

4510.91

K40

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ЦЕНТРАЛЬНЫЙ ОРДЕНА ЛЕНИНА  
ИНСТИТУТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ

На правах рукописи

К И М

Валериян Владимирович

**МЕХАНИЧЕСКИЕ НАГРУЗКИ (УСКОРЕНИЯ)  
В СПОРТИВНЫХ УПРАЖНЕНИЯХ: КОНТРОЛЬ,  
ПРЕДУПРЕЖДЕНИЕ ТРАВМАТИЗМА,  
ПОВЫШЕНИЕ ТОЛЕРАНТНОСТИ**

**13.00.04 – Теория и методика физического  
воспитания, спортивной трени-  
ровки и оздоровительной физи-  
ческой культуры**

**Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
доктора педагогических наук**

**МОСКВА – 1991**

4570.91

К 40

Государственном центральном ордена Ленина институте физической культуры.

Научный консультант – доктор педагогических наук, профессор, заслуженный деятель науки РСФСР Г. С. Туманян.

Официальные оппоненты:

Член-корреспондент АПН СССР, доктор педагогических наук, профессор Н. Ж. Булгакова.

Доктор педагогических наук В. И. Лях.

Доктор биологических наук, профессор А. Н. Лапутин.

Ведущая организация – Государственный ордена Ленина и ордена Красного Знамени институт физической культуры им. П. Ф. Лесгафта.

Защита состоится "10" 12 1991 г. в 14<sup>00</sup> час. на заседании специализированного совета Д 046.01.01 в Государственном центральном ордена Ленина институте физической культуры по адресу: Москва, Сиреневый бульвар, 4.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке института.

Автореферат разослан "29" 10 1991 г.

Ученый секретарь  
специализированного совета,  
кандидат педагогических наук, доцент

А. А. Шалманов

БИБЛИОТЕКА  
Львовского гос.  
института физической культуры

**Актуальность.** Основное научное противоречие данного исследования состоит в следующем: в ряде спортивных упражнений и тренировочных заданий возникают механические нагрузки (ускорения), не соответствующие и трудно сопоставимые с возможностями человеческого организма. Так, продольные ускорения на стопе у спортсмена при беге составляют около  $250-340 \text{ м/с}^2$  (Н. А. Бернштейн, 1940; И. П. Ратов и др., 1982), контактные силы в коленном и голеностопном суставах могут превышать в 60 раз вес тела спортсмена-легкоатлета (В. М. Зациорский, Н. Г. Михайлов, 1987). По данным Naylet (1932) футболисты при падении на землю испытывают действие ускорений до  $200 \text{ м/с}^2$ , у боксеров во время удара противника голова подвергается воздействию ускорений до  $250 \text{ м/с}^2$ , а с использованием защитного шлема до  $175 \text{ м/с}^2$  (Moskwa, 1970).

Наши сомнения подтверждаются статистическими данными травматизма (И. Д. Крячко, А. М. Ланда, 1953; В. К. Добровольский, 1964, 1967; З. С. Миронова и др., 1965, 1982; A. Kielbom, 1971; К. Франке, 1981; Baak van, Binkhorst, 1981; Nigg, 1982; Д. Шойлев, 1986; В. Ф. Башкиров, 1987), которые, несмотря на случайность отдельных травм, статистически – значимо показывают некоторую закономерность их возникновения, а именно: действующие механические нагрузки в отдельных случаях превышают допустимый уровень, определяемый возможностями организма спортсменов.

Складывается ситуация, когда необходимы обобщения и исследования разрозненных фактов для получения систематизированных знаний об ускорениях и их оценке в спортивных упражнениях.

Учитывая вышесказанное, в работе использовался недостаточно изученный в спортивной практике методологический подход – контроль и оценка вибрации (механических нагрузок) по уровню виброускорений в фиксированных точках тела спортсмена.

Проблема исследований заключается в том, что оценка воздействий механических нагрузок (ускорений) в спортивных упражнениях не нашла должной теоретической проработки, методологических и педагогических решений. Отсюда возникли вопросы по ограниченности арсенала средств и методов контроля воздействий, предупреждения травматизма, повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях.

Цель исследования состоит в разработке средств и методов по контролю механических нагрузок, мер по профилактике травматизма, повышению толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях.

Выбор модели исследований основывался на том, что физические упражнения рассмотрены с позиции воздействия вибрации

на спортсмена. Принято допущение, что источником вибрации является гипотетический внутренний движитель, под влиянием которого возникают близкие к гармоническим механические колебания, а каждая конкретная точка тела подвергается воздействию вибрации (механических нагрузок), оценка которых осуществляется по уровню эквивалентного среднего квадратичного значения ускорения.

Гипотеза исследований. Основываясь на том, что возникающие при ускорениях механические нагрузки связаны с действием сил инерции, выдвинуто предположение о важности конкретизации сегментов тела, подвергающихся наибольшему вибрационным воздействиям.

Данная посылка послужила основанием для исследования гипотезы о дифференцированной оценке величины механических нагрузок. В частности, уместно было предположить, что:

- возможно выделять компонент механической нагрузки, пропорциональный мощности выполняемых упражнений;
- особые надежды можно было бы возложить на выделенный из общей суммы воздействий компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы.

Воздействие механических нагрузок позволило предположить наличие при известных условиях оптимального кумулятивного эффекта, превышение которого могло бы привести к возникновению травматизма спортсменов. Отсюда, по-видимому, появляется возможность разработки контуров предварительной концепции механизма возникновения спортивной травмы, на основании которой могли бы быть разработаны практические рекомендации:

- по объектам и технологии контроля за уровнем механических нагрузок у спортсменов;
- по предупреждению травматизма;
- по методике повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях.

**Обобщенные задачи исследования:**

1. Исследовать методологические и методические предпосылки проблемы оценки воздействия ускорений на организм в спортивных упражнениях.

2. Изучить воздействие механических нагрузок (вибраций) и оценить их кумулятивный эффект в спортивных упражнениях, для чего:

а) сконструировать, изготовить и внедрить в практику устройства и приспособления, связанные с воздействием механических нагрузок;

б) определить коэффициент передачи ускорений в фиксированных точках тела при упражнениях спортсмена;

в) измерить дозу вибрационного воздействия на спортсмена при выполнении физических упражнений и установить зависимость между мощностью и величиной возникающих ускорений в выполняемых упражнениях спортсмена;

г) показать пути оптимизации воздействия механических нагрузок (вибрации) на спортсмена при выполнении упражнений.

3. Исследовать и дифференцировать оценку компонентов механических нагрузок в спортивных упражнениях.

4. Обосновать теоретические и экспериментальные критерии воздействия механических нагрузок на организм, для чего необходимо:

а) исследовать модельные зависимости воздействия механических нагрузок от конкретной точки тела на спортсменов различного возраста и квалификации;

б) установить аналитические зависимости риска возникновения травматизма при совершенствовании мастерства спортсменов на основе анализа отношения "риск-польза";

в) разработать модель оценки механических нагрузок в спортивных упражнениях;

г) сформулировать и представить концепцию механизма возникновения спортивной травмы.

5. Определить средства и методы контроля механических нагрузок, меры по профилактике травматизма, пути повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях.

Предметом исследования являются возникающие в спортивных упражнениях механические нагрузки (ускорения) и оценка их воздействия на организм, а также формы, средства, методы контроля механических воздействий, меры по профилактике травматизма, пути повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях.

#### Научная новизна

1. С позиций системного анализа активные физические упражнения рассмотрены как процесс действия вибрации, в котором эквивалентные скорректированные значения виброускорений служат информативной оценкой воздействия механических нагрузок на организм спортсмена.

2. В практику тренировки внедрены устройства и приспособления, связанные с воздействием механических нагрузок на организм спортсменов, за которые получены 16 авторских свидетельств на изобретения и одно свидетельство на промышленный образец.

3. С позиций совершенствования методических подходов можно считать новизной тот факт, что при нормировании механи-

ческих нагрузок в спортивных упражнениях необходимо конкретизировать место действия ускорений, что обусловлено изменением величин коэффициентов передачи ускорений (демпфирование или усиление) в фиксированных точках тела спортсмена.

4. По-новому показано, что оптимизация механических нагрузок (вибрации) в спортивных упражнениях должна идти по пути установления дозы вибрационного воздействия, определения эквивалентных скорректированных виброускорений, допустимые уровни которых нормируются на основе ГОСТ 12.1.012-90, санитарных норм СН № 3041-84, СН № 3044-84.

5. При уточнении известных положений конкретизированы и дифференцированы оценки воздействия механических нагрузок на следующие компоненты:

- механической нагрузки, пропорциональной мощности выполняемых упражнений;
- механической нагрузки, связанной с возмущением вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

6. Установлено, что при действии ускорений в спортивных упражнениях имеет место кумулятивный эффект, который может быть: оптимальным, экстремальным и пессимальным, что объясняется пропорциональной зависимостью между мощностью выполняемых упражнений и величиной возникающих виброускорений. При этом вестибулярная сенсорная система наиболее чувствительна к механическим возмущениям по сравнению с другими частями тела.

7. Новациями обладает разработанная и внедренная системная модель оценки механических нагрузок в спортивных упражнениях, которая состоит из трех взаимосвязанных составляющих:

- первичной или предварительной оценки воздействия механических нагрузок;
- непосредственной оценки механических нагрузок при выполнении спортивных упражнений;
- контроля виброускорений в фиксированных точках тела спортсмена.

Одновременно показаны модельные зависимости воздействия механических нагрузок от конкретной точки тела спортсменов, на основе отношения "риск-польза" установлены зависимости риска возникновения травматизма при совершенствовании спортивного мастерства, на новых методологических подходах сформулирована концепция механизма возникновения спортивной травмы.

8. В системе тренировки спортсменов выделено новое направление: методика повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях, состоящая из: а) ме-

тодики повышения толерантности организма в условиях воздействия ускорений; б) средства и методы для снижения и предупреждения воздействия ускорений.

9. В процесс обучения и тренировки спортсменов введено методическое положение: учет кумулятивного эффекта механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы спортсмена, что дало возможность усовершенствовать отдельные положения дидактического принципа постепенности и последовательности.

