

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ ВРАЩАТЕЛЬНОГО ДВИЖЕНИЯ МОДЕЛИ ТЕЛА СПОРТСМЕНА В СВЯЗИ С ИЗМЕНЕНИЕМ УРОВНЯ ЕЁ СИЛОВОГО ПОТЕНЦИАЛА И МАСС-ИНЕРЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК

Цель исследования заключалась в выявлении биомеханических закономерностей движения трехзвенной модели опорно-двигательного аппарата тела спортсмена в связи с изменением уровня её силового потенциала и масс-инерционных характеристик. На ЭВМ моделировалось движение большого оборота назад на перекладине с переменными управляющими моментами мышечных сил и постоянными масс-инерционными характеристиками, а также с постоянными управляющими моментами мышечных сил и переменными масс-инерционными характеристиками модели. Выявлены биомеханические закономерности исследуемого двигательного действия.

Ключевые слова: техника спортивных упражнений; траектория движения; масс-инерционные характеристики; программное управление; управляющие моменты мышечных сил.

Рассмотрим понятие «техника упражнений». Обще-принятого и бесспорного определения этого понятия не существует. В «Толковом словаре спортивных терминов» написано, что техника – это система движений, действий и приёмов спортсмена, наиболее приспособленная для решения основной спортивной задачи с наименьшей затратой сил и энергии в соответствии с его индивидуальными особенностями [1]. По мнению Ю.К. Гавердовского [2], это определение транслирует суждение многих специалистов и чаще всего сводится к следующему: техника – это наилучший способ решения двигательной задачи. И следует согласиться с автором, показывающим уязвимость этого положения по нескольким позициям:

– спортсмен, освоивший упражнение, независимо от уровня его исполнения, всегда использует *определённую* технику. При исполнении одного упражнения разными исполнителями эта техника всегда различна, индивидуальна. Даже спортсмен высокого класса в силу разных причин освоивший упражнение не лучшим образом, тоже имеет *определённую* технику, поскольку она позволяет ему выполнить упражнение. Иначе говоря, любая техника, даже если она плоха и несовершенна, суть техника;

– наилучшая техника всегда связана «с наименьшей затратой сил и энергии». Обусловлено это тем, что не всякое двигательное действие нуждается в рациональности и низкой энергоёмкости техники. Имеются и мощностные двигательные действия, в которых именно проявление максимальных силовых, энергетических ресурсов способствует улучшению спортивного результата. Немощностные действия (энергетически экономные), к примеру, не позволяют улучшить мировой рекорд в плавании на 50 м или в беге на 100 м, в метании молота или прыжке в длину (высоту).

Учитывая сказанное, автор приводит достаточно простое определение техники спортивных упражнений, взятой как объект изучения, а именно: «техника спортивного упражнения суть биомеханически обусловленный способ индивидуального решения двигательной задачи» [2. С. 95]. Именно это определение и взято нами за основу.

А теперь коснемся ряда аспектов термином «техника» в контексте понимания закономерностей обучения с учётом педагогических, биомеханических и физиологических позиций.

Представление о технике двигательного действия должно основываться на объективной действительности с учетом научных основ построения спортивного упражнения. Техника гимнастических и других спортивных упражнений целиком и полностью базируется на физических и физиологических закономерностях, причем *физические законы* как объективная реальность непреложны и однозначны. Физиологические законы менее строги, носят вероятностный характер.

В связи с этим следует знать и помнить, что в основе работы над упражнением лежит изменение физического состояния тела спортсмена, в научном смысле – обычного *материального* тела, обладающего массой, инертностью, свойствами динамического взаимодействия с внешней средой и поэтому полностью подчиняющегося *всем без исключения* законам механики [2]. Поэтому знание научных основ техники спортивных упражнений, основанной на законах механики, имеет огромное значение.

Имеются многочисленные случаи ошибочных мнений и объяснений техники гимнастических упражнений, которые не только тормозят процесс обучения, но и довольно часто заводят учебно-тренировочный процесс в тупик. Распространённый пример ошибки такого рода приведём из практики обучения упражнению «соскок сальто назад с поворотом на 360° с верхней жерди на разновысоких брусьях». Очень часто при выполнении этого упражнения гимнастка перед приземлением «складывает» в тазобедренных суставах, и она приземляется с опорой на руки и ноги. И чтобы избежать этого тренер «подсказывает»: «подними плечи, плечи подними». При этом как-то «забывается», за счет чего поднимет плечи гимнастка, ведь она находится в безопорном состоянии. Отметим, что такая форма движения («плечами от ног» и пр.) невозможна, так как предопределяется начальным вращением тела, полученным от опоры, и никак иначе. Если гимнастка начнет «поднимать» плечи, т.е. разгибаться в тазобедренных суставах, то изменится момент инерции (в сторону увеличения) и уменьшится скорость вращения тела, тогда спортсменка приземлится не на ноги с опорой руками о место приземления, а упадет плашмя на маты, что ещё хуже, чем приземление на ноги и руки. Таким образом, тренер в данном случае говорит не о причине ошибки, а об её следствии. Ориентация на такую «работу» – напрасная трата сил.

