

60X

ТАРТУСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

Р.Я. Торм

**БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ  
ЗАКОНОМЕРНОСТЕЙ ФОРМИРОВАНИЯ  
ТЕХНИКИ ГИМНАСТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ**

**АВТОРЕФЕРАТ**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата педагогических наук

ТАРТУ 1974

Работа выполнена на кафедрах гимнастики и физиологии спорта Тартуского государственного университета.

Научный руководитель: кандидат педагогических наук, доцент А.В.Зинковский.

Научный консультант: кандидат педагогических наук, доцент А.А.Вайн.

Официальные оппоненты:

1. Доктор медицинских наук Р.Цуппинг.

2. Кандидат педагогических наук, доцент Х.Гроос.

Ведущее учреждение: Таллинский Политехнический Институт.

Автореферат разослан "20" ..... 1974 г.

Защита диссертации состоится на заседании Совета медицинского факультета Тартуского государственного университета по присуждению ученых степеней в области физической культуры и спорта "20" ..... 1974 г. в 18.00 часов. (г. Тарту, ул. Оликооли 18, главное здание ТГУ).

С диссертацией можно ознакомиться в Научной библиотеке ТГУ.

Ученый секретарь ТГУ

*И. Маароос*  
(И.Маароос)

Спортивная техника обусловлена структурой движения и уровнем развития физических качеств, которые обеспечивают выполнение двигательной задачи. В связи с этим перед биомеханическим исследованием возникает задача изучить технику со стороны причинно-следственного порядка элементов структуры движения, чтобы выявить наиболее существенные критерии техники упражнения, познать причины возникновения технических ошибок и определить пути их предотвращения.

Успешность изучения двигательной деятельности человека обусловлена анализом динамики ее развития и комплексным методическим подходом к данной проблеме (Л.В.Чхидзе, 1960, 1968; Д.Д.Донской, 1968, 1971; В.М.Зациорский, 1965; Ю.В.Верхожанский, 1968, 1970; В.К.Бальсевич, 1973; А.В.Зинковский, 1973).

В последние годы в спортивной практике получило развитие структурно-программированное построение учебного процесса, которое отражается и в спортивной гимнастике (Л.П.Орлов, 1966; А.М.Дикунюв, 1966, 1968; А.М.Шлемин, 1969, 1971). Но такой подход является перспективным только на основах глубоких знаний о биомеханике и внутренних механизмах управления движениями человеческого тела.

При использовании биомеханических методов часто отсутствует описание используемых алгоритмов и не указывается точность применяемых методов. Особенно важно определить достоверность киноциклографического метода (А.А.Вайн; 1969; Д.Д.Донской, 1971). Увеличение количества биомеханических показателей связано с трудоемкой вычислительной работой. В последние годы появилось несколько работ, в которых электронно-вычислительная техника использована для вычисления биомеханических характеристик (А.А.Вайн, 1969, 1970; А.Кревальд, 1972; С.В.Дмитриев, 1972). При отсутствии полного и объективного представления о технике исполнения снижается эффективность использования средств срочной информации и тренажеров.



Использование ЭВМ при обработке результатов биомеханических характеристик связано с повышением объема информации и с выбором наиболее информативных показателей, что требует дополнительных исследований. Во избежании эмпирических выводов и трактовки сущности движения на основании только графического анализа показателей, необходимо использовать, наряду с логическим рассуждением, методы математической статистики. Изучение структуры движений позволяет понять как используются законы механики при решении двигательной задачи и как формируется механизм управления движением, особое место в котором занимает активность мышц-антагонистов (Р.С.Персон, 1965). Комплексное изучение техники физических упражнений с помощью методов киноциклографии, тензографии, электромиографии и акселерографии позволяет не только уточнить представления о кинематической и динамической структурах движения, но имеет и общебиологический смысл.

Однако, в большинстве ранее проведенных исследований техника гимнастических упражнений изучалась с использованием одной (обычно кинографической) методики. В связи с этим недостаточно освещен процесс формирования двигательного навыка. Среди множества практических рекомендаций до сих пор отсутствуют научно-обоснованные критерии для оценки техники гимнастических упражнений.

Исходя из этого, целью нашей работы явилось исследование закономерностей формирования техники гимнастических упражнений с помощью комплекса методов биомеханики и математической статистики.

В своей работе мы поставили следующие задачи:

1. Усовершенствовать методику исследования техники гимнастических упражнений.
2. Исследовать закономерности формирования техники гимнастических упражнений на основе биомеханических критериев оптимальной техники.
3. Уточнить механизмы управления на основе изучения биомеханических характеристик и биоэлектрической активности мышц.

#### МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Для решения поставленных задач применялись следующие методы исследования: 1) киноциклография; 2) тензодинамография; 3) акселерография; 4) электромиография; 5) педагогический эксперимент; 6) математическое моделирование.

##### 1. Киноциклография.

Киноциклографическая запись является исходным методом регистраций изменений положения тела спортсмена в пространстве и во времени и позволяет графически (Т.С. Попова, З.В. Могилянская, 1934; Х. Гросс, 1967; В.А. Петров, 1970) или аналитический (Д.Д. Донской, 1958, 1971; А.А. Вайн, 1969) вычислять траекторию точки ц.т. звеньев, биокинематических цепей и системы (тела) или кинематических параметров перемещения суставов (Х.Х. Гросс, 1966). Дифференцирование вектора перемещения точки во времени дает возможность вычислять характеристики, отражающие кинематику и динамику движения.

При обработке киноциклографического материала в центре внимания оказались следующие вопросы:

1. Точность и скорость измерения исходных данных;
2. Составление алгоритмов, которые обеспечивают вычисление всесторонних биомеханических показателей и характеристик движения.

Киносъемка производилась кинокамерой КС-50 Б с перестроенным obtyratorом (угол obtyratorа  $30^\circ$ ) и с перерывателем - вмонтирован для синхронизации с другими биомеханическими показателями на осциллографе (Х.Х. Гросс, 1967). Перестроенный obtyrator уменьшает время съемки на  $1/288$  сек. и тем самым улучшает резкость изображения быстрых движений. Частота съемки - 24 кадра в секунду. Светосила объектива - 1:2, фокусное расстояние - 50 мм. Съемка производилась на негативную пленку марки КН-4.

Для измерения исходных данных (координат ц.т.<sup>1</sup> звеньев

<sup>1</sup> ц.т. - центр тяжести.



ев и осей суставов) мы пользовались диапроектором ЛЭТИ и измерительным прибором. Между линейками измерительного прибора была смонтирована координатная сетка размером 50x40. Пульт управления диапроектора был соединен с реле времени. Выбрачное время на реле соответствовало времени передвижения одного кадра в диапроекторе.

Использование специальной установки позволяет измерять исходные данные с относительной ошибкой - 3,6%. При сравнении истинной длины бедра с результатами измерения 30 кинограмм (900 кадров), гистограмма рассеивания средних квадратических отклонений измерения находится в пределах 0,005-0,035 м (средняя длина бедра  $\bar{x} = 0,407$  м). Оптимальным масштабом измерения оказался 1:5. Дальнейшее увеличение кинокадра снижает резкость изображения. Для измерения одного кинокадра требовалось 5 минут.

При измерении исходных данных и вычислений биомеханических характеристик (скоростей, ускорений, кинетических энергий, и действующих сил) часто не указывается по какой системе координат проведено вычисление. В связи с этим возникает разнозначность биомеханических показателей и неверная интерпретация механизмов движения при применении метода кинестатики. Учитывая, что звенья двигательного аппарата соединены управляющими связями, действующие силы, вычисленные дифференцированием вектора перемещения в неподвижной системе координат, представляют всегда сумму двух сил: 1) активные силы - сила тяжести, сила мышц и 2) силы реакции связей от движения других звеньев системы.

Из-за сложности проявления активных сил и неизвестности силы реакции связей (трение, уступающая или одновременная работа мышц-антагонистов), вычисление отдельного слагаемого из общей формулы механики является неразрешимой проблемой. Действующие силы можно рассматривать в совокупности и характеризовать сравнительным изучением кинематических и динамических параметров (действующие силы, кинетические энергии) движения звеньев и биокинематических цепей тела.

При вычислении кинетической энергии звеньев и биокинематических цепей учитывалось, что части двигательного аппарата вращаются относительно оси сустава и движутся поступательно с суставом в неподвижной системе координат.

ход вычисления биомеханических характеристик и ц.т. звеньев и биокинематических цепей происходил по следующим этапам:

1. Скорости в неподвижной системе координат

$$v_{nx_i} = \frac{x_{n_{i+1}} - x_{n_i}}{\Delta t} ; \quad (1)$$

$$v_{ny_i} = \frac{y_{n_{i+1}} - y_{n_i}}{\Delta t} ; \quad (2)$$

где  $i$  - порядковый номер кадра,  
 $x_{n_i}, y_{n_i}$  - координаты данной точки в неподвижной системе координат,  
 $n$  - порядковый номер звена,  
 $\Delta t$  - промежуток времени между кадрами.

2. Действующие силы в ц.т. звеньев, биокинематических цепей и тела в неподвижной системе координат:

$$F_{ix_i} = \frac{v_{nx_{i+1}} - v_{nx_{i-1}}}{\Delta t} \cdot \mu_n \cdot M ; \quad (3)$$

$$F_{iy_i} = \frac{v_{ny_{i+1}} - v_{ny_{i-1}}}{\Delta t} \cdot \mu_n \cdot M ; \quad (4)$$

$$F_{ni} = \sqrt{(F_{ix_i})^2 + (F_{iy_i})^2} ; \quad (5)$$

где  $\mu_n$  - коэффициент распределения массы данного звена,  
 $M$  - масса тела.