Теоретическая значимость исследований состоит в системной организации различных научных знаний, дающих целостное представление о взаимосвязи механических нагрузок спортивной тренировки и возникновения спортивного травматизма. Разработанная концепция позволяет объяснить механизм возникновения травмы, в котором физические нагрузки и спортивный травматизм находятся в диалектическом единстве как две стороны процесса кумуляции воздействий механических нагрузок в спортивных упражнениях.

Основной причиной травматизма в спортивных упражнениях является кумулятивный эффект механических нагрузок, который при определенных условиях изменяет свой суммарный уровень от оптимального к экстремальному и в более редких случаях – к пессимальному уровню. Спортсмен при выполнении упражнений использует механические нагрузки, связанные с оптимальным кумулятивным эффектом. Выход за пределы области оптимальных механических нагрузок приводит к повышенному риску возникновения спортивного травматизма.

Для предупреждения травматизма и оптимизации механических нагрузок разработана и апробирована системная модель оценки механических нагрузок в спортивных упражнениях, которая представляет собой гармоническое единство различных элементов, содержит определенный механизм построения знаний, теоретическое содержание которых воплощает некоторую программу исследований, позволяя наряду с объяснительной функцией, прогнозировать возможные последствия спортивной тренировки.

#### Практическая значимость исследований

Спортивная практика в виде вибрационного параметра – среднего квадратичного значения ускорения – получила четкие метрологические критерии оценки механических нагрузок. Показатель виброускорений фиксированных точек тела позволяет установить общие и индивидуальные границы воздействия ускорений, оценить их кумулятивный эффект, дидактически правильно регулировать уровень нагрузок, а также предвидеть возможные

последствия, проводя профилактику травматизма в спортивных упражнениях.

При оценке механических нагрузок тренеры и спортсмены имеют возможность разделить их суммарный эффект на следующие компоненты: а) механическую нагрузку, пропорциональную мощности, выполняемых упражнений; б) компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы.

При нарастании утомления необходимо учитывать не только энергетическую значимость, мощность выполняемых движений, а также центрально-нервные сдвиги, которые косвенно определяют по величине механических возмущений вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

Описанное выше послужило основанием для введения в процесс обучения и тренировки спортсменов нового методического положения: учет кумулятивного эффекта механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы, на основании которого уточняется реализация дидактического принципа постепенности и последовательности, ранжируются упражнения, средства и методы спортсменов.

Результаты исследований послужили основанием для разработки и изготовления целого комплекса тренажеров и тренировочных устройств, имеющих следующую специфическую особенность: а) тренировочные устройства, моделирующие различные кумулятивные эффекты воздействия ускорений; б) устройства и приспособления, снижающие уровень воздействия механических нагрузок на организм спортсменов.

Как программой для практической деятельности служит разработанная системная модель оценки механических нагрузок. Изменение структурной целостности общей схемы предложенной модели приводит на практике к повышенному риску возникновения спортивного травматизма.

В практику внедрено перспективное направление: методика повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях, которая включает в себя: а) методику повышения толерантности организма спортсменов в условиях воздействия ускорений в спортивных упражнениях;

б) средства и методы, направленные на предупреждение и уменьшение влияний механических нагрузок в упражнениях спортсмена.

На защиту выносятся следующие основные положения диссертации:

1. Спортивные упражнения предлагается рассматривать как процесс действия вибрации на организм человека. Информатив-



ным показателем оценки воздействия вибрации (механических нагрузок) на организм является эквивалентное среднее квадратичное значение ускорений фиксированных точек тела спортсмена.

2. При нормировании механических нагрузок рекомендуется конкретизировать место действия ускорений, что обусловлено изменением величин коэффициентов передачи ускорений (демпфирование или усиление) в фиксированных точках тела спортсмена. При одном и том же упражнении механическая нагрузка для различных сегментов тела спортсмена будет неоднозначной.

3. Основная задача учебно-тренировочного процесса сводится к оптимизации механических нагрузок (вибрации) в спортивных упражнениях путем установления дозы вибрационного воздействия, эквивалентных скорректированных виброускорений, допустимые уровни которых определяются на основе государственных стандартов безопасности труда ГОСТ 12.1.012-90, санитарных норм СН № 3041-84, СН № 3044-84.

4. В физических упражнениях необходимо дифференцировать оценку воздействия механических нагрузок на следующие компоненты: во-первых, компонент механической нагрузки, пропорциональный мощности выполняемых упражнений; во-вторых, из суммы воздействий выделять компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы спортсменов.

5. При действии ускорений в спортивных упражнениях имеет место их кумулятивный эффект, который может быть: оптимальным, экстремальным и пессимальным, что объясняется пропорциональной зависимостью между мощностью выполняемых упражнений и величиной возникающих виброускорений. Причем наиболее чувствительной к механическим возмущениям является вестибулярная сенсорная система спортсмена.

6. Для физического воспитания разработана и апробирована системная модель оценки механических нагрузок в спортивных упражнениях, которая состоит из трех основных взаимосвязанных составляющих: первичной или предварительной оценки, непосредственной оценки воздействия, а также контроля механических нагрузок.

7. Для теории и практики спортивной тренировки сформулирована концепция механизма возникновения спортивной травмы.

8. В тренировке спортсменов предлагается использовать методику повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях.

9. В процессе обучения и тренировки спортсменов обосновано использование методического положения: учет кумулятивного

эффекта механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

#### **Внедрение результатов исследований в практику физической культуры и спорта**

По итогам исследований за внедрение различных приспособлений и устройств получено 11 свидетельств за рационализаторские предложения. За научные разработки получено 16 авторских свидетельств на изобретение и одно свидетельство на промышленный образец, которые внедрены в практику и опубликованы во всесоюзном сборнике "Внедренные изобретения". Библиографическая информация. М.: ВНИИПИ, 1985. № 1-2. С. 38. (а.с. № 936947, 967492, 1077613); 1985. № 3-4. С. 10 (а.с. № 719629); 1989. Т. 1. Ч. 1. С. 64 (№ 923560; 1114429, 1189462); С. 65 (№ 963534, 1107879); С. 30 (№ 1172532, 1258380); 1989, Т. 1 Ч. 2. С. 565 - № 1010642.

Предложенная методика тренировки апробирована и внедрена в сборной команде СССР и РСФСР по боксу, Ленинградском НИИ кардиологии МЗ РСФСР, ряде учебных вузов и коллективов РСФСР. Основное место внедрения результатов исследований - учебный процесс по физическому воспитанию студентов Уральского политехнического института им. С. М. Кирова (контингент очного отделения 12 тыс. человек).

Основные положения диссертации доложены на всесоюзных и республиканских конференциях, апробированы на ежегодных методических конференциях тренеров СССР, РСФСР, ВДФСО профсоюзов, ЦС "Динамо" 1978-1990 г.

По теме диссертации опубликована 71 печатная работа.

**Структура диссертации:** состоит из раздела общей характеристики работы, пяти глав, заключения, выводов, списка литературы и приложения. Объем диссертации 437 страниц машинописи, куда включены 118 рисунков, 40 таблиц. Приложения содержат 20 рисунков и 16 таблиц.

#### **Механические нагрузки и их оценка в спортивных упражнениях**

При оценке воздействия вибрации в физических упражнениях измеряемым параметром являлось среднее квадратичное значение ускорения фиксированных точек тела спортсменов, которое регистрировалось и нормировалось согласно Государственным стандартам Союза ССР, системе стандартов безопасности труда: Вибрационная безопасность, общие требования: ГОСТ 12.1.012-90<sup>1)</sup>. Регистрация

<sup>1)</sup> Исследования и метрологическая проверка измерений проводилась совместно со ст. науч. сотрудником, канд. физ.-мат. наук Ю. И. Матвеевым (лаборатория измерения шума и вибрации ВЦНИИОТ ВЦСПС, Москва)

ускорений осуществлялась трехкомпонентными акселерометрами 4321 ("Брюль и Кьер", Дания). Обработка сигналов с датчиков для получения значений ускорений по специальной программе осуществлялась с АЦП-12 (Новочеркасск) через мультиплексор 752. Пуск АЦП-12 проводился от внешнего генератора 730 А. Акселерометры были включены через усилитель-интегратор, с которого последовательно снимались значения виброускорений по трем осям ортогональной системы координат. Квантование сигнала проводилось через 10 мс. Данные значений ускорений вводились в ЭВМ "Мера-60" (производство ПНР), которая автоматически показывала общий уровень средних квадратичных значений ускорений с выводом на цифровое печатающее устройство и графопостроитель. Общая ошибка измерений показаний датчиков вместе с погрешностями при смещениях пятиметрового соединительного кабеля не превышала 5%. Акселерометры с помощью адаптера крепились в области височной кости на боксерском защитном шлеме, в области плеча, лучезапястного сустава, на поясе в области крестца, на бедре в области коленного сустава, на голени в области голеностопного сустава. При креплении датчиков использовались кожаные ремни типа напульсников, содержащие отверстие, через которое датчики выходили за внешнюю поверхность ремня, а адаптер неподвижно прижимался к смазанной клеем прорезиненной ткани (лейкопластырь), закрепленной на участке кожи тела или конечности.

Для метрологического соответствия и проверки вибрационных параметров, сопровождающих движения спортсменов, использовалась виброизмерительная аппаратура фирмы "Брюль и Кьер", Дания. Трехкомпонентный датчик 4321 был соединен с предусилителем 2635, усилителем-измерителем 2607 и октавным фильтром 1617 с погрешностью измерений до  $\pm 0,5$  дБ. Сигналы с датчиков во время выполнения упражнений записывались на четырехканальный магнитофон 7005, а затем подвергались анализу общий уровень виброускорений, их спектральный анализ в октавной и третьоктавной полосе частот на цифровом анализаторе 21:1. Общее время усреднения каждого отдельного упражнения составляло 60 с, а в отдельных случаях время усреднения увеличивалось до 180 с. Для каждого вида упражнения итоговое значение виброускорения усреднялось по результатам трех попыток испытуемого. Для измерения скорректированного по частоте вибрационного параметра, а также дозы вибрации в условиях спортивных упражнений использовался автономный виброметр 2513.

Введение дозы и интегральной оценки по частоте нормируемого параметра позволяет существенно упростить контроль вибрации. Значение дозиметрического метода контроля заключается в его простоте, и данный метод в настоящее время достаточно широко апробирован на материале исследований в лаборатории измерения вибрации ВЦНИИОТ ВЦСПС (Ю. И. Матвеев, 1989).