Следовательно, проблема объективного и субъективного в трактовании техники спортивных упражне-

ний, как и понимание закономерностей построения техники движений вообще, очень важна [2]. Это относится к тем видам спорта, в которых освоение новых упражнений, различных по структуре и техническим приемам, – постоянный, часто преобладающий элемент тренировочного процесса. Знание техники и особенностей построения спортивных упражнений резко увеличивает эффективность процесса обучения, сокращает сроки мучительной и бесполезной тренировочной работы.

А теперь зададимся некоторыми вопросами, которые или мало изучены, или не изучены совсем:

– каким образом изменится траектория звеньев тела спортсмена, если силовой потенциал исполнителя увеличится (уменьшится) на 10%, 30% и т.д.?

– каким образом изменится траектория звеньев тела спортсмена, если масса исполнителя увеличится (уменьшится) на 10%, 30% и т.д. при одном силовом потенциале?

Подобные вопросы имеют самое непосредственное отношение к обучению. Попробуем ответить на них с позиций биомеханики, применив метод математического моделирования движений спортсмена на ЭВМ. Этот метод в настоящее время является практически единственным инструментом исследований, позволяющим синтезировать движения человека с заранее заданными свойствами. Однако реализация на практике этого весьма перспективного направления научного поиска сдерживалась до последнего времени рядом факторов, в частности, таких как:

– высочайшая сложность используемого механико-математического аппарата;

– методологическая фрагментарность разработки проблемы построения математических моделей синтеза движений биомеханических систем;

– трудоемкость создания программного продукта для ЭВМ.

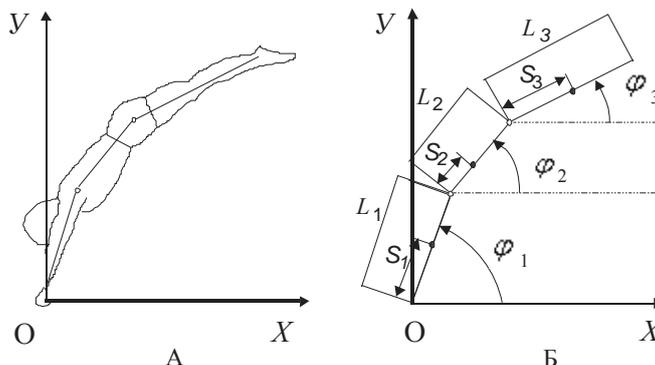


Рис. 1. Кинематическая схема трехзвенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека

Для построения математической модели целенаправленных движений человека с программным управлением в виде изменения суставных углов по времени воспользуемся уравнениями движения биомеханической системы, изложенными в работе [3]. Для i -го уравнения системы имеем

$$\sum_{j=1}^N A_{ij} \ddot{\varphi}_j \cos(\varphi_j - \varphi_i) - \sum_{j=1}^N A_{ij} \dot{\varphi}_j^2 \sin(\varphi_j - \varphi_i) + Y_i \cos \varphi_i = M_i - M_{i-1}. \quad (1)$$

С появлением современных ЭВМ в области биомеханики, механики управляемого тела, оптимального управления и программирования возникла возможность практической реализации идеи имитационного моделирования движений человека.

Решим поставленные задачи на примере вращательного движения на перекладине. Большой оборот назад взят нами в качестве модельного упражнения.

Рассмотрим движение биомеханической системы в одной плоскости, эволюция которой описывается математической моделью с управляющей функцией, заданной в форме числовой последовательности изменения суставных углов по времени.

В соответствии с поставленной задачей построим кинематическую схему трехзвенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека (рис. 1), где руки – первое звено, туловище с головой – второе, ноги – третье звено.

На принятую модель наложены ограничения:

1. Звенья тела человека и гриф перекладины считаются абсолютно твердыми телами.