3. Угловые скорости звеньев и биокинематических цепей:

$$\omega_{ni} = \frac{\sqrt{(v_{ox_i} - v_{nx_i})^2 + (v_{oy_i} - v_{ny_i})^2}}{\sqrt{(x_{oc_i} - x_{nc_i})^2 + (y_{oc_i} - y_{nc_i})^2}} ; \quad (6)$$

где  $v_{ox_i}, v_{oy_i}$  - скорость оси в неподвижной системе координат, вокруг которой происходит вращение,  
 $x_{oc_i}, y_{oc_i}$  - координаты оси в неподвижной системе координат.



4. Угловые ускорения звеньев:

$$\varepsilon_{n_i} = \frac{\omega_{n_{i+1}} - \omega_{n_{i-1}}}{\Delta \cdot \Delta t}; \quad (7)$$

5. Кинетическая энергия:\* а) звеньев и биокинематических цепей:

$$E_{n_i} = \frac{1}{2} \cdot J_{n_i} \cdot (\omega_{n_i})^2 + \frac{1}{2} \cdot \mu_n \cdot M \cdot (V_{0_i})^2; \quad (8)$$

где  $J_{n_i}$  - момент инерции данного звена относительно оси вращения.

6. Учитывая, что звенья и кинематические цепи двигательного аппарата можно рассматривать, как системы твердых тел с нестационарными связями: (длина маятника изменяется по времени) определили момент инерций звеньев и биокинематических цепей по следующей формуле:

$$J_{n_i} = \sum_{i=1}^n J_{n_i}' + \sum_{i=1}^n \mu \cdot M \cdot [(x_{n_i}')^2 + (y_{n_i}')^2]; \quad (9)$$

где  $J_{n_i}'$  - момент инерции относительно ц.т. данного звена,

$x_{n_i}', y_{n_i}'$  - координаты ц.т. данной цепи относительно оси вращения.

7. Отношения кинетических энергий биокинематических цепей к общей кинетической энергии системы:

$$S_{n_i} = \frac{E_{n_i}}{E_{c_i}} \cdot 100\%; \quad (10)$$

где  $E_{c_i}$  - кинетическая энергия системы.

8. Количество движения звеньев и биокинематических цепей в неподвижной системе координат:

$$L_{n_i} = V_{n_i} \cdot \mu_n \cdot M; \quad (11)$$

\* Кинетические энергии вычислялись также отдельно для вращательного и поступательного движения.



9. Моменты количества движения звеньев и биокинематических цепей:

$$G_{ni} = [(V_{ox_i} - V_{ny_i}) \cdot (x_{oi} - x_{ni}) - (V_{oy_i} - V_{ny_i}) \cdot (y_{oi} - y_{ni})] \cdot m_i \quad (12)$$

10. Момент силы нижних конечностей относительно оси вращения в тазобедренном суставе:

$$M_{ji} = J_{ji} \cdot \epsilon_{ji} \quad (13)$$

где  $J_{ji}$  - момент инерции нижних конечностей относительно тазобедренного сустава,  
 $\epsilon_{ji}$  - угловое ускорение нижних конечностей.

Однократное измерение координат частей и суставов в неподвижной или подвижной системе координат при помощи измерительного прибора позволяет вычислить все желаемые механические параметры. Принципиальная схема логического построения хода вычисления приведена на рисунке 1. Программа для ЭВМ "Минск-32" была разработана совместно с А.А.Вайном на основе им ранее составленной программы (А.А.Вайн, 1969).

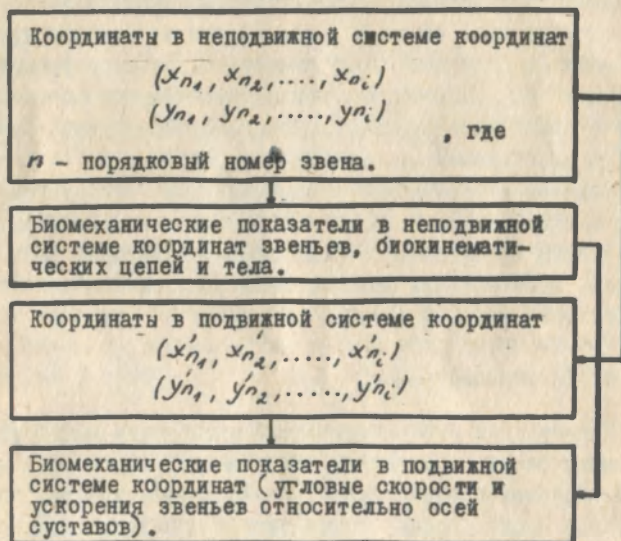


Рис. 1. Принципиальная схема вычисления биомеханических показателей.

## 2. Тензодинамография.

Измерение вертикальной силы реакции жердей производилось специальной тензометрической установкой. Тензодатчики были наклеены на металлический стержень жерди на расстоянии 25 см от места прикрепления жердей. Деревянные части на границе вырезки укрепляли металлическими скобами. Тензограммы получали при помощи тензометрического усилителя (ТУ-4) и осциллографа Н-700. При проведении эксперимента были отмечены места опоры плечевого пояса и хвата рук для последующей градуировки величины тензограмм.

## 3. Акселерография.

Регистрация акселерограмм производилась при помощи акселерографа, который содержит инерционные датчики, регистрирующее устройство и прикрепляется к спортсмену. Акселерограмма регистрируется на бумаге пишущими элементами. Один вариант акселерографа, в виде прибора срочной информации, разработан и изготовлен в Тартуском государственном университете (А.Вайн, 1969). Прибор имеет следующую техническую характеристику: скорость передвижения бумаги в регистрирующем устройстве от 40 до 80 мм/сек; пределы регистрируемого ускорения от 0 до 100 м/сек<sup>2</sup>; частота регистрируемого ускорения до 8 гц; погрешность амплитудной характеристики не более ± 10%. Масса прибора 0,34 кг. Габариты прибора 110x70x120 мм. Питание прибора от батарей 9 в.

Ускорение характеризует влияние действующих сил на движение данного звена тела. К числу этих сил принадлежат внутренние силы данного звена (сила мышц) и внешние силы (сила тяжести, сила реакции опоры и силы реакции связей от движения соседних звеньев тела).

## 4. Электромиография.

Регистрация биоэлектрической активности мышц (двуглавая мышца плеча, трехглавая мышца плеча, широчайшая мышца спины, большая грудная мышца, прямая мышца живота, большая ягодичная мышца, прямая мышца бедра) производилась одновременно от шести мышц при помощи усилителей биопотенциалов УБП-01-2 и ЭЭГ-4-1. В связи с тем, что изучались движения



большим махом на снарядах, мы усовершенствовали прикрепление проводов к электродам для избежания артефактов и улучшения хода проведения экспериментов. Проведение эксперимента состоялось по общепринятой методике.

Электромиограммы, тензограммы и отметка момента экспозиций кинокамеры регистрировали одновременно при помощи осциллографа Н-700.

#### 5. Педагогический эксперимент.

Эксперименты проводились с 1969 по 1971 гг. в трех сериях. В ходе экспериментов первой серии усовершенствовали методику исследования. Были составлены алгоритмы и программы для вычисления биомеханических характеристик на ЭВМ. В экспериментах приняли участие гимнасты мастера спорта и I-го разряда. Вторая и третья серии были проведены для исследования формирования двигательных навыков. Частной задачей этих серий было изучение эффективности применения метода срочной информации (акселерографии) и отдельных методических приемов, разработанных на основе результатов комплексного биомеханического исследования техники гимнастических упражнений.

В экспериментах участвовали 37 испытуемых. Из них 17 гимнастов мастеров спорта и первого разряда и 20 гимнастов третьего и второго разряда. Эксперименты были проведены в Ленинграде в Институте физкультуры им. П.Ф.Лесгафта, в Таллине и Тарту. Всего нами было проанализировано 50 акселерограмм, 35 кинограмм, 30 тензограмм и 150 электромиограмм. Для исследования были выбраны следующие упражнения: размахивания в упоре и в вися, подъемы махом вперед на кольцах и из упора на руках на брусьях, большие обороты вперед и назад на перекладине, сальто вперед прогнувшись, сальто назад с места.

6. Обработка результатов и математическое моделирование структурных признаков и критериев оптимальной техники исполнения.

В настоящее время для определения дискриминативных признаков техники исполнения групп спортсменов низкой и высокой квалификации используют математическую статистику (В.М. Зацарский и др., 1964, 1971; Х.Х. Гросс, Л.К. Выханду, 1967; А.Масальгин, В.А. Барановский, 1968; А.А. Вайн, 1969; А.В. Зиновьевский, С.Сидху, 1971; Д.В. Верхованский, 1971).

В перечисленных работах анализу подвергались биомеханические данные, характеризующие средние величины исполнения группы спортсменов в определенный момент движения. В доступной нам литературе уровни взаимосвязи между биомеханическими показателями (факторами) внутри одного целостного исполнения не определяются.

В своих исследованиях для раскрытия характера и степени влияния поведения отдельных звеньев на целостное движение мы пользовались математическим моделированием. Математически требуется найти аналитическое выражение зависимости существенного биомеханического показателя от определяющих его факторов, т.е. необходимо найти функцию

$$y = f(x_1, x_2, \dots, x_n); \quad (14)$$

Вариант техники исполнения формируется в соответствии с физическими качествами спортсмена и антропометрическими признаками двигательного аппарата. На основе сложившихся механизмов управления и двигательной задачи создается биомеханическая сущность движения, которая выражается в виде совокупности переменных ( $x_1, x_2, \dots, x_n$ ). Такими переменными являются:

1. Кинематические характеристики (векторы перемещения скорости,<sup>2</sup> угловые скорости, ускорения, угловые ускорения ц.т. и о.ц.т.<sup>1</sup> звеньев, биокинематических цепей и тела).