Доза вибрации согласно ГОСТ 12.1.012-90 и СН № 3041-84 и СН № 3044-84 определялась по формуле

$$D_{\bar{a}} = \bar{a}_1^2 \cdot t_1 + \bar{a}_2^2 \cdot t_2 + \dots + \bar{a}_n^2 \cdot t_n, \quad (1)$$

где  $D_{\bar{a}}$  - доза вибрации по виброускорению,  $\bar{a}$  - среднеквадратичное значение ускорения конкретной фиксированной точки тела,  $t$  - период времени, за который измерялось виброускорение.

Для того, чтобы полученную дозу сравнить с гигиеническими нормами, необходимо вычислить эквивалентный вибрационный параметр

$$\bar{a}_{\text{экр}} = (D/T)^{1/2}, \quad (2)$$

где  $D$  — доза, накопленная за время действия вибрации  $T$ , которое необходимо дополнительно регистрировать.

В целях учета чувствительности человека к колебаниям разной частоты и используют скорректированное значение виброускорения по формуле

$$\bar{a} = \left( \sum_{i=1}^n \bar{a}_i^2 \cdot k_i^2 \right)^{1/2}, \quad (3)$$

где  $\bar{a}_i$  — среднее квадратичное значение ускорения в  $i$ -й частотной полосе,  $n$  — число частотных полос в нормируемом частотном диапазоне,  $k$  — весовой коэффициент для  $i$ -й частотной полосы, который имеет разные значения.

Полученное значение виброускорения, скорректированное по частоте нормируемого параметра, сравнивают с гигиеническими нормами, которые согласно санитарным нормам имеют одночисловую интегральную оценку для общей вибрации и составляют  $x_0, y_0 = 0,4$ ;  $z_0 = 0,56$  м/с для локальной вибрации — 2,0 м/с.

Нормы виброускорений приведены для восьмичасового воздействия, в течение которого данный параметр безопасен для здоровья человека. В случае, если вибрационный параметр превышает предельно допустимое значение, используется следующая формула вычислений

$$U_t = U_{480} \sqrt{480/t}, \quad (4)$$

где  $U_{480}$  — предельно допустимое значение среднего квадратичного ускорения в течение 480 мин (рабочего дня),  $t$  — время, мин, в течение которого происходит механическое воздействие,  $U$  — предельно допустимое значение среднего квадратичного ускорения за время  $t$ .

Сравнительные метрологические измерения подтвердили доброкачественность исследований, в которых погрешность регистрируемых виброускорений не превышает 5% [60].

Для регистрации ускорений фиксированных точек тела спортсменов в естественных условиях использовалась стереокиносъемка (В. М. Зацнорский, С. Ю. Алешинский, Н. Я. Якунин, 1982; В. В. Тьпа, 1977 и др.).

В исследованиях приняло участие 327 спортсменов (легкоатлетов, боксеров, борцов, пловцов, гимнастов, игроков в теннис и настольный теннис) различного возраста и квалификации.

При анализе механических нагрузок при ходьбе и беге легкоатлетов использовался вибрационный параметр — эквивалентное среднее квадратичное значение ускорения фиксированных точек тела спортсменов, по которому можно судить о мощности колебательного процесса и степени воздействия механической энергии на организм.

174 спортсмена-легкоатлета были разбиты на шесть возраст-

ных и квалифицированных групп: 8-9 лет, 10-11 лет, 12-13 лет, 15-16 лет, взрослые - новички 18-28 лет, разрядники (мс, кмс, 1 р).

Испытуемые выполняли ходьбу и бег под метроном с частотой движений 2 Гц, 3 Гц и в максимальном темпе. Для стандартизации исследований все спортсмены выполняли упражнения без обуви на полу с деревянным покрытием.

Сравнительный анализ механических нагрузок при ходьбе на месте показывает, что по мере повышения возраста занимающихся возрастают вибрационные воздействия на опорно-двигательный аппарат спортсменов. Одновременно при повышении частоты движений увеличивается и уровень вибрации в различных сегментах тела спортсменов. Например, для испытуемых 10-11 лет ( $n = 30$ ) уровень механических нагрузок при частоте движений 2 Гц на уровне голеностопного сустава составил в среднем  $1,07 \pm 0,93$ , общего центра тяжести  $0,88 \pm 0,54$ , головы  $0,79 \pm 0,30$  м/с<sup>-2</sup>. С увеличением частоты движений до 3 Гц величина вибрации достоверно повышается соответственно:  $1,41 \pm 0,82$ ;  $1,36 \pm 0,99$ ;  $1,28 \pm 0,94$  м/с<sup>2</sup>. При максимальной частоте движений также пропорционально возрастает и механическая нагрузка:  $1,54 \pm 0,88$ ;  $1,64 \pm 1,14$ ;  $1,92 \pm 1,48$  м/с<sup>2</sup> ( $p = 0,05$ ).

Аналогичные изменения механических нагрузок (виброускорений) в фиксированных сегментах тела наблюдаются у взрослых спортсменов-разрядников. При ходьбе с частотой шагов 2 Гц уровень виброускорений составил:  $3,35 \pm 0,77$  (голеностоп),  $0,92 \pm 0,13$  (ОЦТ),  $0,54 \pm 0,14$  м/с<sup>2</sup> (голова). При частоте движений 3 Гц соответственно:  $5,44 \pm 1,01$ ;  $1,47 \pm 0,32$ ;  $0,74 \pm 0,10$  м/с<sup>2</sup>. При максимальной частоте движений:  $7,70 \pm 2,09$ ;  $3,58 \pm 1,14$ ;  $2,41 \pm 0,90$  м/с<sup>2</sup>.

Можно проследить, что механические нагрузки для различных сегментов тела неоднозначны. В этой связи для уточнения воздействия уровней ускорения на различные части тела рассчитывается коэффициент передачи, т. е. отношение амплитуды сигнала на "выходе" (например, голове) к амплитуде сигнала на "входе" (стопе), что используется в исследованиях (В.М. Nigg et al., 1974; Н. Dupuis et al., 1976; В.М. Nigg, 1977; А.С. Аруин, В.М. Зацюрский, 1989).

На показанных выше примерах механических нагрузок у детей 10-11 лет и спортсменов-разрядников расчеты коэффициентов передачи подтверждают неоднозначность уровней вибрации для различных сегментов тела. Так, для спортсменов-разрядников средние величины коэффициентов передачи от стопы к голове пропорционально уменьшаются. Например, при максимальной частоте движений в ходьбе коэффициент передачи имел следующие величины: 1,0 (на уровне голеностопа) - 0,46 (ОЦТ) - 0,31 (голова). У спортсменов 10-11 лет при максимальной частоте шагов в ходьбе коэффициент передачи изменялся соответственно: 1,0-

1,06–1,25, т. е. необходимого демпфирования виброускорений не происходило, а коэффициент передачи от стопы к голове увеличивался, повышая механическую нагрузку для чувствительных структур тела (головы, сенсорных систем и др.)

Результаты исследований можно объяснить различной координационной способностью спортсменов. Для разрядников ходьбы в максимальном темпе не сказывается на изменениях координации опорно-двигательного аппарата, при этом возникающие виброускорения демпфируются структурами тела, а коэффициент передачи пропорционально уменьшается, что согласуется с принципом комфортабельности по В. В. Белецкому (1984). У юных спортсменов, в силу недостаточной координации мышц нижних конечностей и мышц туловища, в структуре движений при максимальном темпе ходьбы появляются лишние движения и колебания, что приводит к повышению механических нагрузок, а коэффициент передачи от стопы к голове увеличивается.

Анализ механических нагрузок при беге спортсменов представлен в табл. 1, где обнаруживаются сходные как и при ходьбе зависимости.

С увеличением возраста испытуемых возрастает уровень физических качеств, что сказывается на проявлении характеристик силы, выраженных в показателях виброускорений при беге. От возрастной группы 8–9 лет до группы взрослых спортсменов уровень механических нагрузок в сегментах тела возрастает (табл. 1).

Обнаруживается достоверная разница средних данных при повышении частоты шагов при беге. Чем выше частота движений, тем выше уровень виброускорений (механических нагрузок), характеризующих мощность колебательного процесса и воздействующей на организм механической энергии.

Представляет интерес анализ коэффициентов передачи ускорений в сегментах тела спортсменов. Если у взрослых спортсменов от стопы к голове величина виброускорения уменьшается (соответственно уменьшается и коэффициент передачи), то у спортсменов младшего возраста 8–13 лет такого не происходит. При повышении частоты движений величина виброускорений на голове и ОЦТ выше, чем на уровне голеностопного сустава, а коэффициент передачи при этом увеличивается (табл. 1).

Отмеченное изменение необходимо объяснить координационными возможностями занимающихся, которые у юных спортсменов ниже, чем у взрослых, что надо учитывать в тренировке. При одном и том же упражнении механические нагрузки для различных сегментов тела имеют разный уровень, в соответствии с которыми необходимо проводить нормирование возникающих вибраций.

