобщенные координаты (градусы)		
		1	2	1-е звено	2-е звено	3-е звено
0	0,00	0,00	0,00	270,0	270,0	270,0
1	0,06	6,41	6,51	290,4	296,8	303,3
2	0,12	12,86	16,55	310,3	323,2	339,7
3	0,18	17,97	22,80	330,8	348,8	371,6
4	0,24	20,63	26,68	352,0	372,6	399,3
5	0,30	21,67	28,04	373,0	394,7	422,7
6	0,36	22,23	27,20	393,1	415,4	442,7
7	0,42	23,26	23,42	412,5	435,8	459,2
8	0,48	21,55	16,03	432,8	454,3	470,4
9	0,54	15,65	0,80	455,5	471,1	471,9
10	0,60	0,00	0,00	479,9	479,9	479,9

Результаты вычислительных экспериментов показывают, что независимо от пропорционального изменения масс-инерционных характеристик спортсмена при одних и тех же начальных условиях движения, при одном и том же программном управлении все точки звеньев тела спортсмена движутся по одним и тем же траекториям с достижением одного и того же конечного положения.

В то же время анализ изменения управляющих моментов мышечных сил, обеспечивающих формируемую кинематическую структуру сгибательно-разгибательных движений в суставах спортсмена с различными масс-инерционными характеристиками биосистемы, показывает, что они неодинаковы (рис. 1, 2).

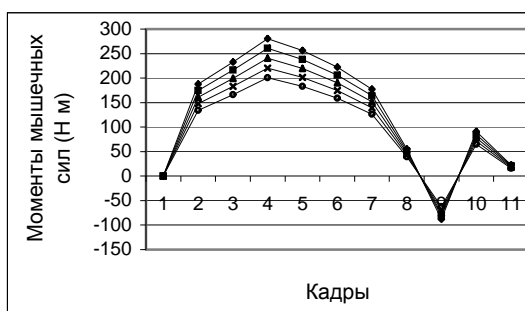


а

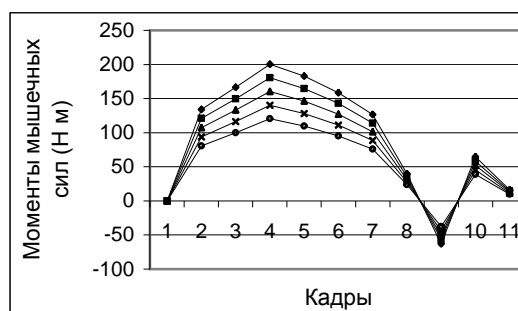


б

Рис. 1. Изменение величины управляющих моментов мышечных сил в плечевых суставах при увеличении веса (а) и уменьшении веса (б) относительно исходного уровня на 10%, 20%, 30%, 40%. График исходного уровня: рис. а – нижняя линия (кадры 3 – 7), рис. б – верхняя линия (кадры 3 – 7)



а



б

Рис. 2. Изменение величины управляющих моментов мышечных сил в тазобедренных суставах при увеличении веса (а) и уменьшении веса (б) относительно исходного уровня веса на 10%, 20%, 30%, 40%. График исходного уровня: рис. а – нижняя линия (кадры 3 – 7), рис. б – верхняя линия (кадры 3 – 7)

Закономерностью является тот факт, что с увеличением масс-инерционных характеристик звеньев моделируемой системы формируемая кинематика сгибательно-разгибательных движений в суставах спортсмена обеспечивается более высокими величинами управляющих моментов мышечных сил. Аналогичная, но противоположная закономерность наблюдается при уменьшении масс-инерционных характеристик биосистемы.

Таким образом, если у гимнаста сформировалась стабилизированная по кинематическому закону изменения суставных углов программа управления движением, то независимо от изменения его веса в состоянии спортивной формы (похудение, прибавка в весе) это не будет отрицательным образом влиять на техническую сторону выполнения двигательной задачи движения. Отсюда следует, что, например, прибавка в весе, *при резерве силовых возможностей спортсмена*, не будет отрицательно влиять на эффективное решение двигательной задачи при выполнении двигательного действия на кинематическом уровне программного управления движением. Хотя на практике объективно и отмечается ухудшение качества выполнения движения после длительного перерыва в тренировочных занятиях, потери спортивной формы и т.д., этот факт, возможно, объясняется причиной уменьшения его силовых ресурсов. В связи с этим после относительно длительного перерыва спортсменам необходимо, в первую очередь, восстановить свой силовой потенциал. В противном случае, для обеспечения необходимого программного управления движением (навык) исполнителю будет недостаточно требуемых силовых запросов. Возникает так называемая динамическая недостаточность биомеханической системы.