<sup>1</sup> о.ц.т. - общий центр тяжести



2. Энергетические характеристики (кинетические и потенциальные энергии).

3. Динамические характеристики (моменты сил; влияющие силы; моменты инерции; радиусы инерции).

Учитывая взаимосвязанности звеньев двигательного аппарата, характеры изменения биомеханических показателей выражаются в иерархическом порядке. Такое урегулирование можно представить в виде:

1. Совокупность биомеханических показателей звеньев-цепей (верхние конечности; нижние конечности, туловища).

2. Совокупность биомеханических показателей двух биокинематических цепей (голова - верхние конечности - туловища, голова - туловище - нижние конечности).

3. Совокупность биомеханических показателей системы (тела).

Для изучения доли движения определенного звена и биокинематической цепи в движении тела, нами использовался корреляционный и многофакторный регрессионный анализ в модификации А.А.Френкеля (1968). Если парный корреляционный анализ позволяет оценивать наличие и силу связи между двумя показателями, то многофакторный регрессионный анализ дает возможность установить, как в среднем изменяется случайная величина биокинематической цепи или системы с изменением одной или нескольких неслучайных величин звеньев. Выбор и деление факторов (биомеханических характеристик) на случайные и неслучайные, т.е. определение функции и аргументов, имеет условный характер. На основе предшествующего логического анализа, мы принимали за главный фактор ( $Y_i$ ) общую кинетическую энергию системы (о.ц.т.). Аргументами ( $X_{n_i}$ ) избрали биомеханические характеристики (энергетические, динамические и кинематические) звеньев и биокинематической цепи, а также остальные характеристики системы. Всего было отобрано 28 факторов. Обобщенный ход анализа заключался в следующем:

1. Исключение аномальных признаков.

2. Вычисление парных коэффициентов корреляции ( $r_{n_i}$ ).

3. Исключение коллинеарных факторов факторов (коэффициенты -  $r_{n_i} = 0,7$  и выше считали существенными линейными связями).

4. Вычисление коэффициентов регрессии ( $\alpha_n$ )<sup>1</sup>, значения  $\bar{t}$  - критерия для коэффициентов регрессии,  $\beta$  - коэффициентов<sup>2</sup>, коэффициентов эластичности ( $\varepsilon$ )<sup>3</sup>, коэффициент множественной корреляции ( $R$ )<sup>4</sup>

5. Вычисление теоретических значений кинетической энергии с.ц.т. ( $\bar{E}_i$ ).

Программа многошагового регрессионного анализа на алгоритмическом языке "Малгол" на ЭВМ "Минок-32" составлена А. Изотамом.

Цель многошагового регрессионного анализа в наших исследованиях являлось изучение отклонения истинного значения кинетической энергии с.ц.т. ( $E_{pi}$ ) от расчетных ( $\bar{E}_{pi}$ ), чтобы определить значения определенного фактора (значимость наличия и силу движения данного звена) по фазам движения. По шагам происходит исключение показателей меньшей значимости до малой существенной характеристики. Поэтапное вычисление новых расчетных значений кинетической энергии с.ц.т. и их сравнение показывают, в какой фазе движения состоялось отклонение кинетической энергии системы. Тесноту связи между функцией и несколькими аргументами проверяли коэффициентом множественной корреляции ( $R$ ), значимости коэффициентов ( $R$ ) и ( $\alpha_n$ ) - на уровне значимости 0:01 ( $Q = 0,01$ ; где  $Q$  - вероятность действительности нулевой гипотезы).

Для определения вариативности исполнения среди группы спортсменов с одинаковой спортивной квалификацией вычисляли среднее арифметическое, среднее квадратическое отклонение, среднюю арифметическую ошибку и коэффициент вариации.

<sup>1</sup>  $\alpha_n$  - коэффициент регрессии показывает степень влияния фактора на анализируемый показатель при фиксированном положении (на среднем уровне) других факторов

<sup>2</sup>  $\beta$  - коэффициент показывает, на какую часть среднее квадратического отклонения изменяется зависимая переменная с изменением соответствующего фактора на величину своего среднее квадратического отклонения

<sup>3</sup>  $\varepsilon$  - коэффициенты эластичности показывают, на сколько процентов в среднем изменяется функция с изменением аргумента на 1% при фиксированном положении других аргументов

<sup>4</sup>  $R$  - множественный коэффициент корреляции в наших исследованиях в квадрате ( $R^2$ )<sup>2</sup> показывает какая часть изменения кинетической энергии объясняется выбранными биомеханическими характеристиками



## РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Решение поставленных задач при изучении технических основ маховых упражнений состоялось по следующим этапам:

1) сравнительный анализ техники разных исполнений на основе результатов электромиографии, тензографии, акселерографии и кинографии, чтобы определить критерии рациональности исполнения и выявить внутренние и внешние структурные признаки движений;

2) установление степени информативности и однородности между биомеханическими показателями, характеризующие движение звеньев, биокинематических цепей и систем, соответственного того, какую сторону биомеханической сущности отражает определенная характеристика:

Особое внимание уделялось следующим аспектам:

1) определению признаков, отражающих результат движения и путь утилизации энергетических резервов внешних и внутренних сил по отдельным показателям звеньев и биокинематических цепей для решения двигательной задачи;

2) изучению характера связи между интегральными биомеханическими показателями системы (реакция опоры, ускорение туловища и характеристики о.п.т.) и показателями движения звеньев и биоэлектрической активности мышечных групп, для конкретизации фаз движения и роли определенного звена в данной фазе движения.

В качестве модели для изучения формирования механизмов управления движениями и эффективности применения педагогических методов и для моделирования структуры движения нами был избран подъем махом вперед из упора на руках на брусьях.

Биомеханические исследования показали, что критериями рационального исполнения техники является:

1) создание максимальных величин кинетической энергии биокинематической цепи туловища - нижние конечности в подготовительной фазе движения (до вертикали);

2) увеличение потенциальной энергии жердей и использование этой энергии при реализации задачи (высота о.п.т. над жердями);

3) активное сгибание нижних конечностей у вертикали.

Выяснилось, что эти условия эффективно реализуются только при

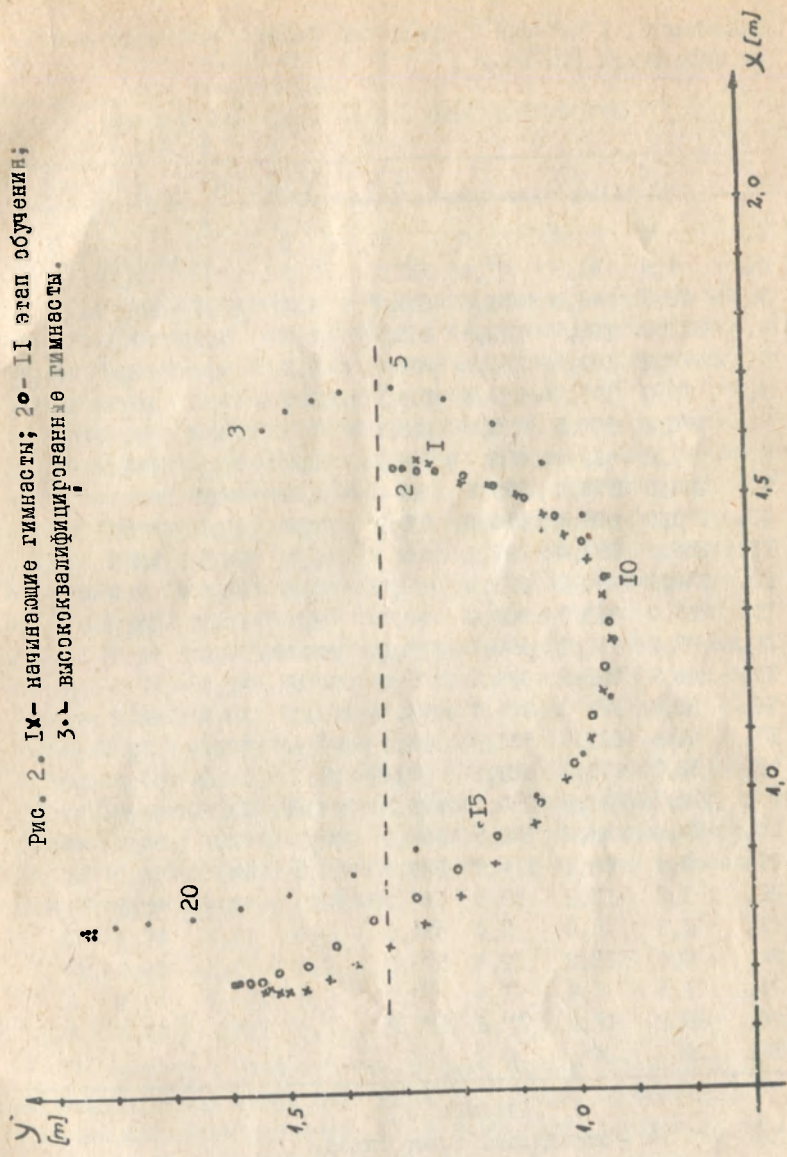
активном и целенаправленном участии работы мышц сгибателей-разгибателей тазобедренного сустава. При этом в движениях туловища и нижних конечностей можно выделить опорную и энергетико-обеспечивающую части биокинематической цепи. Ускоренным движением туловища до вертикали, в частности, создается момент количества движения для противодействия силам реакции связей, возникающим при активном сгибании нижних конечностей под вертикалью, что обеспечивает момент количества движения достаточный для направления всей кинематической цепи вверх. Результата исполнения характеризует высота о.д.т. в конце подъема относительно точки хвата. Средние величины были у мастеров  $0,54 \pm 0,01$ , у начинающих в конце второго этапа обучения  $0,28 \pm 0,02$  м. Траектория о.д.т. при исполнении упражнения мастерами существенно отличается от траектории о.д.т. при исполнении упражнений гимнастами низкой спортивной квалификации (рис. 2).