Таблица 1

Эквивалентные средние квадратичные значения ускорений ( $\bar{a}_x$ , м/с<sup>2</sup>) фиксированных точек тела спортсменов при беге на месте с различной частотой движений

Испытуемые	Частота движений, Гц	Точки тела спортсмена		
		Голова	ОЦТ (общий центр тяжести)	Голеностопный сустав
Разрядники (мс, кмс, 1 р), n = 10	2	1,35 (0,25) 0,52	2,31 (0,43) 0,73	5,35 (1,0) 1,03
	3	κ 3,39 (0,22) 0,94	κ 6,98 (0,44) 0,91	κ 15,73 (1,0) 3,24
	Макс.	κ 7,26 (0,18) 2,26	κ 10,95 (0,27) 3,23	κ 40,87 (1,0) 5,58
Новички (18-28 лет), n = 10	2	2,54 (0,35) 0,70	3,87 (0,54) 0,39	7,15 (1,0) 0,90
	3	κ 13,99 (0,49) 4,48	κ 15,55 (0,54) 5,25	κ 28,68 (1,0) 6,85
	Макс.	κ 17,23 (0,59) 2,91	κ 20,63 (0,71) 1,94	κ 29,17 (1,0) 6,05
15-16 лет, n = 21	2	2,56 (0,54) 1,06	3,90 (0,79) 1,35	4,96 (1,0) 1,37
	3	κ 6,03 (0,69) 2,86	κ 6,71 (0,77) 1,57	κ 8,68 (1,0) 3,31
	Макс.	κ 9,24 (0,78) 5,28	κ 10,18 (0,86) 3,13	κ 11,80 (1,0) 3,05
12-13 лет, n = 24	2	1,44 (0,88) 1,04	2,11 (1,29) 1,78	1,64 (1,0) 1,03
	3	κ 3,46 (1,28) 1,75	κ 3,73 (1,38) 2,21	κ 2,70 (1,0) 1,57
	Макс.	κ 3,61 (0,92) 1,22	κ 5,29 (1,35) 1,85	κ 3,93 (1,0) 1,73
10-11 лет, n = 28	2	1,48 (1,37) 1,71	1,79 (1,66) 1,94	1,08 (1,0) 0,58
	3	κ 3,31 (2,05) 2,59	κ 4,46 (2,75) 3,03	κ 1,62 (1,0) 0,86
	Макс.	κ 3,91 (1,52) 2,31	κ 5,41 (2,10) 2,74	κ 2,57 (1,0) 1,51
8-9 лет, n = 18	2	3,99 (2,96) 1,89	3,70 (2,74) 1,18	1,35 (1,0) 0,49
	3	3,94 (2,54) 2,26	κ 4,49 (2,90) 2,17	κ 1,55 (1,0) 0,53
	Макс.	κ 4,18 (1,69) 1,74	κ 3,96 (1,60) 2,03	κ 2,47 (1,0) 2,41

Примечание. В числителе — средние данные, в знаменателе — среднее квадратическое отклонение. Знак κ — p = 0,05. В скобках даны коэффициенты передачи.

Наибольшие величины виброускорений в фиксированных точках тела зарегистрированы в естественных условиях бега с максимальной скоростью методикой стереофотограмметрии. Показатели виброускорений в сегментах тела имеют разнообразный характер. Для группы мастеров спорта характерно пропорциональное снижение величин виброускорений от стопы к голове. Например, для мастера спорта П. по оси X виброускорения уменьшаются от 86,37 м/с<sup>2</sup> (на уровне голеностопного сустава) до 10,0 м/с<sup>2</sup> - на уровне головы. У начинающих легкоатлетов можно наблюдать не только снижение, но и повышение коэффициента передачи. Так, у спортсмена К., 12 лет по оси X при беге с максимальной скоростью (5,9 м/с) зарегистрированы следующие виброускорения: 64,60 (на уровне голеностопного сустава); 32,51 (колени); 49,12 (бедро); 39,22 (ОЦТ); 28,83 (плечо); 40,16 м/с<sup>2</sup> (голова).

Для спортсменов младшего возраста характерна недостаточная межмышечная координация мышц нижних конечностей и мышц туловища. Согласованность движений сегментов тела новичка нарушается и приводит к появлению лишних движений и колебаний по всем координатным осям, что выражается в больших величинах коэффициента передачи ускорений в фиксированных точках тела, по сравнению с квалифицированными спортсменами (табл. 1).

Проведенные исследования показали возможность оптимизации возникающих механических нагрузок (вибраций) по ГОСТ 12.1.012-90.

По рекомендациям для бегунов-спринтеров (Э. С. Озолин, 1986), была составлена и исследована программа бега для мастера спорта П., 23 года, 171 см, 59 кг: четыре отрезка по 100 м с перерывами между отрезками 5 минут и после последнего отрезка бега -- 10 минут. Общая продолжительность данного фрагмента тренировки составила 25,8 мин (включая около 48 с суммарного времени бега). Наибольшее среднее квадратичное ускорение зарегистрировано на уровне голеностопного сустава и составляло 76,1-79,3 м/с<sup>2</sup>. По формуле (1) рассчитаем дозу вибрационного воздействия, а по ней эквивалентное виброускорение (формулам 2 и 3), которое составит:  $a_{\text{экв}} = 6,8 \text{ м/с}^2$ . Данный уровень вибрации согласно ГОСТ 12.1.012-90 допускает время воздействия (формула 4) в пределах  $t = 1,7$  мин, что больше реального времени бега в четырех отрезках.

Иными словами, допустимые нормы вибрации для человека в условиях производства адекватны и соотносимы при оптимизации механических нагрузок в спортивных упражнениях.

Другой пример регулирования механических нагрузок (при локальных вибрациях) можно привести на боксерах при ударах в максимальном темпе по настенной подушке.



Результаты измерения виброускорений на уровне лучезапястного сустава у мастера спорта В., 73 кг, 21 год были следующие: 1 раунд - 58,6; 2 раунд - 57,9; 3 раунд - 56,3 м/с<sup>2</sup> (время раунда 3 мин, перерыв между раундами - минута).

Определим дозу вибрации, а по ней одночисловую оценку эквивалентного виброускорения по формулам (1-3):  $a_{\text{экв}} = 52,1 \text{ м/с}^2$ . При таких значениях ускорений боксер может тренироваться согласно ГОСТу не более 42 с, хотя реальная тренировка продолжалась 9 мин.

Надо отметить, что такая модель тренировки используется крайне редко, т. к. очень утомительна для боксера и не встречается в реальном бою на ринге. В практике с целью совершенствования (например, быстроты) раунд боя разбивают на дискретные отрезки времени работы с периодами отдыха.

Так, в данном примере по новой программе боксер выполнял интервальную работу (удары по снаряду) с максимальной частотой в течение от 6 до 3 с, а затем отдыхал от 14 до 17 с. После каждого раунда следовал минутный перерыв. Суммарное время по всем отрезкам тренировки составило 540 с (трех раундов боя). В условиях кратковременных интервалов работы уровень виброускорений колебался от 44,3 до 48,6 м/с<sup>2</sup>. При этом  $a_{\text{экв}} = 14,6 \text{ м/с}^2$ , что позволяло по нормам вибрационной нагрузки устанавливать продолжительность упражнений до 9 мин.

2828/2  
Данные примеры доказывают адекватность и возможность оптимизации механических нагрузок (вибрации) в спортивных упражнениях по нормам, установленным для человека стандартами безопасности труда (ГОСТ 12.1.012-90). Теоретические и практические методы упражнений (В. М. Зациорский, 1970; Л. П. Матвеев, 1977; В. Н. Платонов, 1986; Теория спорта, 1987 и др.) дополняются новыми положениями о необходимости оптимизации вибраций, возникающих при движениях спортсмена. Реальный тренировочный процесс спортсмена находится в полном соответствии с установленными нормами вибрационной нагрузки и обеспечивает оздоровительную направленность физических упражнений для человека.

Регистрация виброускорений в фиксированных точках тела спортсмена отражает мощность колебательного процесса, где взаимоотношение мощность-виброускорение имеет квадратичную зависимость (Ю. М. Васильев, Ю. И. Матвеев, В. П. Палкин, 1979; Ю. И. Матвеев, 1989). Отсюда величина воздействующей энергии и мощность колебаний является первопричиной функциональных изменений в организме (Е. Ц. Андреева-Галанина, 1965; И. К. Разумов, 1975; Вибрация в технике: Справочник, 1981; К. В. Фролов, 1984).

Определение дозы вибрации для организма спортсменов показывает возможность и механизм суммации (кумуляции) механических нагрузок, что необходимо, прежде всего, для оценки и предупреждения риска возникновения спортивного травматизма. Чем больше величина воздействующих механических нагрузок (виброускорений), тем больше суммарная величина дозы вибрации. Вибродозиметрия направлена на то, чтобы дать количественную оценку эффекта действия механических нагрузок на организм человека (Ю. И. Матвеев, 1989; В. В. Ким, Ю. И. Матвеев, 1990), при этом допускается корректная суммация возникающих воздействий и оценивается возможный кумулятивный эффект спортивных упражнений.

Как показали исследования в различных видах спорта, при действии виброускорений в спортивных упражнениях имеет место их кумулятивный эффект, который может быть оптимальным, экстремальным и в редких случаях – пессимальным (например, острая травма, нокаут в боксе и пр.). Если уровень эквивалентных виброускорений не выходит за пределы допустимых санитарных норм по ГОСТ 12.1.012-90, то кумулятивный эффект таких механических нагрузок является оптимальным для спортсмена. Выход эквивалентного виброускорения за границы норм и допусков может привести к экстремальному кумулятивному эффекту спортивных упражнений и несет повышенный риск возникновения травматизма.

Вибрационные модели физических упражнений показывают, что совершенствование спортивного мастерства и возникновение травматизма есть две стороны одного процесса, где, с одной стороны, механические нагрузки служат эффективным средством тренировки, а, с другой стороны, возникающие вибрации могут оказывать вредное воздействие. Расчеты дозы вибрации, эквивалентных скорректированных виброускорений позволяют в каждом конкретном случае оптимизировать механические нагрузки при повышении эффективности тренировочного процесса.

Результаты исследований в виде индивидуальных топограмм механических воздействий (виброускорений) в наглядном виде могут использоваться в качестве средств контроля механических нагрузок. Возникающие уровни виброускорений, отраженные на индивидуальной топограмме (графической карты сегментов тела), показывают те точки, где происходит наибольшее или меньшее механическое воздействие. Чем больше возникающее ускорение, тем большую работу (мощность) выполняет данный сегмент тела спортсмена. По уровням виброускорений, отраженных на индивидуальной топограмме, можно планировать и программировать механические нагрузки (например, снижать или повышать в том или ином суставе), суммировать возникающие воздействия, вести

их строгий контроль, а на этом основании, наряду с повышением эффективности тренировки, проводить профилактику травматизма опорно-двигательного аппарата спортсмена.

Материалы исследований на большом числе фактов указали на значительные величины виброускорений головы спортсменов различных видов спорта. В естественных локомоциях – ходьбе и беге колебания головы связаны с вынужденными и принудительными механическими воздействиями, которые возникают при реакциях опоры. При одном и том же упражнении голова может испытывать большую механическую нагрузку, чем на уроке голеностопного сустава при беге испытуемого (табл. 1). Такое положение объясняется низким уровнем координационных способностей особенно детей и занимающихся младших спортивных разрядов по сравнению со взрослыми и высококвалифицированными спортсменами.