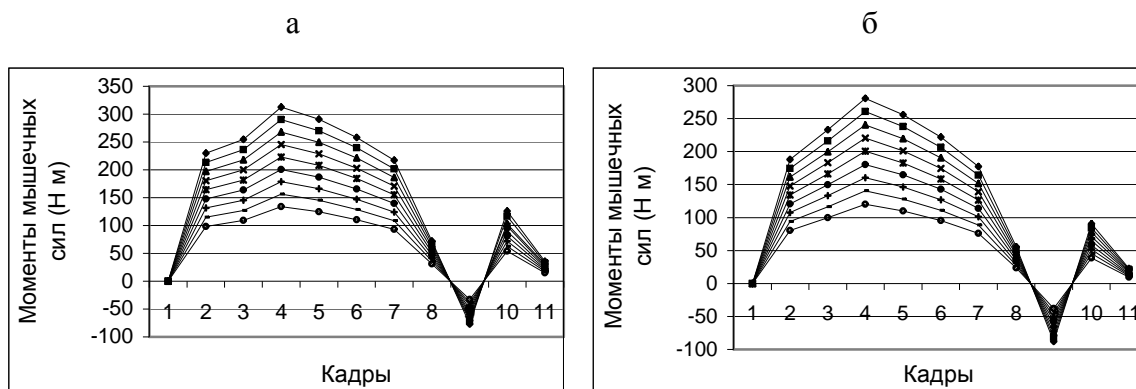


Рис. 3. Временно-силовая (ритмовая) структура управляющих моментов сил в проксимальном (а) и дистальном (б) шарнирах модели с неизменным программным управлением и варьируемыми масс-инерционными характеристиками звеньев биомеханической системы

При достаточном уровне силового потенциала гимнаста движение со стабилизированной кинематической структурой управления успешно реализует двигательную задачу независимо от увеличения веса спортсмена.

При достаточном уровне силового потенциала похудение гимнаста, с целью уменьшения его веса, не является вынужденной необходимостью для улучшения техники соревновательных упражнений, так как в этом случае целенаправленное движение также будет осуществляться по сложившемуся стереотипу программного управления движением.

Интересным моментом движения со стабилизированной структурой программного управления является факт идентичности структуры управляющих функций (моменты мышечных сил) при различных масс-инерционных характеристиках (рис. 3). Как видно из рисунка, выход на максимум силовых ресурсов системы осуществляется за одно и то же время (кадр 4), независимо от параметров масс-инерционных характеристик. Дальнейшее продвижение по максимуму силовых ресурсов системы происходит также в течение одного и того же времени (кадры 4 – 6), за которым следует уменьшение величины реализуемых усилий с достижением нулевых значений в одно и то же время (кадр 8). Динамика изменения управляющих моментов сил в диапазоне минусовых значений также однотипна для различных вариантов моделируемого движения.

Таким образом, так как любые изменения масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена при стабилизированном программном управлении на кинематическом уровне не оказывают влияния на изменение кинематических характеристик биомеханической системы, то можно предположить, что возможные изменения в кинематической структуре упражнения могут быть результатом изменения *антропометрических* показателей спортсмена. С целью подтверждения или опровержения данной гипотезы авторы провели дополнительную серию экспериментов, в которой варьировались длины звеньев и координаты центра масс звеньев модели без изменения их массы и центрального момента инерции.

Моделировалась вторая половина большого оборота назад на перекладине без выполнения сгибательно-разгибательных движений в суставах. Выбор подобного программного управления обусловлен тем, что он позволяет исключить из числа варьируемых факторов синтеза движения влияние фактора изменения конфигурации биосистемы на биомеханику моделируемых вариантов двигательных действий.



Таблица 6

**Антропометрические данные звеньев модели, используемые в различных вариантах моделирования**

Вариант моделирования	1-е звено (м)	2-е звено (м)	3-е звено (м)
1	$L_1 = 0,640$ $S_1 = 0,325$	$L_2 = 0,480$ $S_2 = 0,130$	$L_3 = 0,870$ $S_3 = 0,386$
2	$L_1 = 0,540$ $S_1 = 0,274$	$L_2 = 0,380$ $S_2 = 0,103$	$L_3 = 0,770$ $S_3 = 0,331$
3	$L_1 = 0,740$ $S_1 = 0,376$	$L_2 = 0,580$ $S_2 = 0,157$	$L_3 = 0,970$ $S_3 = 0,430$

В качестве исходных данных антропометрических длин звеньев модели принимались численные значения длин звеньев тела «среднестатистического» гимнаста (табл. 4). Все масс-инерционные характеристики звеньев модели, кроме  $L_i$  и  $S_i$ , были постоянными в различных вариантах моделируемого движения. Численные значения  $L_i$  и  $S_i$  в различных вариантах моделируемых движений изменялись согласно данным табл. 6.