У мастеров до прохождения вертикальной плоскости траектория имеет круговой характер, затем движение направляется вверх по касательной. Изучение акселерограмм, тензограмм, электромиограмм и биомеханических характеристик показало, что именно на этом участке распределяется резерв кинетической энергии, накопленный в подготовительной фазе.

Поведение звеньев системы: туловище - нижние конечности отражено на тензограммах. Если на начальном этапе обучения использование упругости жердей зависит от движения звеньев тела в поле силы тяжести, то на высоком уровне двигательного навыка отмечается активное вмешательство силы мышц для увеличения прогиба жердей. В подготовительной фазе происходит резкое увеличение прогиба и удержание данного уровня до вертикальной плоскости. Действующие силы в ц.т. системы при прохождении вертикали направлены к месту опоры рук. У начинающих действующие силы направлены рассеянно вперед-вверх. У мастеров действующие силы в ходе исполнения направлены строго к опоре. Ускоренное движение нижних конечностей сопровождается увеличением прогиба жердей. Использование эластичности жердей начинается после передачи количества движения нижних конечностей всей системе, а не только туловищу. Анализ характера изменения энергетических показателей звеньев и системы выявил временные акценты действия нижних конечностей и биокинематической цепи - туловище - нижние



Рис. 2. 1х-начинающие гимнасты; 2о-11 этап обучения;  
3.1-высококвалифицированные гимнасты.



конечности. В таблице I приведены энергетические показатели исполнения мастерами.

Таблица I

<i>i</i>	<i>EF</i>	<i>EB</i>	<i>E</i>	<i>EG</i>	<i>EO</i>	<i>KF</i>	<i>KB</i>	<i>KO</i>
1.	0	0	0	0	0	0	0	0
2.	9,9	41,9	47,0	321,3	5,2	21	88,8	11
3.	12,2	49,6	53,8	288,7	4,1	22,7	92,3	7
4.	11,9	118,7	127,5	265,9	8,8	9,3	93,0	6
5.	17,2	183,8	190,2	210,4	6,3	9,0	96,6	3
6.	13,0	151,7	169,2	159,4	17,5	7,6	89,6	10
7.	32,2	307,5	310,3	108,4	2,8	10,3	99,0	0
8.	97,2	432,4	432,4	66,7	0,0	22,4	99,0	0
9.	144,0	378,0	379,7	21	0,6	37,9	99	0
10.	193,8	309,4	320,0	5,3	10,5	60,5	96,6	3
11.	286,6	296,4	297,3	0	1,8	96,4	99,3	0
12.	354,3	390,0	393,3	9,7	3,2	90,0	99,1	0
13.	265,0	363,0	366,0	48,7	2,7	72,3	99,2	0
14.	99,2	332,2	358,1	118,0	25,9	27,7	92,7	7
15.	40,9	261,9	329,5	95,6	67,6	12,4	79,4	20
16.	32,8	193,7	301,7	273,1	108,0	10,8	64,2	35
17.	41,6	229,9	382,1	336,3	152,4	10,8	60,1	39
18.	39,7	235,2	263,3	47,6	128,1	15,0	51,3	48
19.	34,1	131,4	257,4	449,3	126,0	13,2	51,0	48
20.	24,6	35,2	242,5	504,3	107,3	10,1	55,7	44
21.	7,4	58,1	114,7	543,2	56,5	6,4	5,7	49
22.	3,2	17,2	35,8	561,3	18,5	8,9	48,2	51
23.	1,3	8,0	8,1	574,8	0,0	17,1	99,1	0
24.	0,0	10,2	12,6	575,0	2,4	0,1	80,7	19
25.	1,5	1,4	1,4	57,7	0,0	103,2	9,9	8
26.	20,2	16,4	17,8	577,2	1,3	114	92,6	7
27.	0	0	0	0	0	0	0	0

Таблица I

где *i* - порядковый номер кадра,  
*EF* - кинетическая энергия нижних конечностей  
от вращения вокруг оси тазобедренного сустава,  
*EB* - общая кинетическая энергия биокинематической  
цепи: туловища - нижние конечности,



$E$  - общая кинетическая система (тела),  
 $EG$  - потенциальная энергия системы,  
 $EO$  - кинетическая энергия системы от поступательного движения плечевого пояса,

$$\left. \begin{aligned}
 K_{F_i} &= \frac{E_{F_i}}{E_i} \cdot 100\%; \\
 K_{B_i} &= \frac{E_{B_i}}{E_i} \cdot 100\%; \\
 K_{O_i} &= \frac{E_{O_i}}{E_i} \cdot 100\%;
 \end{aligned} \right\} \text{ - отношения кинетических энергий.}$$

Сравнение начального и конечного уровня потенциальной энергии показывает, что гимнаст должен развивать дополнительные мышечные усилия для исполнения подъема с высоким результатом. Отношения кинетических энергий ( $K_{F_i}$ ,  $K_{B_i}$ ,  $K_{O_i}$ ) характеризуют действия нижних конечностей, биокинематической цепи и поступательного движения плечевого пояса. Изменение величин отношений показывают, что работа сгибателей нижних конечностей является самой существенной у вертикали (II-III кадры). После передачи количества движений нижних конечностей величина энергетического отношения биокинематической цепи удерживается на определенном уровне (I7-2I кадр). I4-I7 кадры демонстрируют рассеивание кинетической энергии системы, что обусловлено началом движения звеньев в одном направлении. В механическом аспекте это можно характеризовать как поперечный удар двух тел. Роль мышц в этом процессе является уникальной и требует по нашему мнению, специального исследования. Функция сокращения мышц двухсторонняя: механическая - сдерживать рассеивание энергии и координационная - согласовывать и соединять движение двух звеньев в единую систему.

x    x  
   x

В таблице 2 представлена матрица парных коэффициентов корреляции между основными биомеханическими показателями в начальном этапе обучения (I), и исполнения упражнения гимнастом высокой спортивной квалификации (II).

Обозначения в матрице соответствуют следующим признакам.

- $E$  - общая кинетическая энергии системы;
- $EF$  - кинетическая энергия нижних конечностей от вращательного движения в тазобедренном суставе;
- $EB$  - общая кинетическая энергия биокинематической цепи: туловище - нижние конечности;
- $EK$  - общая кинетическая энергия туловища;
- $EG$  - потенциальная энергия системы;
- $OMU$  - угловая скорость биокинематической цепи: туловище - нижние конечности вокруг оси плечевого сустава;
- $OMJ$  - угловая скорость нижних конечностей вокруг оси тазобедренного сустава;
- $JB$  - момент инерции биокинематической цепи: туловище - нижние конечности относительно плечевого сустава;
- $JM$  - момент инерции системы относительно кистей;
- $F$  - действующие силы в о.ц.т.;
- $FP$  - действующие силы в ц.т. туловища;
- $FJ$  - действующие силы в ц.т. нижних конечностей;
- $FK$  - действующие силы в ц.т. биокинематической цепи.

Из матрицы видно, что кинетическая энергия системы наиболее тесно связана с кинетической энергией биокинематической цепи; туловище - нижние конечности ( $\tau_r = 0,93$ ;  $\tau_m = 0,93$ ). После усвоения упражнения происходит уменьшение тесноты связей между основными биомеханическими показателями энергии. Особенно явно это выражается коэффициентом корреляции между кинетической и потенциальной энергией системы. Соответствующие коэффициенты у начинающих гимнастов -  $\tau_r = -0,66$  и у мастеров -  $\tau_m = -0,76$ . Коэффициенты корреляции между кинетической энергией системы и модулем действующих сил в ц.т. биокинематической цепи: туловище - нижние конечности увеличиваются соответственно со спортивной квалификацией ( $\tau_r = -0,03$ ;  $\tau_m = 0,52$ ). Отрицательная величина коэффициента корреляции между кинетической энергией показывает, что с уменьшением потенциальной энергии увеличивается кинетическая энергия системы. Величина коэффициента в квадрате показывает процент изменения кинетической энергии системы, который происходит за счет использования потенциальной энергии. Следовательно, 57% величины кинетической энергии при исполнении упражнения мастерами связано с использо-