2. Суставы, посредством которых звенья тела человека соединяются друг с другом, моделируются цилиндрическими шарнирами.

3. Трение в шарнирах отсутствует.

4. Центры масс звеньев модели расположены на прямой, соединяющей их оси вращения в шарнирах (на продольной оси звена).

Введем в кинематическую схему модели обозначения: L_i – длина i -го звена; S_i – расстояние от оси вращения (проксимальный сустав, для первого звена – опора) i -го звена до его центра масс.

Примем следующие идентификаторы для обозначения масс-инерционных характеристик звеньев биосистемы: P_i – вес i -го звена; m_i – масса i -го звена; J_i – центральный момент инерции i -го звена.

Здесь: N – количество звеньев моделируемой системы; i – номер уравнения; A_{ij} – динамические характеристики звеньев тела человека; φ_i – угол наклона i -го звена к оси OX (i -я обобщенная координата биомеханической системы); $\dot{\varphi}_i$ – i -я обобщенная скорость; $\ddot{\varphi}_i$ – i -е обобщенное ускорение; Y_i – i -я обобщенная сила; M_i – управляющие моменты мышечных сил в i -м шарнире модели.

Как видно из системы уравнений (1), в правой части уравнений находятся силовые функции, выраженные в виде моментов мышечных сил. В математической форме учет управляющих воздействий мышечных сил в

суставах (M_i) записываются для i -го уравнения системы (1) в виде алгебраической суммы слагаемых $M_i - M_{i+1}$ [3–5], где

$$M_{i+1} \neq 0, \text{ если } i < N \text{ и } M_{i+1} = 0, \text{ если } i = N. \quad (2)$$

Программа исследований состояла из следующих алгоритмов и условий.

1. Синтез движений спортсмена в серии вычислительных экспериментов на ЭВМ осуществлялся по методике, представленной в работе В.И. Загrevского и О.И. Загrevского [4].

2. В качестве исходных данных масс-инерционных характеристик (МИХ) моделируемой биомеханической системы были взяты данные «среднестатистического» гимнаста, которые в технической системе мер измерения имели следующие значения:

- масса первого звена $0,79 \text{ кг} \cdot \text{с}^2/\text{м}$;
- масса второго звена $3,208 \text{ кг} \cdot \text{с}^2/\text{м}$;
- масса третьего звена $2,383 \text{ кг} \cdot \text{с}^2/\text{м}$;
- центральный момент инерции первого звена $0,0243 \text{ кг} \cdot \text{м} \cdot \text{с}^2$;
- центральный момент инерции второго звена $0,0587 \text{ кг} \cdot \text{м} \cdot \text{с}^2$;
- центральный момент инерции третьего звена $0,1234 \text{ кг} \cdot \text{м} \cdot \text{с}^2$.

3. Моделировалось движение трехзвенной модели опорно-двигательного аппарата тела человека, совершающей вращательное движение в условиях опоры.

4. На различные варианты движений накладывались следующие ограничения:

- в начальный момент времени звенья модели расположены на одной прямой;
- в начальный момент времени обобщенные координаты звеньев исследуемой модели равны 270° – движение начинается из-под вертикали внизу относительно опоры;
- начальная скорость движения для всех звеньев моделируемой биосистемы задавалась равной $6,0 \text{ рад/с}$;
- продолжительность движения по времени составляла $0,9 \text{ с}$, шаг интегрирования системы дифференци-

альных уравнений, описывающих эволюцию биомеханической системы, $0,1 \text{ с}$;

– сгибательно-разгибательные движения в шарнирах модели отсутствовали на всей траектории биосистемы, что обусловило задание программного управления на кинематическом уровне.

5. Вариации МИХ звеньев тела спортсмена заключались в их увеличении и уменьшении с шагом 10% относительно исходного уровня до предельного изменения в диапазоне от +40 до –40%.

Для решения задачи о выявлении влияния изменения уровня силового потенциала спортсмена на биомеханику движения программа вычислительных экспериментов должна предусматривать следующую схему:

1. Начальные условия движения для всех вариантов синтезируемых упражнений однотипны.

2. В каждом варианте моделируемого движения вариациям подвергались только величины управляющих моментов мышечных сил с начальным уровнем $8,0 \text{ кгМ}$ на каждый плечевой и тазобедренный сустав. Выход за границу заданной динамической достаточности являлся сигналом для ЭВМ о необходимости подбора нового оптимального управления, удовлетворяющего требуемым ограничениям на силовые ресурсы исполнителя.