С другой стороны, необходимо найти методический подход к оценке возникающей вибрации головы и показать роль механических нагрузок, связанных с возмущением вестибулярной сенсорной системы.

#### Дифференцированная оценка компонентов механической нагрузки в спортивных упражнениях

На основании полученных результатов исследований возникающих виброускорений в фиксированных точках тела было высказано предположение о необходимости дифференцированной оценке механических нагрузок в виде двух компонентов:

- механической нагрузки, пропорциональной мощности выполняемых упражнений;
- из суммы воздействий выделять компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

Исключительная напряженность многообразной двигательной деятельности в современных условиях все в большей степени требует дифференцированной по видам спорта тщательной оценки величин физической нагрузки.

Однако величина нагрузки на протяжении последних лет оценивается упрощенно и однозначно по частоте сердечных сокращений (ЧСС), которая регистрируется в ходе занятий и соревнований (Р.-О. Astrand, 1952; В. Л. Карпман, Э. Б. Белоцерковский, И. А. Гудков, 1974, 1988; В. М. Зацюрский, 1970; М. А. Годик, 1982; И. В. Аулик, 1990). Основанием такого методического подхода обычно служит близкая к прямолинейной зависимость мощности

велозргометрической нагрузки в лаборатории, энергетики (по потреблению кислорода) и ЧСС.

На сложность факторов, влияющих на ЧСС в естественных условиях деятельности, давно обратили внимание исследователи и тренеры. На примере специфической беговой пробы  $PWC_{170}$  у юных спортсменов нарекания исследователей вызывают частые случаи, когда первая тестирующая нагрузка вызывает большую ЧСС, нежели вторая, а при экстраполяции неоправданно завышаются величины  $PWC_{170}$ , которые оказываются у девочек 13-14 лет лучше, чем в 15-16 лет, а у мальчиков 13-14 лет хуже, чем у девочек того же возраста (В. В. Розенблат, С. П. Майфат, 1989).

Данные противоречия послужили поводом для проверки правомерности переноса результатов лабораторных исследований на обычные условия двигательной деятельности, в которых невозможно исключить влияние такого фактора, как механические нагрузки, связанные с возмущением вестибулярной сенсорной системы, что показано в исследованиях отдельных видов спорта (см. предыдущий раздел).

С целью такой проверки мы применили единый методический подход – одновременную регистрацию энергетики (по кислородному потреблению) с телеметрической регистрацией ЧСС в ходе выполнения многих моделей спортивных нагрузок [4, 5, 6, 26, 34, 42, 45]. Точность оценки кислородной стоимости спортивных нагрузок была достигнута путем разработанного специального автономного устройства для программированного забора проб выдыхаемого воздуха во время спортивных движений [1, 2, 3].

В результате проведенных исследований выявилось закономерное несовпадение связи энергетики по кислороду и ЧСС в лаборатории и в естественных условиях (рис. 1). Как видно из рис. 1, величины кислородной стоимости нагрузок в лаборатории (верхняя часть рис. 1 – эргометрия) соответствуют общепризнанным представлениям: чем выше механическая нагрузка, тем выше кислородная стоимость нагрузки и тем больше ЧСС.

Иная характеристика обычных спортивных нагрузок в естественных условиях двигательной деятельности (нижняя часть рис. 1). Если спортивные нагрузки с динамической циклической структурой (например, бег на 5000 м) приближались по ЧСС к лабораторным (около 80% от соответствующих лабораторных нагрузок той же кислородной стоимости), то сложнокоординационные спортивные нагрузки (в настольном теннисе, фигурном катании) совсем не соответствовали лабораторным данным. Обращает на себя внимание малая кислородная стоимость игры в настольный теннис и исполнения программы фигурного катания (в пределах одного литра кислорода при пересчете на одну минуту) при чрезвычайно высокой ЧСС – до 200 уд/мин и выше.

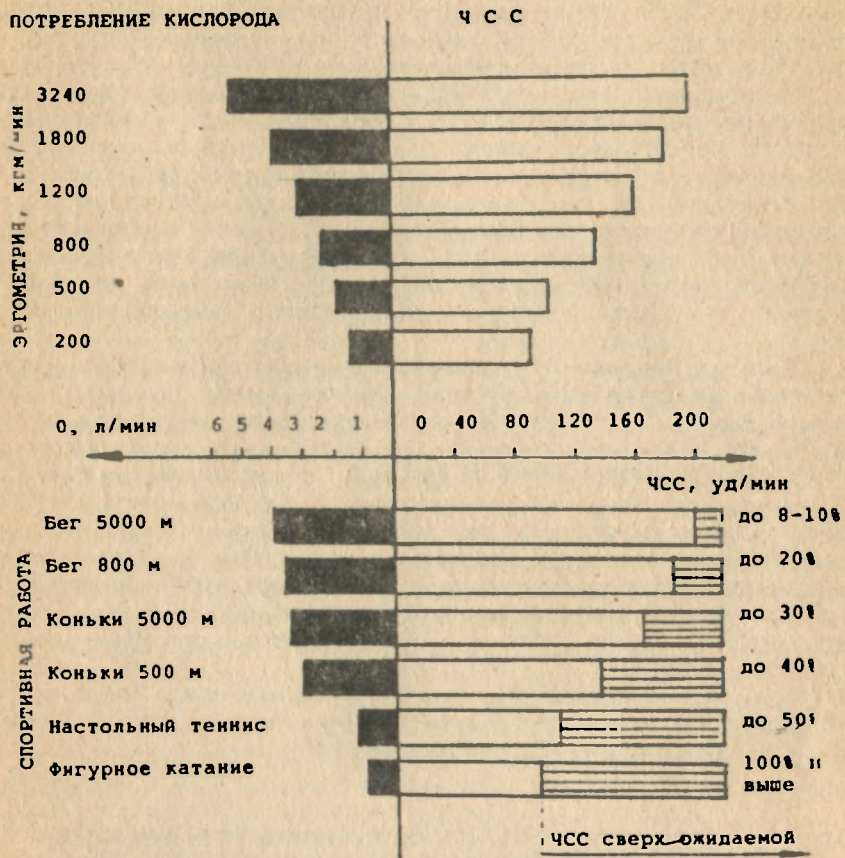


Рис. 1. Потребление кислорода ( $O_2$  л/мин) и ЧСС при лабораторных велоэргометрических нагрузках (вверху) и в условиях различной двигательной деятельности спортсменов - внизу (А. Б. Гандельсман, Т. А. Евдокимова, В. В. Ким, 1986)

Из рис. 1 видно, что уменьшение кислородной стоимости бега на 5000 м на коньках по сравнению с таковой при легкоатлетическом беге на 5000 м характеризуется отчетливо большей ЧСС сверхожидаемой по кислородной стоимости по сравнению с лабораторной. Чем выше скорость движения в упражнении, тем больше сверхожидаемая величина ЧСС. Закономерное несовпадение энергетики по кислороду и ЧСС в лаборатории и в естественных условиях деятельности связано, по нашему мнению, с воздействием различных ускорений на организм спортсменов. Исследования позволили предположить, что, наряду с компонентом механической нагрузки, пропорционального мощности выполняемых упражнений, существенную роль играет компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы, что почти полностью исключается в лабораторных опытах.

Для исследования компонента механической нагрузки, связанного с возмущением вестибулярной сенсорной системы, были разработаны и широко апробированы устройства для оценки вестибулярной сенсорной системы по авторским свидетельствам № 1172532, 1258380 [33, 42, 40, 41, 44, 49, 48], основная задача которых проводить программируемые навязанные принудительные колебания головы в ортогональной системе координат относительно неподвижного туловища. В покое при относительном исключении энергетических затрат механические нагрузки (вибрации) головы, с заданной частотой колебаний, позволяют оценить вклад вестибулярной сенсорной системы в общую реакцию организма, регистрируемую по ЧСС.

Результаты исследований по оценке компонента механической нагрузки, связанного с возмущением вестибулярной сенсорной системы спортсменов, представлены в табл. 2.

Таблицы 2

Средние данные ЧСС, уд/мин, при различных частотах пассивных колебаний головы в течение минуты по оси Y (в скобках ускорение, дБ)

Испытуемые	Исходный уровень	Частота колебаний, Гц (а, дБ)		
		0,5(80,9)	1,0(92,9)	1,5(112,1)
Новички, n = 24	X	86	89	126
	σ	7,8	9,7	12,4
			p=0,05	p=0,05
Разрядники, n = 12	X	82	86	92
	σ	8,4	8,8	8,7
				p=0,05

Результаты табл. 2 показывают, что компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы, может быть оценен по величине ЧСС, которая отчетливо повышается с увеличением уровня механических нагрузок. Чем выше частота навязанных колебаний, тем больше ЧСС. При этом обнаруживается, что спортсмены-разрядники обладают большей толерантностью организма к действию механических нагрузок (виброускорений).

Для оценки компонента механической нагрузки, связанного с возмущением вестибулярной сенсорной системы, были проведены исследования в стандартных условиях велоэргометрических нагрузок в течение семи минут мощностью 150 кгм/мин. На 8-й минуте в устойчивом состоянии и относительной стабилизации ЧСС осуществлялись дополнительные механические нагрузки (виброускорения) путем пассивных колебаний головы спортсменов с частотой 1,5 Гц в направлении оси У (рис. 2). В тестовом упражнении отчетливо показывается дифференцированная оценка компонентов механических нагрузок. Во-первых, пропорциональный мощности выполняемых упражнений (педалирование ногами), при этом наблюдается адекватное увеличение ЧСС. Во-вторых, компонент механической нагрузки, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы, виден по той части ЧСС, которая повысилась на 8-й минуте работы в условиях дополнительных навязанных вибраций головы спортсменов (рис. 2). Данный компонент нагрузки может быть легко вычислен по той части ЧСС, которая превышает уровень компонента механической нагрузки, пропорционального мощности педалирования. При этом необходимо учитывать индивидуальную толерантность организма к действию ускорений. Высокая толерантность организма приводит к незначительным сдвигам ЧСС (З. Г., рис. 2). Испытуемые с низким уровнем устойчивости к механическим возмущениям имеют наибольшие функциональные сдвиги (В. Г., С. А., рис. 2).