Таблица 2

$F$	$I$	$(0,760)$	$(0,93)$	$(0,57)$	$(-0,66)$	$0,80$	$0,83$	$0,452$	$-0,152$	$(-0,06)$	$-0,30$	$(0,43)$	$(-0,03)$	$0,83$
	$III$	$(0,60)$	$(0,93)$	$(0,22)$	$(-0,76)$	$0,86$	$0,77$	$0,56$	$-0,39$	$(0,46)$	$0,18$	$(0,65)$	$(-0,52)$	$0,89$
$EF$	$I$		$0,72$	$-0,27$	$-0,87$	$0,89$	$0,97$	$0,94$	$0,11$	$0,97$	$0,72$	$0,76$	$0,60$	$0,42$
	$III$		$0,72$	$-0,27$	$-0,87$	$0,89$	$0,95$	$-0,24$	$-0,14$	$0,77$	$0,24$	$(0,91)$	$0,60$	$0,42$
$E\beta$	$I$		$0,25$	$-0,84$	$(0,93)$	$0,96$	$0,62$	$0,02$	$0,02$	$-0,00$	$-0,24$	$0,53$	$0,03$	$0,73$
	$III$		$-0,13$	$-0,89$	$(0,96)$	$0,85$	$0,70$	$-0,18$	$-0,18$	$0,60$	$-0,25$	$0,76$	$0,65$	$(0,83)$
$E\kappa$	$I$		$0,19$	$0,09$	$0,06$	$-0,31$	$-0,61$	$-0,61$	$-0,61$	$-0,19$	$-0,16$	$0,11$	$-0,20$	$0,62$
	$III$		$0,13$	$0,13$	$-0,25$	$-0,17$	$-0,35$	$-0,59$	$-0,34$	$-0,34$	$-0,18$	$-0,27$	$-0,31$	$0,21$
$E\zeta$	$I$				$-0,81$	$-0,88$	$-0,91$	$-0,50$	$-0,50$	$0,03$	$0,32$	$-0,57$	$-0,02$	$0,48$
	$III$				$-0,93$	$-0,82$	$-0,92$	$-0,09$	$-0,67$	$-0,67$	$-0,26$	$-0,83$	$-0,72$	$-0,74$
$OMO$	$I$					$0,95$	$0,63$	$0,10$	$0,02$	$0,02$	$-0,10$	$0,50$	$0,08$	$0,62$
	$III$					$0,80$	$0,78$	$-0,05$	$0,60$	$0,60$	$0,64$	$0,29$	$0,75$	$0,81$
$OMT$	$I$						$0,68$	$0,12$	$0,11$	$0,11$	$-0,18$	$0,64$	$0,16$	$0,52$
	$III$						$0,64$	$-0,27$	$0,74$	$0,74$	$-0,28$	$0,90$	$0,79$	$0,61$
$JB$	$I$							$0,78$	$-0,04$	$-0,04$	$-0,36$	$0,48$	$0,02$	$0,28$
	$III$							$0,35$	$0,61$	$0,61$	$0,15$	$0,72$	$0,66$	$0,55$
$JM$	$I$								$0,05$	$0,05$	$-0,20$	$0,14$	$-0,007$	$-0,25$
	$III$								$0,09$	$0,09$	$0,15$	$0,72$	$0,07$	$-0,52$
$F$	$I$										$0,31$	$0,71$	$0,992$	$-0,32$
	$III$										$0,50$	$0,85$	$0,99$	$0,27$
$FP$	$I$											$-0,15$	$0,29$	$-0,21$
	$III$											$0,27$	$0,47$	$0,27$
$F\lambda$	$I$												$0,75$	$0,13$
	$III$												$0,89$	$0,50$
$FK$	$I$													$-0,30$
	$III$													$0,33$

ванием потенциальной энергии, а у начинающих только 43%. Уменьшение корреляции между энергетическими характеристиками звеньев на высоком уровне двигательного навыка отражает большую вариативность движения звеньев. Но увеличение коэффициентов корреляции между кинетической энергией и модулем действующих сил говорит о том, что спортсмены высокой квалификации умеют согласовывать действие внутренних и внешних сил для повышения энергетической стоимости системы при выполнении двигательной задачи.

В таблице 3 приведены статистические характеристики для построения модели зависимости кинетической энергии системы от кинетической энергии нижних конечностей ( $EF_i$ ), туловища ( $EK_i$ ), кинетической энергии о.ц.т. от поступательного движения в неподвижной системе координат ( $EM_i$ ):

Таблица 3

		$\alpha_n$	$t$	$\beta$	$\mathcal{E}$	$\sigma$
1.	$E$	30,95				139,9
2.	$EF$	4,8	3,8	0,34	0,33	100,3
3.	$EK$	0,30	2,0	0,17	0,13	77,33
4.	$EM$	1,02	7,8	0,69	1,22	94,46

$\sigma$  - среднее квадратическое отклонение средних величин;  
 $E$  - общая кинетическая энергия системы.

Кинетическая энергия биокинематической цепи: туловище - нижние конечности коллинеарная с кинетической энергией системы, поэтому этот фактор из рассмотрения исключается.

Коэффициент множественной корреляции  $R = 0,944$  показывает, что 88% изменений кинетической энергии системы объясняется изменением перечисленных факторов. Величины частных коэффициентов эластичности показывают, что кинетическая энергия системы существенно связана с кинетической энергией о.ц.т. от поступательного движения в неподвижной системе координат. Изучаемое упражнение имеет вращательный характер. Исключение других факторов из анализа кроме энергии поступательного движения, показывает, что увеличение общей кинетической энергии за счет поступательного движения наступает в фазе движения, где происходит соединение туловища и ниж-



них конечностей в жесткую биокинематическую цепь (рис. 3, 13-15 кадры). Учитывая величины среднего квадратического отклонения и  $\beta$ -коэффициента, а также коэффициента эластичности, можно заключить, какие большие резервы и возможности для роста кинетической энергии системы имеет вращательное движение нижних конечностей. Рост кинетической энергии нижних конечностей связан с возникновением больших величин действующих сил в ц.т. нижних конечностей. Однако, возможности роста величины энергии не бесконечны и связаны с определенной фазой движения.

Исключение величины кинетической энергии нижних конечностей из уравнений регрессии, приводит к снижению расчетных величин кинетической энергии системы (рис. 3) в фазе основных действий (движение в вертикали). Эти данные подтверждаются выводами, сделанными на основе анализа величин отношений кинетических энергий. Увеличение кинетической энергии нижних конечностей сопровождается ростом силы реакции опоры. Использование эластичности жердей и кинетической энергии биокинематической цепи требует активных действий мышц верхних конечностей в завершающей фазе упражнений. Они противодействуют возникающей силе реакции, связей в плечевом суставе от вращательного совместного движения биокинематической цепи: туловище - нижние конечности. Сравнение коэффициентов корреляции между модулями действующих сил в ц.т. туловища и в нижних конечностях у мастеров и гимнастов низкой квалификации свидетельствует о проявлении совместных движений туловища и нижних конечностей, на высоком уровне двигательного навыка.

х х  
х

На рисунке 4 приведены коэффициенты корреляции модулями действующих сил в ц.т. звеньев и системы при исполнении разных элементов (подъем махом вперед на кольцах - рис. 4а, большой оборот на перекладине - рис. 4б, сальто назад с места - рис. 4в, которые характеризуют неодинаковые связи между движениями звеньев и системы. Высокие корреляционные коэффициенты между действующими силами при исполнении подъема махом вперед на кольцах и большого оборота назад на перекладине свидетельствует о тесном взаимодействии звеньев.