Движение начиналось из вертикального положения под опорой с начальной скоростью 6 рад/с. Длительность движения составляла 0,9 с, шаг интегрирования – 0,1 с. В первом варианте моделируемого движения угол поворота общего центра масс модели относительно исходного положения составил 183,2° (рис. 4а).

Во втором синтезированном варианте движения угол поворота общего центра масс модели равен 148,9°, что на 34,3° меньше, чем в первом варианте. Следует отметить, что здесь изменился только один параметр моделирования – уменьшены антропометрические длины звеньев модели (табл. 6). Следовательно, при одних и тех же масс-инерционных характеристиках звеньев биомеханической системы и неизменных программных управлениях, заданных на кинематическом уровне, уменьшение антропометрических показателей звеньев модели приводит к уменьшению угла поворота общего центра масс системы.

В третьем варианте моделирования, когда были увеличены антропометрические длины звеньев модели (табл. 6), угол поворота общего центра масс системы составил

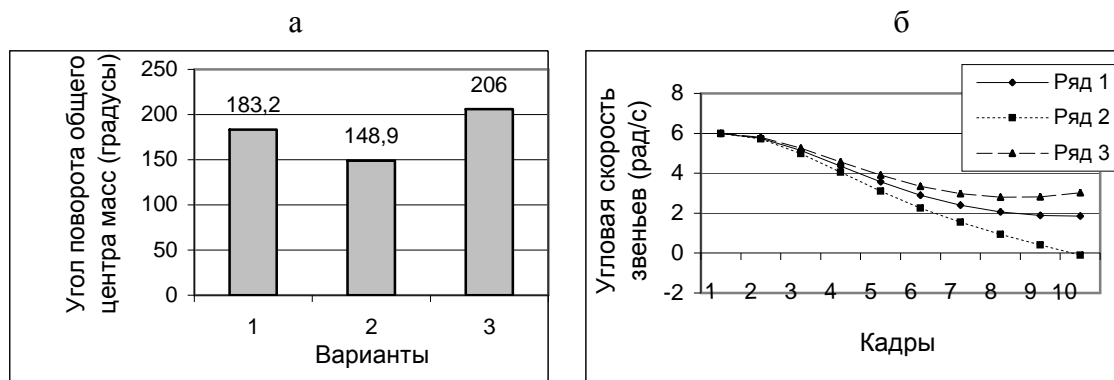


Рис. 4. Угол поворота общего центра масс модели (а) и угловая скорость звеньев системы (б) при различных антропометрических длинах звеньев без изменения их массы и центрального момента инерции: «среднестатистического» гимнаста – вариант 1 и ряд 1; «уменьшенного» на 10% – вариант 2 и ряд 2; «увеличенного» на 10% – вариант 3 и ряд 3

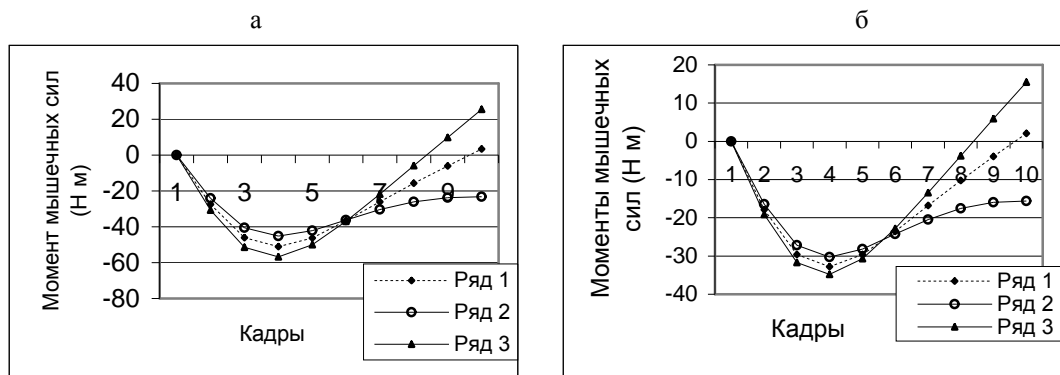


Рис. 5. Моменты сил в плечевых (а) и тазобедренных (б) суставах: «среднестатистического» гимнаста (ряд 1); «уменьшенного» на 10% (ряд 2); «увеличенного» на 10% (ряд 3)

206,0° (рис. 4а). Следовательно, увеличение длины звеньев модели без изменения их массы и центрального момента инерции вызывает увеличение угла поворота общего центра масс системы.