3. В каждом из вариантов моделируемого движения увеличение силового потенциала моделируемой биомеханической системы реализовывалось на 20% относительно исходного уровня. Абсолютное значение прироста силового ресурса в этом случае составляло $1,6 \text{ кгМ}$. Таким образом, управляющие моменты мышечных сил изменяли свои значения в каждом из вариантов вычислительного эксперимента по следующей схеме (таблица).

4. В качестве функционала, характеризующего качество выполнения моделируемого упражнения, рассматривалась линейная скорость общего центра масс (ОЦМ) биомеханической системы. Косвенным показателем техники моделируемого упражнения являлся угол поворота ОЦМ гимнаста.

Изменение величины управляющих моментов мышечных сил в различных вариантах вычислительного эксперимента

1-й вариант	2-й вариант	3-й вариант	4-й вариант	5-й вариант	6-й вариант
8,0 кгМ (0%)	9,6 кгМ (20%)	11,2 кгМ (40%)	12,8 кгМ (60%)	14,4 кгМ (80%)	16,0 кгМ (100%)

Количественный биомеханический анализ синтезированных вариантов моделируемого движения показывает, что с увеличением силовых ресурсов гимнаста

линейная скорость ОЦМ биомеханической системы возрастает, о чем наглядно свидетельствуют данные, представленные на рис. 2.

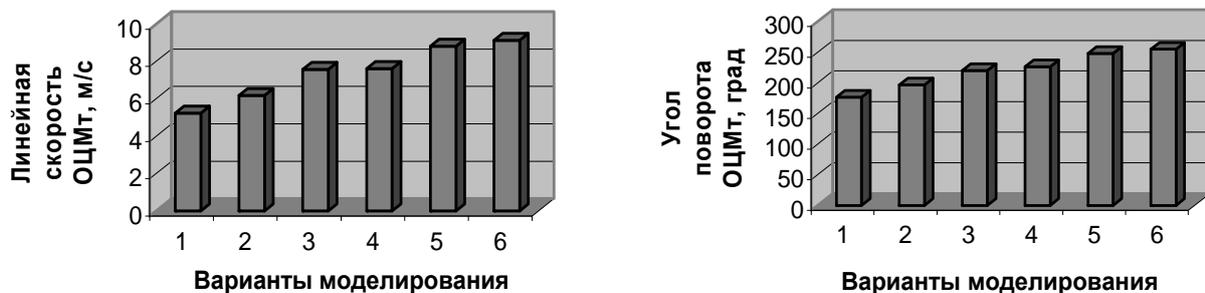


Рис. 2. Угловая скорость и угол поворота ОЦМт в различных вариантах моделирования

Так, например, в конечный момент времени моделируемого движения для варианта 1 (см. таблицу), когда диапазон изменения управляющих моментов мышечных сил в плечевых и тазобедренных суставах равен $\pm 8,0$ кГм, линейная скорость ОЦМ гимнаста составляет 6,2 м/с. В варианте 6, когда диапазон изменения управляющих моментов мышечных сил равен ± 16 кГм (увеличены в 2 раза относительно исходного уровня), линейная скорость ОЦМт составляет 9,1 м/с. Промежуточные значения угловой скорости ОЦМ относятся к остальным вариантам движений. Таким образом, чем больше силовой потенциал спортсмена, тем большую скорость может приобрести гимнаст в завершающей фазе моделируемого упражнения.

Подтверждением выявленной закономерности является и факт увеличения угла поворота ОЦМ модели к конечному моменту времени движения. Так, например, для первого варианта движения угол поворота ОЦМ равен $176,6^\circ$, в то же время для варианта 6 он составляет $254,6^\circ$. Увеличение существенно и объясняется влиянием только одного варьируемого фактора в моделируемых движениях – увеличением уровня силовых характеристик гимнаста.

На втором этапе исследования проблемы влияния изменения МИХ звеньев тела спортсмена на формирование траектории биомеханической системы была построена следующая программа вычислительных экспериментов.

В качестве опорной траектории была принята синтезированная в вычислительном эксперименте оптимальная траектория биомеханической системы с масс-инерционными характеристиками «среднестатистического» спортсмена. Синтезируемое движение – вторая половина большого оборота назад на перекладине. На движение накладывались следующие ограничения:

1. Начальные условия движения включали в себя обобщенные координаты моделируемой трехзвенной биомеханической системы, равные для всех звеньев 270° , и обобщенные скорости, составлявшие для всех звеньев 6,0 рад/с. Начальные условия движения были неизменны для всех вариантов синтезируемых траекторий.