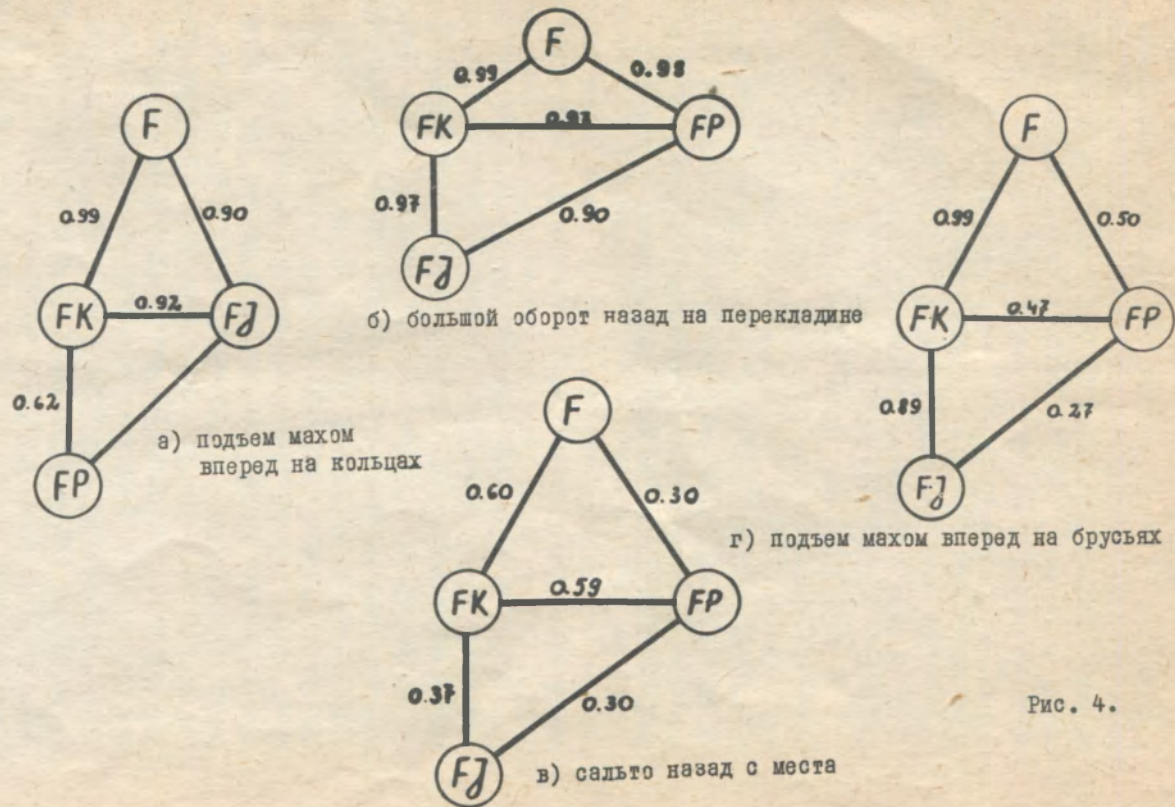
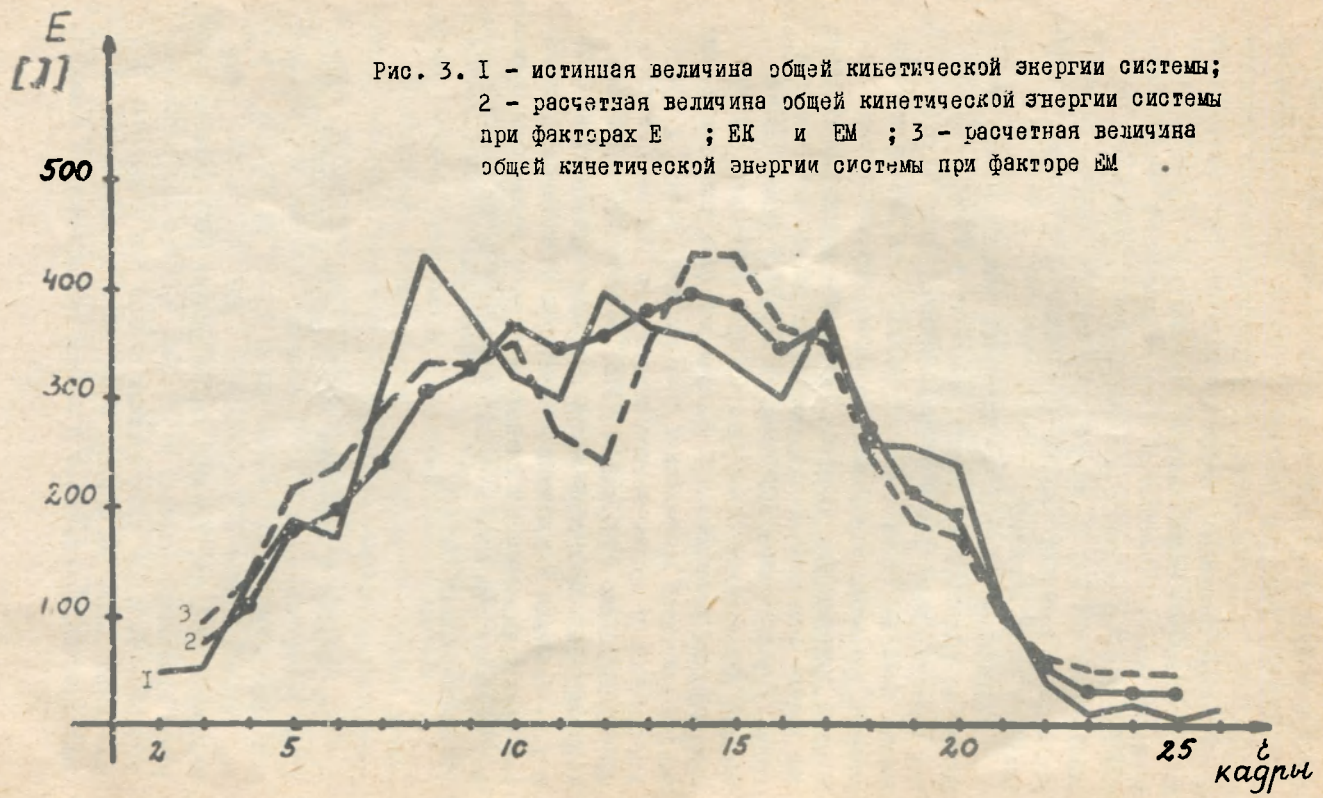


Рис. 4.



При исполнении сальто назад с места, теснота связей уменьшается. Из этого вытекает, что действия звеньев гимнаста являются относительно самостоятельными. Однако, связи между движениями звеньев при исполнении подъема махом вперед на брусьях (рис. 4г) являются односторонними. Относительно слабая связь между действующими силами в ц.т. и о.ц.т., но высокая связь между действующими силами биокинематической цепи: туловище – нижние конечности и о.ц.т. говорит о том, что двигательная задача данного упражнения тесно связана с движениями биокинематической цепи. Последняя в свою очередь зависит от движения ее частей.

Из сказанного выше можно сделать вывод, что истинная структура гимнастических упражнений открывается при изучении силы связей между однородными биомеханическими показателями движений разных частей тела. Такими характеристиками являются энергетические и динамические показатели звеньев и системы. Следовательно, мы имеем возможность определить критерии оценки техники гимнастических упражнений.

х х  
х

Изучение биоэлектрической активности (БА) мышц-антагонистов в наших экспериментах выявило формирование их взаимного управления. Результаты регистрации электромиограмм четырехглавой мышцы бедра и большой ягодичной мышцы показали, что при движениях с опорой на руки активность этих мышц является одним компонентом координации двух биокинематических цепей: голова – туловище и нижние конечности. Формирование четкой активности мышц соответствует двигательной задаче и выражает уровень двигательного навыка. При движении из исходного положения до вертикали активность антагонистов чередуется. Конец активности антагониста является началом активности агониста. При данном исполнении одновременная инактивность обеих мышц не превышает 0,025 сек. Сокращением мышц-антагонистов увеличивается сила реакции связи от разгибания нижних конечностей для передачи движения туловищу, которое является опорным звеном в основной фазе для движения нижних конечностей. Происходит относительное освобожденное движение звеньев биокинематических цепей друг от друга, что выгодно увеличивает действие сил в вертикальном

направлении к опоре. Надо учитывать, что потенциальная энергия жердей используемая только в вертикальном направлении. При активном укорачивании разгибателей нижних конечностей также сопровождается растяжением сгибателей.

В пользу реципрокности говорят данные многих исследований; однако, как отмечают Р.Гранит (1973) и Р.С.Персон (1965), этого не встречается в чистом виде. В нашем исследовании активность антагониста служит для создания механических условий к сокращению агониста. Н.С.Северцовым выдвинута гипотеза, что растяжение мышцы антагониста не рационально (1971) "... так как антагонисты не могут мгновенно освободить сочленение...".

С точки зрения механики такие рассуждения оправданы. На управление мышцами влияет их функциональное и морфологическое состояние (Р.Гранит, 1973). Одним принципом управления является простейший поисковый механизм (М.А.Айзерман, К.А.Андреева, 1970), который показан на действии мышц-антагонистов (В.И.Чернов, 1970). Если учитывать, что при выработке двигательного навыка в коре больших полушарий возникают интегральные изображения (С.А.Косилов, 1965) и программы афферентации в сомато-сенсорных зонах (И.Ф.Суворов, К.Б.Шаповалова, 1972); то успешное решение двигательной задачи происходит во внутренних программированных механизмах. В данной двигательной ситуации сокращением антагониста решается конкретная двигательная задача, и тем самым опережается активность агониста. Можно полагать, что конец активности антагониста является одним из пусковых механизмов иннервации мотонейронов агониста. Полученный максимальный механический эффект усиливает действие интрафузальных волокон агониста. Совпадение начала расслабления и инактивности антагониста может быть одним из структурных компонентов центральной регуляции агониста. Такой механизм опережений и пуска чередуется на следующей фазе движения. После максимальной биоэлектрической активности четырехглавой мышцы бедра, характеризующейся наступлением максимального результирующего момента, с окончанием активности возникает начало биоэлектрической активности большой ягодичной мышцы, конец активности которой совпадает с началом новой активности четырехглавой мышцы.

Так как широчайшая мышца спины, двуглавая мышца плеча и прямая мышца живота, расположены вблизи опоры и создают



условия для активного сокращения прямой мышцы бедра, что их можно характеризовать как позные мышцы. По нашим данным они активизируются раньше сокращения прямой мышцы бедра, что совпадает и с выводами исследования М.А.Алексеева и А.В.Найдель (1972) о роли позных мышц.

Характер активности мышц и соответствующие биомеханические характеристики в начальной стадии формирования двигательного навыка показывают, что активность антагониста не вызывает сопровождающего эффекта активности агониста.

Использование электромиографии в биомеханических анализах физических упражнений большим махом связано с некоторыми трудностями со стороны определения адекватности проявления механического эффекта сокращения и эффекторных импульсов мышц. Вопрос особенно важен при использовании подводящих упражнений. Эффекторная импульсация сгибателей начинается с момента максимального механического эффекта работы разгибателей и действует до вовлечения в новую работу разгибателей. Максимальный вращательный силовой момент наступает в 0,04 - 0,08 секунды после окончания импульсации. В это время активно вовлекаются в работу разгибатели. Направленные к разгибателям эффекторные залпы прекращаются с момента проявления максимального механического эффекта. Одновременно начинают активизироваться сгибатели.

Из этого следует, что максимальный механический эффект сокращения мышц зависит не от проявления собственной эффекторной импульсации, а связан с механическими и иннервационными элементами действия антагониста. В подготовительной фазе движения разгибатели своим действием контролируют с двух сторон сокращение сгибателей: механически и центральным управлением. В основной фазе движения, когда сокращением сгибателей преодолевается сила тяжести и удерживается заданный суставной угол, после наступления максимальной импульсации снова активизируются разгибатели. Работа разгибателей, в свою очередь, регулируется механическим эффектом сокращения сгибателей. Следовательно, при заданной структуре баллистических движений с изменчивым числом степеней свободы, внутренним кольцом управления является иннервационная и механическая взаимкоординированность антагонистов и позных мышц.

Если использовать только силу тяжести, которая постоянна, то повышение эффективности сокращения мышц-сгибателей в

основной фазе движения не будет увеличивать моменты силы.

В подготовительных действиях гимнаст при оптимальном управлении мышцами-антагонистами повышается эффективность использования силы реакции опоры и сокращения мышц-сгибателей. Следовательно, во время усвоения подготовительных движений основное внимание должно обращать на повышение эффективности сократительных свойств мышц-сгибателей и разгибателей в сочетании и соответствии со структурой основного упражнения и тренировку мышц, обеспечивающих попно-тоническую работу.