Исследования раскрывают причину обнаруженной нами нелинейности мощности спортивной работы и ЧСС (рис. 1), которая заключается в том, что в лабораторных опытах испытуемый не испытывает воздействие тех линейных и угловых ускорений, имеющих место в естественных условиях тренировки спортсмена.

Для косвенной оценки центрально-нервных реакций при действии механических нагрузок, связанных с возмущением вестибулярной сенсорной системы, использовалась методика окулографии при регистрации латентного периода глазодвигательной реакции (ГР), которая была апробирована на боксерах [33, 44, 48]. Исследования латентных периодов ГР показали, что с повышением уровня вибрации (механических нагрузок) головы увеличи-

валяется латентное время реакции, снижается ( $p=0,05$ ) способность спортсменов к быстрой фиксации глаз на смещающемся световом сигнале. Чем выше уровень механических возмущений при вибрациях головы, тем значительнее центрально-нервные сдвиги, о которых косвенно можно судить по рассогласовыванию вестибулярной и глазодвигательной систем спортсмена. Описанное выше, в конечном итоге приводит к нарушению координации, падению точности, снижению эффективности спортивной и производственной двигательной деятельности, подтверждая важность учета механических нагрузок, связанных с возмущением вестибулярной сенсорной системы.

Обобщая результаты исследований, можно заключить, что в физических упражнениях спортсмена механическую нагрузку необходимо дифференцировать на следующие компоненты (рис. 3). Выделяется компонент механической нагрузки, пропорциональный мощности выполняемых упражнений, который можно охарактеризовать той частью ЧСС, которая соответствует кислородной стоимости спортивной работы, адекватной по потреблению кислорода лабораторной нагрузке.

Оценку компонента механических нагрузок, связанного с возмущением вестибулярной сенсорной системы, можно проводить по уровню вегетативных реакций, превышающих величину ЧСС при адекватной по кислородной стоимости велоэргометрической лабораторной работе. Дальнейшее повышение ЧСС связано с возбуждением нервного аппарата эмоций (рис. 3).

При оценке механических нагрузок тренерам и спортсменам предлагается учитывать не только энергетическую значимость, мощность выполняемых упражнений, а также центрально-нервные сдвиги, которые косвенно определяют по величине механических возмущений вестибулярной сенсорной системы.

Отсюда для процесса обучения и тренировки сформулировано новое методическое положение: учет кумулятивного эффекта механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

#### **Теоретические и экспериментальные критерии воздействия механических нагрузок в спортивных упражнениях**

Тренировочному процессу необходимы научно обоснованные теоретико-методологические критерии оценок воздействия механических нагрузок в спортивных упражнениях, что определяет задачу нового уровня – разработку обобщающего подхода на основе создания логико-математических моделей.



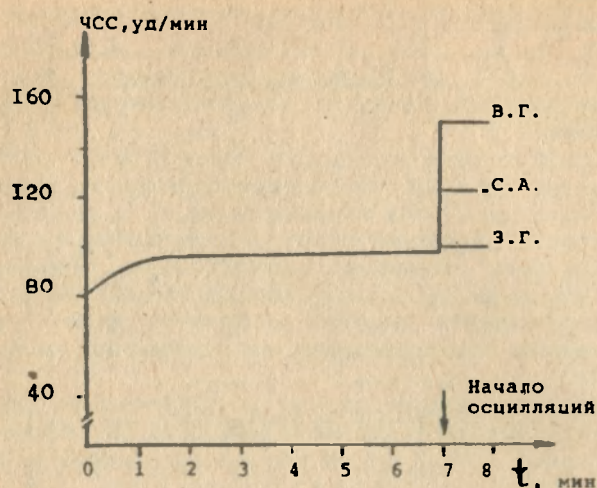


Рис. 2. Индивидуальная реакция ЧСС спортсменов в ответ на пассивные осцилляции головы в устойчивом состоянии при работе на велоэргометре [33, 44, 48]

ЧСС, уд/мин	
Повышение ЧСС в связи с возбуждением нервного аппарата эмоций	
Повышение ЧСС в связи с колебаниями головы и кумуляции воздействующих ускорений	Компонент механических нагрузок, связанный с возмущением вестибулярной сенсорной системы
Увеличение ЧСС пропорционально мощности выполняемой работы	Компонент механических нагрузок, пропорциональный мощности выполняемых упражнений
ЧСС сидя или стоя	Уровень покоя
ЧСС лежа	

Рис. 3. Дифференцированная оценка механических нагрузок на составные компоненты по показателям ЧСС (А. Б. Гандельсман, В. В. Ким, 1985)

Методами регрессионного анализа (В. М. Зациорский, 1979; Н. Джонсон, Ф. Лион, 1980; Г. П. Ступаков, А. П. Козловский, В. С. Козейкин, 1987) исследования установили зависимости уровня виброускорений от места положения конкретной точки на теле спортсмена.

Среднеквадратичные значения ускорений измерялись в пронумерованных точках тела спортсменов: голеностоп, колено, бедро, ОЦГ, плечо, голова. В тех случаях, когда не было возможности измерить значение ускорений у группы спортсменов в конкретной точке, проводилась линейная интерполяция. Одновременно учитывали следующие факторы, от которых существенно зависели величины механических нагрузок в сегментах тела спортсмена: возрастная группа, квалификация, вид движений, частота движений.

Обработка полученных данных и графические результаты исследований осуществлялись на ПЭВМ типа IBM с выводом на цифропечатающее устройство по специально разработанной программе.

Исследования зависимостей величины механической нагрузки от конкретной точки спортсменов различного возраста и квалификации проводились: а) при тестовых вертикальных безпаузных прыжках-подскоках; б) при ходьбе; в) при беге с различной частотой указанных движений.

Во всех исследованиях приняло участие 255 человек.

В одной из серий опытов использовались в качестве теста вертикальные безпаузные прыжки-подскоки под метроном, где спортсменам ставилось условие: с заданной частотой выполнять движение строго по вертикальной оси, не отклоняясь по другим координатным осям.<sup>1)</sup>

Представленные в табл. 3 экспериментальные данные показывают, что в каждой из исследованных групп при повышении частоты движений происходит достоверное увеличение механических нагрузок (вибраций) для организма спортсменов.

По сравнительному анализу коэффициентов передачи определялось функциональное состояние выборочных групп мышц (координационные способности) испытуемых.

В качестве эталонного могут приниматься величины коэффициентов передачи ускорений группы высококвалифицированных спортсменов (мс, кмс), у которых при выполнении подскоков наблюдается необходимое демпфирование механических нагрузок, а коэффициент передачи от стопы к голове пропорционально уменьшается. Только при максимальном темпе движения и на

<sup>1)</sup> Работа выполнена совместно со старшим научным сотрудником, канд. тех. наук Б. А. Потемкиным (отдел биомеханики ИМАШ им. А. А. Благодирова, Москва)

Таблица 3

Эквивалентные и корректурные средние квадратичные значения ускорений ( $\text{g} \cdot \text{m} \cdot \text{s}^{-2}$ ) и коэффициент передачи ( $\text{K}$ ) в фильтровых точках тела при вертикальных прыжках — подскоках с различной частотой смены возрастных групп и квалификации

Испытуемые	2 Гц			3 Гц			Макс.			Макс. при утомлении			точки тела
	а	к	и	а	к	и	а	к	и	а	к	и	
1. МС, КМС, n=10	1,02±0,20 1,52±0,36 3,64±0,60	0,28 0,42 1,0		1,70±0,68 2,52±0,70 6,20±1,55	0,27 0,42 1,0		6,93±3,49 4,71±1,72 26,77±6,57	0,26 0,17 1,0		12,15±4,25 8,96±4,93 24,80±5,01	0,49 0,36 1,0		3 2 1
2.1 разряд, n=10	1,16±0,21 2,11±0,75 4,42±0,46	0,26 0,48 1,0		2,68±0,60 3,10±1,08 7,71±1,87	0,35 0,40 1,0		9,55±2,0 6,40±4,97 22,86±4,19	0,42 0,28 1,0		19,81±8,36 18,60±2,27 18,33±3,71	1,08 1,01 1,00		3 2 1
3. Юношеский разряд 11-13 лет, n=18	3,38±0,66 4,13±0,90 5,01±1,26	0,67 0,82 1,0		6,06±1,99 7,18±2,22 8,32±2,08	0,73 0,86 1,0		13,35±4,77 13,69±1,77 9,90±1,48	1,35 1,38 1,0		- - -	- - -		3 2 1
4. Взрослые новички, n=20	3,04±1,21 3,45±1,35 5,24±1,30	0,58 0,66 1,00		6,28±3,27 7,31±2,54 8,25±1,95	0,76 0,89 1,0		13,01±6,72 13,19±4,06 12,76±5,62	1,02 1,03 1,0		- - -	- - -		3 2 1
5. 15-16 лет, n=27	4,08±1,16 4,78±1,27 4,25±0,95	0,90 1,06 1,0		6,91±1,82 7,16±1,34 6,63±1,0	1,04 1,08 1,0		10,52±2,60 10,06±2,47 9,45±1,91	1,11 1,06 1,0		- - -	- - -		3 2 1
6. 9-11 лет, n=26	5,47±2,03 5,72±1,90 3,85±0,99	1,42 1,49 1,0		7,80±1,55 7,47±1,66 5,69±1,27	1,37 1,31 1,0		9,76±1,91 9,53±1,53 7,81±1,18	1,25 1,22 1,0		- - -	- - -		3 2 1

Примечание. 1 - ускорение, зафиксированное на уровне голеностопа, 2 - обхват центре тяжести, 3 - голова:  $\text{K} = \frac{\text{ускорение в точке}}{\text{ускорение в центре тяжести}}$   $\rho = 0,05$

фоне утомления наблюдается рассогласование межмышечной координации, а коэффициент передачи на уровне головы незначительно увеличивается (табл. 3).

Аналогичным образом оценивается координация движений спортсменов в других возрастных группах.

Повышая требования тестового упражнения (увеличивая постепенно частоту движений), можно диагностировать функциональное состояние выборочных групп мышц, обеспечивающих демпфирование механических воздействий на организм. Для испытуемых младшего возраста и низкой квалификации характерно рассогласование межмышечной координации мышц нижних конечностей и туловища, при этом необходимого демпфирования вибрации не происходит, а коэффициент передачи пропорционально возрастает.