2. Ограничения на управляющие функции включали в себя коридор управляющих моментов мышечных сил в диапазоне изменения от +30 до -30 кГм для всех вариантов синтезируемых траекторий.

3. Ограничения на кинематику сгибательных движений в суставах по верхней грани не накладывались, что означало возможность выполнения сгибательных движений до анатомически возможного. По нижней же грани кинематика разгибательных движений ограничивалась 0° , что соответствовало выпрямленному положению тела. В результате этого разгибательные движения в суставах спортсмена осуществлялись до положения, при котором звенья тела расположены на одной прямой.

4. Длительность движения во всех случаях составляла 0,6 с, а шаг интегрирования – 0,06 с, что позволяло получать 10 точек траектории моделируемой биосистемы.

5. Ограничения на обобщенные координаты биомеханической системы в конечный момент времени заключались в том, что звенья системы должны располагаться на одной прямой. Это требование выполнялось

введением нулевых значений программного управления на кинематическом уровне в конечный момент времени. Более жесткие условия ограничений на кинематику звеньев системы в конечный момент времени заключались в том, что угловые скорости и ускорения всех звеньев модели были равны между собой. Эта задача решалась методом сплайновой интерполяции по 6 граничным условиям предпоследней и последней точек траектории в процессе интегрирования системы дифференциальных уравнений движения моделируемой биосистемы.

Концептуальной основой серии вычислительных экспериментов являлось положение о неизменности всех факторов модели, кроме МИХ звеньев моделируемой системы, поэтому в качестве варьируемых параметров рассматривались только масс-инерционные характеристики биомеханической системы, а в качестве функционала – линейная скорость ОЦМт в конечный момент времени. Качество сформированной траектории определялось максимумом по $\dot{\phi}$ ОЦМ при $T = 0,6$ с, где $\dot{\phi}$ – угловая скорость ОЦМ модели.

Рабочая гипотеза предполагала возможность трансформации траектории движения при различных значениях МИХ биомеханической системы. Решить поставленную задачу можно лишь при условии движения в режиме оптимального управления, поэтому каждый из вариантов варьирования МИХ предусматривал синтез оптимального управления.

Следуя данной логике построения программы вычислительных экспериментов, первоначально было синтезировано оптимальное управление во второй половине большого оборота назад на перекладине с масс-инерционными характеристиками «среднестатистического» гимнаста. Получены оптимальное управление (рис. 3, 0, B), оптимальная траектория (см. рис. 3, 0, A) и управляющие моменты мышечных сил в суставах (см. рис. 3, 0, B), реализующих сформированное оптимальное управление. На этом же рисунке показаны и биомеханические характеристики синтезированной оптимальной техники исследуемого движения с уменьшением МИХ звеньев модели относительно МИХ «среднестатистического» гимнаста соответственно на 10% (рис. 5, 1); 20% (рис. 3, 2); 30% (рис. 3, 3); 40% (рис. 3, 4).

Наибольший угол поворота ОЦМ системы наблюдается при уменьшении массы до 40% (вариант 4) и составляет $239,1^\circ$. Уменьшение массы тела на 10% (вариант 1) обуславливает поворот ОЦМт системы на $201,2^\circ$, а начальный уровень угла поворота «среднестатистического» гимнаста составлял $193,2^\circ$. Таким образом, отмечается обратная зависимость угла поворота ОЦМ системы от масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена при одном силовом потенциале: чем меньше масса тела гимнаста, тем большая величина угла поворота ОЦМт может быть реализована спортсменом.

Сопоставительный анализ кинетограмм упражнения по обобщенным координатам в конечный момент времени показывает, что с уменьшением массы тела увеличивается угол поворота ОЦМ модели. Количественные показатели угла поворота ОЦМ приведены на рис. 4.