Работу антагонистов в основной фазе движения, где происходит передача моментов количества движения с нижних конечностей на биокинематическую цепь: голова - туловище - нижние конечности, можно трактовать как уменьшение числа степеней свободы. Одновременно с изменением направления усилий наблюдается корригирование траектории. Переход от одного количества степеней свободы (от двух) к другому (одному), сопровождающийся корригированием траектории, является качественным изменением состояния системы в движении. На начальном этапе обучения активность большой ягодичной мышцы отсутствует (рис. 5). После усвоения элемента возникает активность антагониста (рис. 6), время активности  $t_{\bar{x}} = 0,1 \pm 0,009$  сек. На высоком уровне двигательного навыка (рис. 7) происходит концентрирование активности большой ягодичной мышцы (время активности  $t_{\bar{x}} = 0,08 \pm 0,004$  сек.). Формирование иннервационного элемента структуры управления, при помощи которого обеспечивается целостность движения в динамическом аспекте и является тем акцентом, который соединяет разные качественные уровни. Концентрированная активность большой ягодичной мышцы позволяет считать ее как неделимую часть структурного компонента подготовительной фазы и основной фазы движения. Такие тонкие координационные элементы являются одним из различающих компонентов упражнений структурных подгрупп, которые нужно учитывать при построении учебного процесса.

Анализ коррелятивной модели показал, что активность прямой мышцы бедра имеет большое число коррелятивных связей с другими биоэлектрическими показателями, такими как время наступления максимальной осцилляции и промежуток времени от начала активности до движения в вертикальной плоскости. Такая закономерность выявляется и у начинающих гимнастов. Однако у



мастеров коррелирует время наступления максимальной амплитуды с одиннадцатью, у начинающих с пятью показателями биоэлектрических компонентов. Всего у мастеров спорта в коррелятивной модели образовалось 105 связей, а у начинающих гимнастов 58 связей 7 между 27 биоэлектрическими показателями регистрации биотоков пяти мышц.

Биоэлектрические компоненты сокращения трехглавой мышцы плеча, которые играют существенную роль подъема на руки махом вперед и противодействует силам реакции возникающим при движении биокинематической цепи — голова, туловище, нижние конечности коррелируют с активностью большой ягодичной мышцы, по времени наступления максимальной осцилляции ( $\tau = 0,88$ ). Следовательно использование момента количества движения нижних конечностей и нарастание кинетической энергии системы туловище—нижние конечности соединено во внутреннем управляющем механизме. Максимальная амплитуда активности большой ягодичной мышцы наступает раньше максимальной осцилляции четырехглавой мышцы бедра ( $t = 0,2$  сек.). Активность широчайшей мышцы спины, создающей опору для движения нижних конечностей, имеет тесную связь с компонентами биоэлектрической активности прямой мышцы бедра.

Корреляционные связи между сгибателями нижних конечностей и другими мышцами можно рассматривать как структурную консолидированность основных движений звеньев при сравнении различных исполнений высокого уровня двигательного навыка.

х х  
х

Приборы срочной биомеханической информации играют важную роль в педагогической деятельности тренера. Срочная информация позволяет вести контроль эффективности педагогических рекомендаций тренера и принимать оптимальные решения. Одной из более информативных характеристик технической подготовленности спортсменов является ускорение определенной части двигательного аппарата (В.В.Белоковский, 1966; А.А.Вайн, 1967, 1969; Г.П.Лукирская; 1968; В.В.Гумовский, 1970 и др.).

Акселерограф, прикрепленный на спину спортсмена, регистрирует ускорение туловища и таким образом характеризует ак-

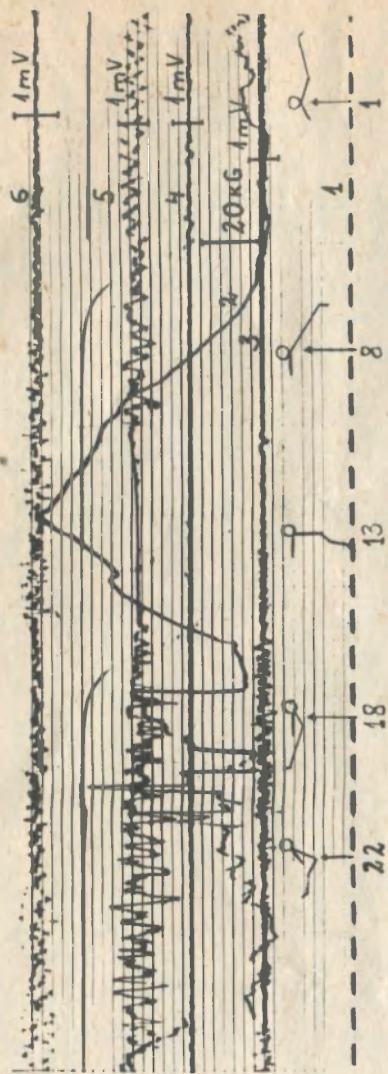


Рис. 5. 1 - отводка киннокадров; 2 - тензограммы; 3 - прямая мышца бедра; 4 - болевая ягодичная мышца; 5 - прямая мышца живота; 6 - широчайшая мышца спины.



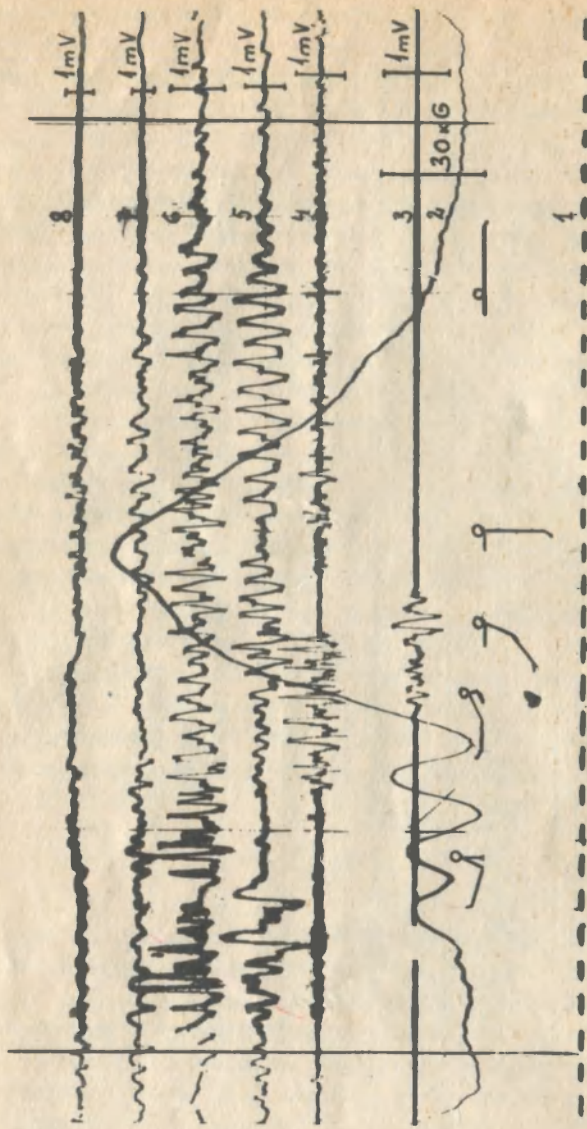


Рис. 6. 1 - ожегки кинкодров; 2 - тензограма; 3 - бошшая  
 ягодичная мышца; 4 - прямая мышца бедра; 5 - двуглавая  
 мышца плеча; 6 - трехглавая мышца плеча; 7 - дельтовид-  
 ная мышца (передняя часть); 8 - широчайшая мышца спины.

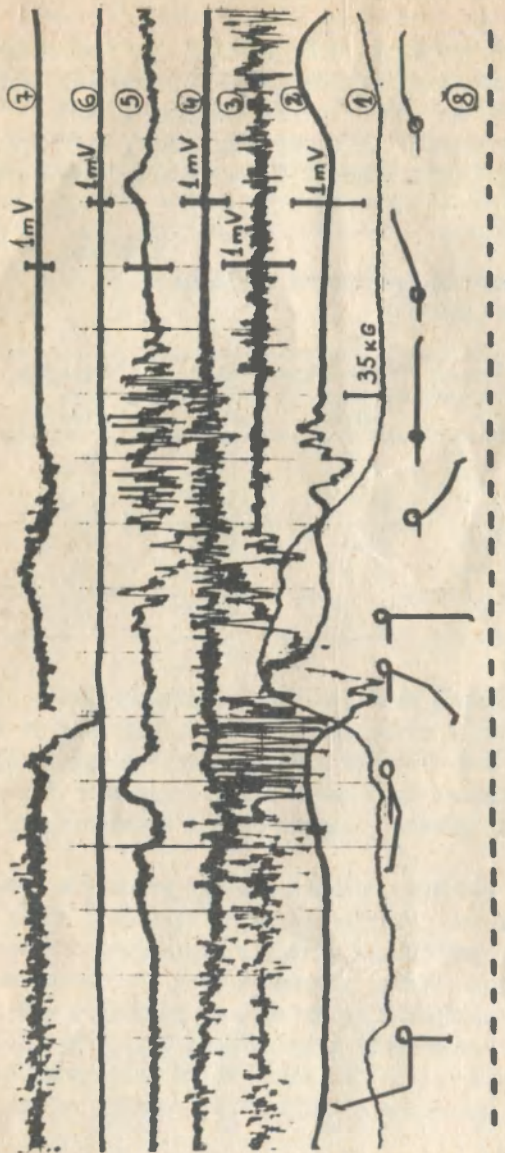


Рис. 7. 1 - теплогривма; 2 - ослъшна ягодишна мшца; 3 - пряма мшца бедра; 4 - широчайша мшца спина; 5 - двуглавая мшца плеча; 6 - дельтовидная мшца (передная часть); 7 - трехглавая мшца плеча; 8 - отметка кинокадров.