Высоко координированных спортсменов отличает умение демпфировать механические нагрузки структурами тела, а коэффициент передачи в сегментах тела пропорционально уменьшается.

Данная схема исследований путем последовательного сравнения величин коэффициентов передачи от стопы к голове позволяет диагностировать функциональное состояние выборочных групп мышц, межмышечную координацию мышц нижних конечностей и туловища. Постепенное повышение частоты движений в тестовом упражнении позволяет выявить слабых в координационном отношении испытуемых, что может служить основой для последующего отбора спортсменов.

По результатам статистического анализа для каждой возрастной и квалификационной группы получены уравнения линейной регрессии, предсказывающие уровни вибраций в фиксированных точках тела при разной частоте выполняемых упражнений, которые рекомендованы для тренировочного процесса.

По данной схеме исследований получены зависимости механических нагрузок от конкретной точки тела испытуемых различного возраста и квалификации при ходьбе и беге спортсменов.

При обобщении полученных результатов обоснована корректность переноса допустимых норм промышленных вибраций по ГОСТ 12.1.012.-90 в практику спортивных упражнений. Такое обоснование строилось на логическом теоретическом и практическом сопоставлении признаков подобия воздействия вибрации в спорте и производстве:

- Вибрация в спорте и производстве имеет общий объект воздействия - организм человека.

- Имеют подобие и полное метрологическое соответствие воздействующие вибрации.

- Подобны количественные объемы воздействующих механических нагрузок.

- Известен общий положительный эффект воздействия при нормировании вибрации в производстве и оздоровительное значение физических упражнений.

- При воздействии механических нагрузок, превышающих допустимые нормы вибрации, возникают схожие и подобные признаки болезней и травм.

- Воздействие вибрации в спорте и производстве имеют сходную экономическую и социальную значимость.

- Практика использования механических нагрузок в спортивных упражнениях с достаточной точностью согласуется с нормами промышленной вибрации по ГОСТ 12.1.012-90.

Проведенные изыскания позволили сделать заключение о корректности использования допустимых уровней вибрации в спортивных упражнениях согласно ГОСТ 12.1.012-90, санитарных норм СН № 3041-84, СН № 3044-84 [60].

На основании собственных и литературных данных была разработана системная модель оценки механических нагрузок в спортивных упражнениях, которая включает в себя три крупных взаимосвязанных блока (рис. 4): 1. Модель первичной или предварительной оценки воздействия механических нагрузок (вибрации). 2. Модель непосредственной оценки воздействия вибрации в спортивных упражнениях. 3. Модель контроля механических нагрузок.

Существенное отличие предлагаемой модели от уже известных - наличие этапа первичной или предварительной оценки механических нагрузок, в котором при последовательной реализации уровней 1-4 определяется индивидуальная программа двигательных действий.

Данный блок модели связан с моделью непосредственной оценки воздействия механических нагрузок в спортивных упражнениях. При составлении модельных характеристик были выделены: механические нагрузки при занятиях лечебной физической культурой, при занятиях оздоровительными формами массовой физической культуры, модельные характеристики механических нагрузок начинающих спортсменов, занимающихся массовых спортивных разрядов, спортсменов, направленных на достижение высоких спортивных результатов. Модельные характеристики соотносимы с дифференцированной оценкой компонентов механической нагрузки, при воздействии которых возникает кумулятивный эффект физических упражнений.

Оба, описанных выше, блока по принципу обратной связи связаны между собой с моделью контроля механических нагрузок в спортивных упражнениях.

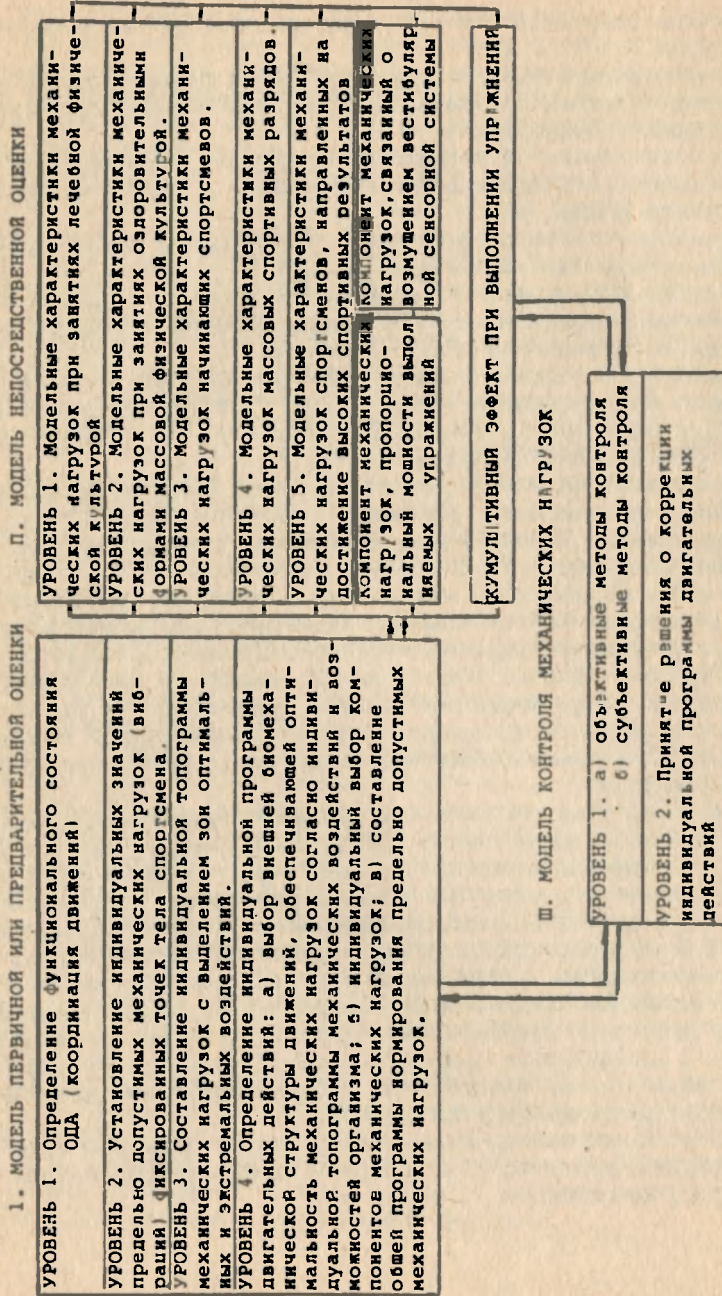


Рис. 4. СИСТЕМНАЯ МОДЕЛЬ ОЦЕНКИ МЕХАНИЧЕСКИХ НАГРУЗОК В СПОРТИВНЫХ УПРАЖНЕНИЯХ

Предлагаемая модель оценки механических нагрузок более полно охватывает все процессы тренировки, учитывает индивидуальные особенности организма, на начальном этапе осуществляет отбор занимающихся, оптимизируя для каждого индивидуума уровень механической нагрузки, проводя при этом профилактику и предотвращая травматизм занимающихся [60].

Проведенные исследования с позиций воздействия вибрации на организм и их нормирование у спортсменов позволили сформулировать концепцию механизма возникновения спортивной травмы. В основе предложенной концепции лежит отмеченный в работах Ла Кавы (1959), З. С. Мироновой и соавт. (1965, 1976, 1982); В. М. Зациорского (1970), Л. П. Матвеева (1977), Ю. В. Верхошанского (1988) и др., кумулятивный эффект воздействия физических упражнений.

Полученные в экспериментах величины дозы воздействующей вибрации показывают процесс суммации механических нагрузок до возникновения кумулятивного эффекта, который может быть: оптимальным, экстремальным и пессимальным (рис. 5).

При использовании системной модели оценки механических нагрузок (рис. 4) достигается оптимальный кумулятивный эффект. Нарушение целостности модели и выход за пределы допустимых уровней вибрации в спортивных упражнениях создает условия для перенапряжения функций организма, может вызвать экстремальный кумулятивный эффект. При этом у спортсменов появляются признаки вибрационной болезни (рис. 5).

Ниже представлена схема механизма возникновения спортивной травмы (рис. 6), в которой выделены два основных направления: а) связанных с выполнением чрезмерных объемов и мощностью выполняемых упражнений; б) использованием механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы. Механические нагрузки, превышающие допустимый уровень, суммируются по правилу установления дозы вибрации, что приводит к экстремальному кумулятивному эффекту [60, 61].

Анализ собственных исследований и литературные данные по функциональным изменениям и травматизму спортсменов позволяют объяснить их с позиции проявлений вибрационной болезни.

Длительное, чрезмерное воздействие механических нагрузок (вибрации) в спортивных упражнениях затрагивает изменения почти во всех тканях и может рассматриваться как специфический раздражитель вибрационного анализатора. Важное место в объяснении возникающих спортивных травм занимает нарушение центрально-нервных реакций вследствие воздействия механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы спортсмена. Последнее приводит к повышенному возбуждению корковых, спинно-мозговых, таламических центров вибрационной

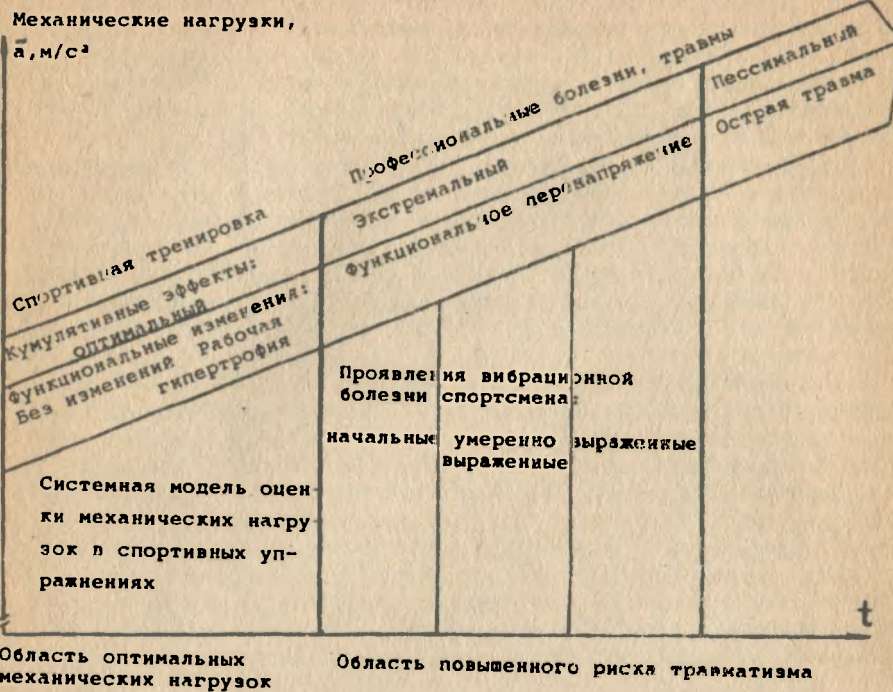


Рис. 5. Схема возникновения кумулятивного эффекта в спортивных упражнениях [60, 61]