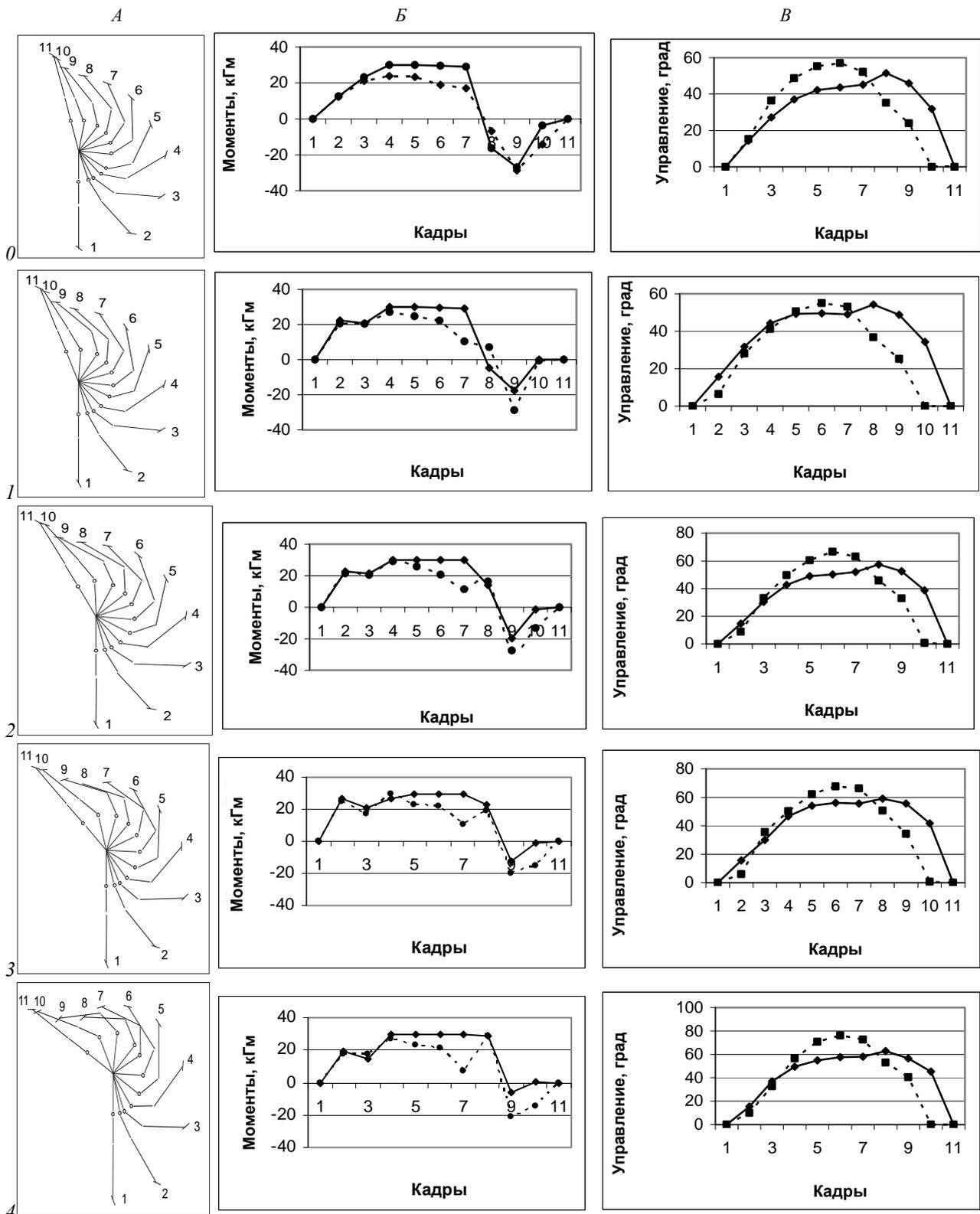


Рис. 3. Биомеханические характеристики оптимальной техники синтезированного движения для 0,9 МИХ (1); 0,8 МИХ (2); 0,7 МИХ (3); 0,6 МИХ (4) «среднестатистического» гимнаста (0) с ограничениями на управляющие моменты мышечных сил в плечевых (—) и тазобедренных (- - -) суставах ± 30 кгМ

Подтверждением этому является и отмечаемое увеличение угловой скорости ОЦМ биомеханической системы в конечный момент времени (рис. 4), связанное с уменьшением масс-инерционных характеристик модели гимнаста.

Так как угловая скорость ОЦМ, по условию моделирования, являлась критерием качества моделируемого процесса, то считалось, что чем больше скорость враще-

ния модели в конечный момент времени, тем более эффективна синтезированная техника исследуемого упражнения и более эффективно построенное в вычислительном эксперименте программное управление. Поэтому для каждого варианта моделирования строилось свое оптимальное управление, обусловленное различием масс-инерционных характеристик модели гимнаста.