тивность, характер и зависимость работы мышц плечевого пояса и сгибательно-разгибательных движений нижних конечностей от работы мышц тазобедренного сустава. При выполнении упражнений мастерами, характерным является повышенное ускорение ( $26,39 \text{ м/сек}^2$ ) в подготовительной фазе движения (0,08 сек., до вертикали), снижение ускорения у вертикали и вновь повышенное ( $29,39 \text{ м/сек}^2$ ) после вертикали 0,12 сек (таблица 4).

Таблица 4  
Средние величины ускорения по фазам  
в ( $\text{м/сек}^2$ )

Группы	Этап иссл.	Подготови- тельная фаза	Фаза основ- ных дейст- вий	Заверша- ющая фаза
Контрольная группа	I	7,5	13,0	12,0
	II	24,0	16,5	19,0
Эксперименталь- ная группа	I	24,0	19,5	19,0
	II	27,0	22,0	21,0
Мастера спорта		27,3	99,39	14,0

У гимнастов низкой квалификации в акселерограммах отсутствует характерная структурность кривой ускорения по величине и времени. Это отражает неправильные действия гимнаста: пассивное движение туловища и нижних конечностей в подготовительной фазе, раннее сгибание нижних конечностей в вертикали.

Как видно из таблицы, большие отличия имеются в фазе основных действий. Эти особенности характеризуют и зарегистрированные акселерограммы. Сравнивая акселерограмму образцового исполнения с акселерограммой данного исполнения, можно в процессе тренировки определить по различиям между ними недостатки в технической и физической подготовке, а также на основе объективной биомеханической информации следить за процессом становления оптимальной техники изучаемого упражнения.

Результаты педагогического эксперимента показали, что применение акселерографа при тренировках для объяснения гимнастам и тренерам эффективности применяемых средств ускоряет процесс формирования двигательного навыка. Динамика изменений показателей ускорения в ходе обучения у гимнастов экспериментальной группы отражает равномерное приближение к показателям исполнения у мастеров (таблица 4). У контрольной группы, где обучение состоялось без применения акселерографа, рост результатов исполнения являлся низким.



## ВЫВОДЫ

1. Изучение техники маховых гимнастических упражнений показало, что наиболее существенными характеристиками движения являются кинетические энергии частей (звеньев) ( $E_{n_i}$ ), биокинематических цепей ( $E_{k_i}$ ) и системы ( $E_i$ ). В ансамбле возможных движений и сочетаний степеней свободы двигательного аппарата показатели отношения кинетической энергии звеньев и кинетической энергии системы ( $\frac{E_{n_i}}{E_i}$ ) дают наибольшую ясность о технической структуре движения. Изменения этих отношений (в ходе целостного исполнения) характеризуют энергетическую стоимость каждого звена в данной фазе движения.

2. Применение регрессионного и корреляционного анализа позволило уточнить внутреннюю картину взаимодействия нескольких однородных биомеханических признаков при движении и установить наиболее информативные показатели техники гимнастических упражнений.

3. Основными признаками рациональности действий при исполнении упражнений типа подъемов на брусьях являются:

- а) создание максимальных величин кинетической энергии биокинематической цепи туловище-нижние конечности в подготовительной фазе движения (до вертикали);
  - б) увеличение потенциальной энергии жердей и ее использование при реализации задачи (высота о.ц.т. над жердями);
  - в) активное сгибание нижних конечностей под вертикалью.
- От взаимного действия туловища и нижних конечностей зависит энергетический баланс системы в подготовительной фазе. В основной фазе движения происходит передача кинетической энергии нижних конечностей на систему. Главным звеном для увеличения кинетической энергии системы (туловище-нижние конечности) является вращательное движение нижних конечностей относительно тазобедренного сустава. Четкость переходов и отношений кинетической энергии звеньев определяет уровень двигательного навыка, который проявляется в результате упражнения (высота о.ц.т.).

4. Увеличение вариативности действия звеньев (уменьшение корреляции между энергетическими характеристиками), обратной корреляции между кинетической и потенциальной энергией системы, а также тесноты связи между кинетическими энергиями и модулями действующих сил, показывает, что на высоком уровне двигательного навыка происходит согласование действия внутренних и внешних сил, что обеспечивает увеличение кинетической стоимости системы при выполнении двигательной задачи.

5. Изучение корреляционных связей между модулями действующих сил в ц.т. звеньев и системы в разных маховых гимнастических элементах при исполнении их спортсменом высокой спортивной квалификации показало, что одним из структурных признаков системной архитектоники является уровень вариативности совместного движения звеньев, биокинематических цепей и системы. Из этого вытекают конкретные критерии для построения учебного процесса на основе координации движений звеньев.

6. На начальном этапе обучения подъему махом вперед в основной фазе движения отсутствует активность антагониста (большой ягодичной мышцы). После периода обучения появляется активность, которая по времени больше, но по амплитуде меньше активности той же мышцы при исполнении движения на высоком уровне двигательного навыка. При изучении четырех компонентов биоэлектрической активности (конец и начало активности, максимальная амплитуда, время активности соответственно по фазам движения) на высоком уровне двигательного навыка в коррелятивной модели между пятью мышцами образовалось 105 связей с коэффициентом корреляции 0,7 и выше, на уровне значимости 0,01. На начальном этапе формирования навыка образовалось соответственно 58 связей.

Изучение отношения максимального механического эффекта сокращения мышц и эффекторной импульсации в данном движении показало, что биоэлектрическая активность сгибателей начинается с максимального момента силы сокращения разгибателей и действует до вовлечения в новую работу разгибателей.



7. Результаты электрофизиологических исследований, отражающиеся в механическом эффекте движения показали, что важную координационную задачу при управлении звеньями (туловище, нижние конечности) в движении биокинематической цепи (туловище-нижние конечности) имеют мышцы антагонисты тазобедренного сустава. Вследствие сокращения мышц-антагонистов происходит:

а) эффективное управление движением опорного звена (туловища) для уменьшения потери момента сил от реакции звеньев;

б) улучшение сократительных свойств сгибателей механическим и центральным управляющим действием;

в) соединение звеньев (туловища и нижних конечностей) в единую биокинематическую цепь для перехода вращательного движения в поступательное и в связи с этим использование кинетической энергии нижних конечностей, потенциальной энергии жердей и работы силы мышц плечевого пояса.

8. Применение акселерографа и тензодинамографа вместе с интерпретацией экспериментальных результатов биомеханического и электромиографического анализа ускоряет процесс формирования двигательного навыка и углубляет знания о сущности движений.

9. Использование специальной установки для измерения исходных данных киноматериала позволяет получить точность вычисляемых биомеханических характеристик с относительной ошибкой 3,6%.

Работы, опубликованные по теме диссертации

1. Кинематический анализ гимнастических элементов. — Кехакультур, 1968, № 6, с. 178-180 (на эстонском языке).
2. Комплексное биомеханическое и электрофизиологическое исследование техники гимнастических упражнений. — Материалы XIII республиканской научно-методической конференции по проблемам спортивной тренировки. Тарту, с. 26-29.
3. Исследование кинематических и динамических структур акробатических прыжков. — Материалы XIII республиканской научно-методической конференции по проблемам спортивной тренировки. Тарту, 1971, с. 35-36 (в соавторстве).
4. Координация мышечной деятельности и техника упражнений в спортивной гимнастике. — Кехакультур, 1971, № 15, с. 468-469 (на эстонском языке).
5. Об отношении биоэлектрической активности мышц и биомеханических показателей при выполнении гимнастических упражнений. — Тезисы докладов XII Всесоюзной научной конференции по физиологии, морфологии, биомеханике и биохимии мышечной деятельности. Львов, 1972, с. 149.
6. Некоторые проблемы биомеханики движений гимнаста. — Тезисы IV научно-методической конференции по вопросам спортивной тренировки. Таллин, 1972, с. 15-16.
7. Об отношении биоэлектрической активности мышц и мышечных усилий. — Материалы XIV республиканской научно-методической конференции по физическому воспитанию. Тарту, 1972, с. 59-60.
8. Определение критериев технического мастерства гимнастов. — Материалы Всесоюзной научно-методической конференции по проблеме "Техническое мастер-



ство ство квалифицированных спортсменов". М., 1973,  
с. 55-56 (в соавторстве).

9. Применение акселерографии при обучении технике гимнастических упражнений. - Тезисы научно-методической конференции "Технические средства обучения и тренировки спортсменов". Минск, 1973, с. 120 (в соавторстве).

10. О возможности определения технической сущности физических упражнений. - Тезисы XVI республиканской научно-методической конференции Эстонской ССР по вопросам физкультуры. Таллин, 1974, с. 48-49

Торм Рейн Янович  
БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ  
ЗАКОНОМЕРНОСТЕЙ ФОРМИРОВАНИЯ  
ТЕХНИКИ ГИМНАСТИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ  
Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата педагогических наук  
Тартуский государственный университет  
ЭССР, г. Тарту, ул. Кийкооли, 18

---

Сдано в печать 28/II 1974 г. Бумага печатная, 30x45, 1/4. Печ. листов 2,5 (условных 2,33). Тираж 200 экз. Заказ № 272.  
Ротапринт ИТУ. ЭССР, г. Тарту, ул. Пялсони, 14

Бесплатно