Подтверждением выявленной закономерности является также и изменение угловой скорости звеньев системы (рис. 4б), увеличивающейся одновременно с увеличением длины звеньев модели. Аналогичная закономерность отмечается и в динамике изменения управляющих моментов мышечных сил в суставах спортсмена, когда с уменьшением антропометрической длины звеньев модели уменьшаются и моменты сил, реализующие движение с заданным программным управлением (рис. 5).

Из рисунка 5 следует также, что с увеличением длины звеньев тела увеличиваются и моменты сил, необходимые для реализации заданного программного управления.

Таким образом, как показывают результаты вычислительных экспериментов, между длиной звеньев тела и управляющими моментами мышечных сил в суставах спортсмена существует прямая зависимость: чем больше длина звеньев тела, тем большие мышечные моменты необходимо развивать спортсмену для сохранения динамической осанки во вращательных движениях.

## Выводы

1. При одном и том же программном управлении, одинаковых начальных условиях движения, одних и тех же антропометрических показателях длин звеньев тела спортсменов пропорциональное изменение масс-инерционных характеристик по массе и центральному моменту инерции звеньев тела не оказывает влияния на изменение кинематических характеристик биомеханической системы. При варьировании масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена временно-силовая структура управляющих моментов мышечных сил типична как в проксимальном, так и в дистальном суставе. Одновременно при увеличении масс-инерционных характеристик звеньев моделируемой системы увеличиваются значения управляющих моментов мышечных сил в суставах, реализующих заданное программное управление.
2. Влияние антропометрических показателей (длина) звеньев тела спортсмена на биомеханику больших оборотов на перекладине заключается в том, что в движениях с постоянными масс-инерционными характеристиками звеньев и уменьшением их длины угол поворота общего центра масс тела уменьшается с

одновременным уменьшением развиваемых моментов мышечных сил в суставах. И наоборот: с увеличением длины звеньев угол поворота общего центра масс тела увеличивается с одновременным увеличением развиваемых моментов мышечных сил в суставах.

3. Влияние уровня силового потенциала спортсмена на построение техники движения заключается в следующем:
  - с увеличением силовых ресурсов гимнастов угол поворота общего центра масс тела к конечному моменту времени движения увеличивается;
  - при одном и том же силовом потенциале спортсмена с уменьшением массы тела увеличивается угол поворота общего центра масс биомеханической системы и угловая скорость звеньев;
  - независимо от величины масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена закономерность структурных изменений величины и динамики управляющих моментов мышечных сил в суставах типична.

### Список литературы

1. *Фаворин, М.В.* Моменты инерции тел. справочник / М.В. Фаворин; под. ред. К.М. Гернета. – Изд. 2-е, перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1977. – 511 с.
2. *Загrevский, В.И.* Программирование обучающей деятельности спортсменов на основе имитационного моделирования движений человека на ЭВМ: автореф. дисс...д-ра пед. наук. / В.И. Загrevский – М., 1994. – 48 с.
3. *Загrevский, В.И.* Построение оптимальной техники спортивных упражнений в вычислительном эксперименте на ПЭВМ / В.И. Загrevский, Д.А. Лавшук, О.И. Загrevский. – Могилев: МГУ им. А.А. Кулешова, 2000. – 190с.
4. *Загrevский, В.И.* Влияние изменения масс-инерционных характеристик моделируемой биосистемы на биомеханические показатели большого оборота назад на перекладине / В.И. Загrevский, О.И. Загrevский // Российский журнал биомеханики. – 2005. – Том. 9, №1. – с. 96-108.

## MOVEMENT OF A BIOMECHANICAL SYSTEM WITH VARIABLE CONFIGURATION AND INVARIABLE PROGRAMMED CONTROL AS RELATED TO VARIATION IN ITS MASS-INERTIONAL CHARACTERISTICS

**O.I. Zagrevsky (Tomsk, Russia), V.I. Zagrevsky (Mogilyov, Belarus)**

The objective of the present investigation is the establishment of regularities exhibited by the movement of a biomechanical system (sportsman's locomotor system) as related to variations in its mass-inertial characteristics, anthropometric parameters and configuration. Using a biomechanical system having variable configuration and invariable programmed control, a mathematical modeling has been made for the sportsman's body movements during his performance of a large back circle. On the base of the results obtained, certain regularities have been established for the movement of the modelled biomechanical system as related to the variation in its mass-inertial characteristics. So far no evidence of this kind has been reported in the literature. Earlier such research was conducted for a biomechanical system with an invariable configuration.

**Key words:** movement trajectory, mass-inertial characteristics, biomechanical system, programmed control, modeling, control moments of muscle forces.

О.И. Загrevский, В.И. Загrevский. Движение биомеханической системы с переменной конфигурацией и с неизменным программным управлением в связи с изменением масс-инерционных характеристик.

---

*Получено 15 ноября 2004*