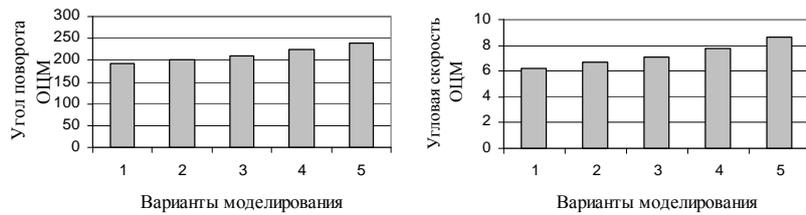


Рис. 4. Угол поворота и угловая скорость ОЦМ системы при уменьшении МИХ звеньев модели до 40%

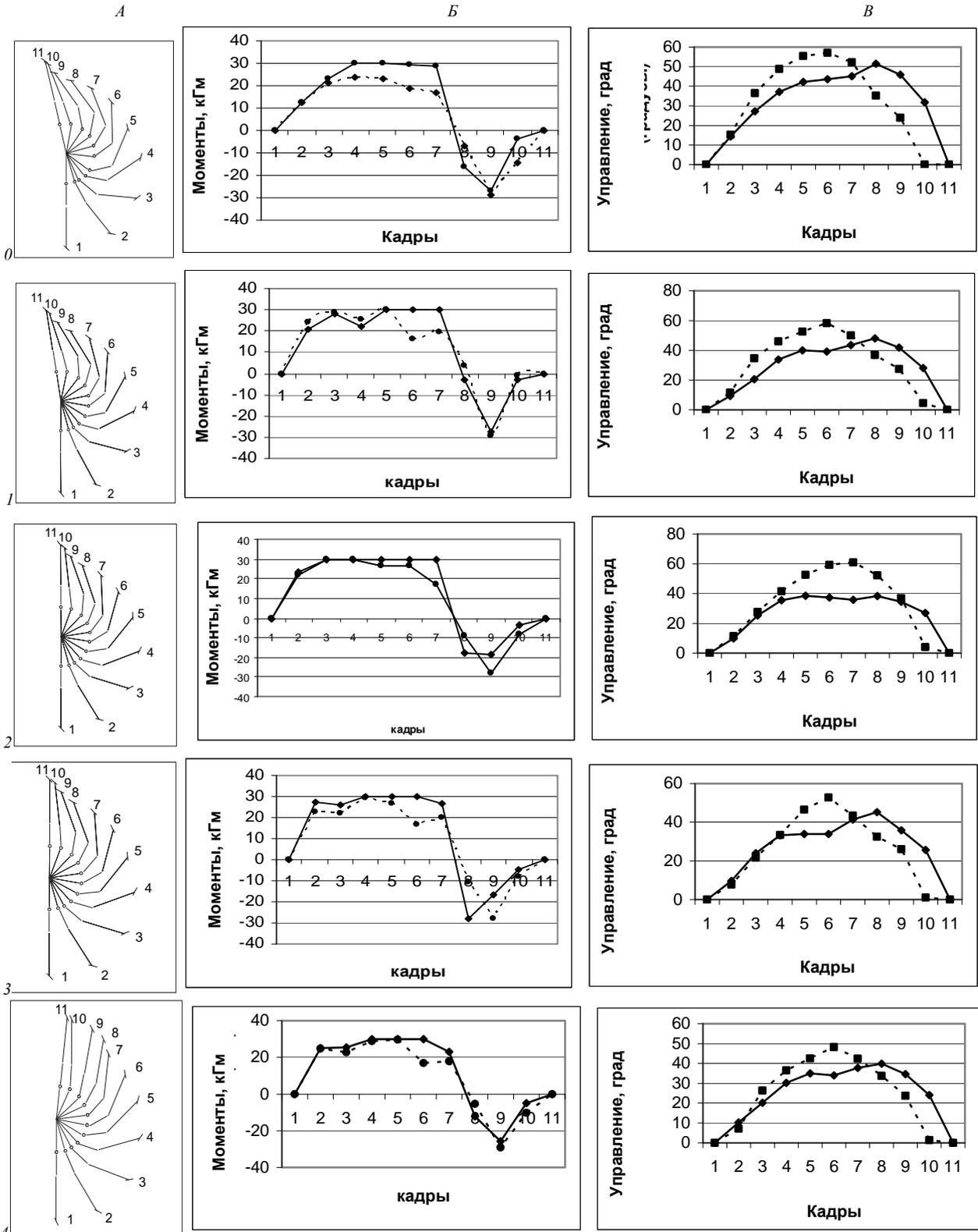


Рис. 5. Биомеханические характеристики оптимальной техники синтезированного движения для 1,1 МИХ (1); 1,2 МИХ (2); 1,3 МИХ (3); 1,4 МИХ (4) от «среднестатистического» гимнаста (0) с ограничениями на управляющие моменты мышечных сил в плечевых и тазобедренных суставах ± 30 кГм

Следовательно, как выявленный факт можно отметить увеличение угловой скорости ОЦМ биомеханической системы в конечный момент времени моделируемого процесса, связанное с уменьшением масс-инерционных характеристик звеньев тела гимнаста.

На рис. 5 показаны биомеханические характеристики синтезированной оптимальной техники исследуемого движения с увеличением МИХ звеньев модели относительно МИХ «среднестатистического» гимнаста соответственно на 10, 20, 30, 40%.

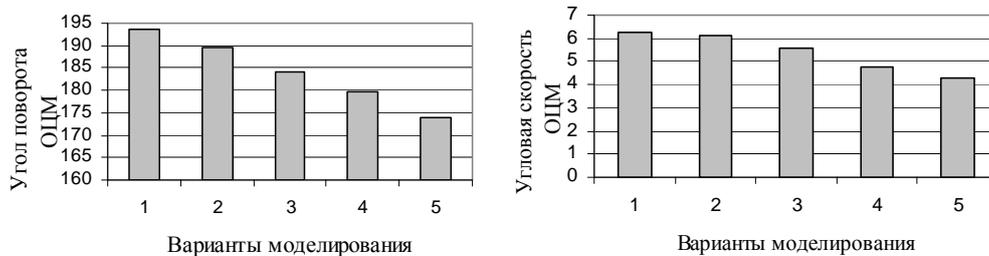


Рис. 6. Угол поворота и угловая скорость ОЦМ системы при увеличении МИХ звеньев модели до 40%

Данная закономерность подтверждает ранее выявленный факт о влиянии различных масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена на формируемую при одних и тех же силовых ресурсах гимнаста траекторию движения биомеханической системы.

На основании вышесказанного можно сделать следующие выводы:

- с увеличением силовых ресурсов гимнастов линейная скорость ОЦМ биомеханической системы возрастает;
- с увеличением силовых ресурсов гимнастов угол поворота ОЦМ к конечному моменту времени движения увеличивается;

С увеличением массы тела гимнаста изменяются траектория гимнаста и биомеханические характеристики, характеризующие кинематическую и динамическую структуры исследуемого движения (рис. 6). Повышение массы тела спортсмена отрицательным образом сказывается на увеличении угловой скорости ОЦМ в конечный момент времени и угла его поворота.

Например, увеличение массы тела спортсмена до 40% от исходного уровня «среднестатистического» гимнаста уменьшает угол поворота ОЦМ модели с 193,2 до 174°, а угловая скорость снижается с 6,25 до 4,3 рад/с (рис. 6).

- при одном и том же силовом потенциале спортсмена с уменьшением массы тела увеличивается угол поворота ОЦМ;

– уменьшение масс-инерционных характеристик при одном и том же силовом потенциале спортсменов приводит к увеличению угловой скорости ОЦМ биомеханической системы в конечный момент времени моделируемого процесса;

- динамика изменения управляющих моментов мышечных сил в плечевых и тазобедренных суставах типична для всех моделируемых вариантов изменения масс-инерционных характеристик звеньев тела спортсмена.

ЛИТЕРАТУРА

1. Толковый словарь спортивных терминов / Сост. Ф.П. Сулов, С.М. Вайцеховский. М.: ФиС, 1993.
2. Гаввердовский Ю.К. Обучение спортивным упражнениям. Биомеханика. Методология. Дидактика. М.: Физкультура и Спорт, 2007. 912 с.
3. Загrevский В.И. Программирование обучающей деятельности спортсменов на основе имитационного моделирования движений человека на ЭВМ: Автореф. дис. ... д-ра пед. наук. М., 1994. 48 с.
4. Загrevский В.И., Загrevский О.И. Влияние изменения масс-инерционных характеристик моделируемой биосистемы на биомеханические параметры большого оборота назад на перекладине // Российский журнал биомеханики. 2005. Т. 9, № 1. С. 96–108.
5. Загrevский О.И. Построение техники гимнастических упражнений на основе математического моделирования на ЭВМ: Дис. ... д-ра пед. наук. Омск, 2000. 349 с.

Статья представлена научной редакцией «Психология и педагогика» 26 декабря 2010 г.