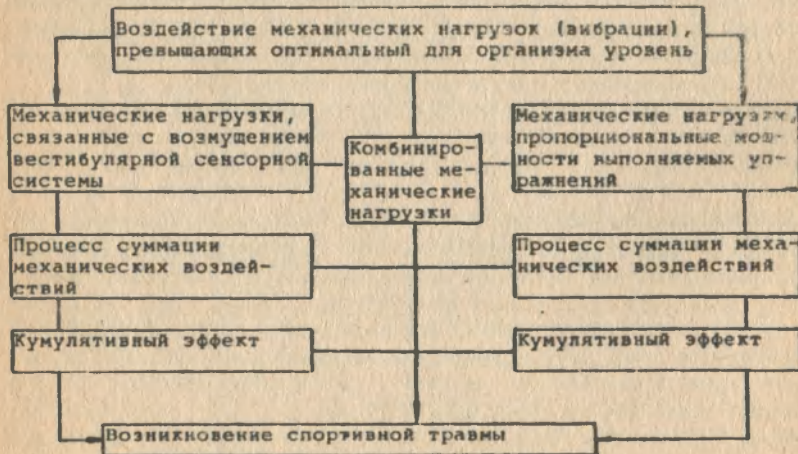


Рис. 6. Схема механизма возникновения спортивной травмы [60, 61]



чувствительности, которые иррадируют на соседние области и в первую очередь на сосудодвигательный центр, изменяя функциональное состояние периферических сосудов спортсменов (В. С. Марсова, 1935; Р. Е. Мотылянская, 1969; З. С. Миронова и др. 1965, 1966, 1976, 1982; В. И. Козлов, И. О. Тупицин, 1982; Л. И. Масгеровой, 1987 и др.). Одновременно у них изменяется деятельность центров болевой, тактильной, вестибулярной и других сенсорных систем, при этом нарушается их рецепторная чувствительность (З. И. Бекназаров, 1941; Н. А. Крестовников, 1952), отклоняются от нормы биохимические процессы в мышцах и тканях (В. И. Козлов, О. И. Тупицин, 1982; З. С. Миронова и др., 1982), изменяются функции внутренних органов (С. С. Полтырев, В. Я. Русин, 1987). Наблюдаются нарушения иммунитета (В. М. Шубик, М. Я. Левин, 1982) у спортсменов. Изменения в центрально-нервной сфере приводят и дополняются периферическими функциональными отклонениями в коже, мышцах, суставах, костях, что сказывается на нарушении микроциркуляции, ухудшении кровоснабжения, уменьшении в тканях кислорода (В. К. Добровольский, 1967; В. И. Козлов, И. О. Тупицин, 1982; З. С. Миронова и др., 1982; Н. J. Hirsche, P. Gaehtgens, 1977).

Необходимо подчеркнуть информативность анализа сосудистых изменений, являющихся по нашему мнению, предвестником возможных спортивных травм, что подобно признакам для I стадии вибрационной болезни человека (Е. Ц. Андреева-Галанина, 1963; 1965; В. Г. Артамонова, Н. Н. Шаталов, 1988 и др.). Однако диагностика сосудистых реакций в спортивной травматологии не нашла пока должного применения.

Первичные изменения переходят в умеренно-выраженные проявления (II стадия) к появлению видимых травм у спортсменов, что регистрирует спортивная медицина. Нарушения микроциркуляции сказываются на трофических процессах, обмене веществ в тканях организма спортсменов. Временно появляющиеся функциональные изменения переходят в стойкие вегетативно-трофические и центрально-нервные нарушения, приводящие к дистрофическим изменениям в мышцах, костях, тканях, при этом возникают зарегистрированные у спортсменов миалгия, миофиброз, периостит, экзостоз и т. д. (В. К. Добровольский, 1960; 1967; З. С. Миронова и др. 1965; 1966; 1976; 1982; К Франке, 1981; Д. Шойлев, 1986). Одновременно воздействие механических нагрузок, связанных с возмущением вестибулярной сенсорной системы, приводит к дальнейшему нарушению центрально-нервных реакций.

Умеренно-выраженные при дальнейшей кумуляции механических нагрузок могут переходить в выраженные проявления, что вызывает дальнейшее перенапряжение функций организма спортсменов (рис. 5).

Описанная выше концепция механизма возникновения спортивной травмы основана на стадиях развития вибрационной болезни человека. Однако данные положения требуют дальнейшего изучения и могут быть использованы при профилактике травм, возникающих в спортивных упражнениях, где наблюдаются большие объемы механических нагрузок, превышающие допустимый уровень вибрационных воздействий.

#### Основные направления в методике повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях

Выделение в отдельное направление данной методики тренировки вытекало из необходимости целенаправленного подбора средств, расширения диапазона используемых упражнений и учета уровня толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях на всех этапах тренировочного процесса.

Методика тренировки базируется на реализации усовершенствованных положений дидактического принципа постепенности и последовательности, который в физическом воспитании изучен недостаточно (В. В. Белинович, 1948, 1959; М. А. Данилов, 1950, 1957; Г. Г. Шахвердов, 1959; Л. П. Матвеев, 1977; М. М. Боген, 1988).

Как правило, в педагогической и спортивной литературе раскрывается содержание близкого по направленности к цели принципа систематичности и последовательности (Л. П. Матвеев, 1977; М. М. Боген, 1988). Такая ситуация объективна и объясняется тем, что в теоретическом и практическом плане достаточно трудно определить "критерии постепенности" в обучении и тренировке спортсменов.

Проведенные исследования позволяют рекомендовать практике четкие метрологические критерии постепенности и последовательности на основе регистрации виброускорений фиксированных точек тела спортсмена в физических упражнениях. При этом дидактические правила: от известного к неизвестному, от простого к сложному, от легкого к трудному и пр. - наполняются новым практическим содержанием. Механическая нагрузка, выраженная в числовых величинах виброускорений конкретных точек тела, позволяет с достаточной степенью точности ранжировать средства и методы, определять постепенность и последовательность упражнений в обучении и тренировке спортсменов.

Рекомендуется учитывать следующее:

- критерием постепенности выступает точная величина механической нагрузки (виброускорения) в спортивных упражнениях;

- необходим учет не только энергетической значимости, мощности выполняемых упражнений, но и центрально-нервных сдвигов, которые косвенно регистрируют по виброускорениям головы спортсменов. При прочих равных условиях вестибулярная сенсорная система наиболее чувствительна к механическим возмущениям;

- нормирование двигательной деятельности и ее продолжительность определяется по суммарной дозе вибрации и эквивалентному виброускорению конкретных сегментов тела спортсменов согласно ГОСТ 12.1.012 -90.

В дидактический принцип постепенности и последовательности вводится методическое положение - учет кумулятивного эффекта механической нагрузки при возмущении вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

Тренер-преподаватель предварительно планирует внешнюю биомеханическую структуру двигательных действий и их количество (движения головой, туловищем, конечностями, их сочетание), определяет возможную сумму механических нагрузок, которая будет зависеть от постепенности и последовательности приложения механических воздействий на различные сегменты тела.

При этом учитывается: а) при двигательной деятельности возникает утомление, которое нарастает быстрее, если величина механической нагрузки, связанная с возмущением вестибулярной сенсорной системы, выше, чем для других сегментов тела. Нормирование движений первоначально осуществляется по оценке виброускорений головы, а потом туловища и конечностей занимающихся; б) трудности для организма повышаются постепенно если механические нагрузки, пропорциональные мощности выполняемых упражнений предшествуют средствам, имеющим возмущения вестибулярной сенсорной системы; в) равномерные движения осваиваются раньше, чем упражнения с ускорениями; г) необходимо постепенно повышать устойчивость вестибулярной сенсорной системы к механическим возмущениям.

Таким образом, в общем виде реализация дидактического принципа постепенности и последовательности в физических упражнениях спортсмена происходит следующим образом: 1. На начальном этапе занимающийся выполняет какой-то объем пассивных (с чьей-то помощью) движений в последовательности: лежа, сидя, стоя. При этом пассивные движения, например, массаж, выполняют при неподвижной голове, постепенно увеличивая сначала смещения конечностей и туловища, а потом головы.

2. Активные упражнения первоначально применяются при неподвижных голове и туловище в последовательности: лежа, сидя, стоя. 3. В дальнейшем используемые средства ранжируются в той же последовательности, увеличивая сначала колебания и смещения конечностей и туловища, а потом головы. Равномерные движения предшествуют упражнениям с ускорениями. Постепенность и последовательность увеличения механических нагрузок будут соблюдаться, если активные действия чередуются с пассивными, а упражнения с колебаниями и смещениями головы сменяются средствами, где нет воздействий на вестибулярную сенсорную систему спортсмена.

Удобным средством контроля служат показатели виброускорений конкретных сегментов тела, которые постепенно и последовательно изменяют свои значения в пределах какого-то ранжированного уровня по заранее предусмотренной тренировочной программе.

Проведенные исследования позволили разработать методику повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях, состоящую из двух основных направлений.

Первое направление включает методику повышения толерантности организма в условиях воздействия механических нагрузок, где используются средства и методы, моделирующие эффекты действия ускорений, что связано с разработкой, изготовлением и внедрением тренажеров, тренировочных устройств и приспособлений, использующих: а) механическое ограничение движений грудной клетки [10, 12, 15]; б) программируемое изменение внешнего сопротивления дыханию [14, 16, 36, 59]; в) воздействие ускорений при многоплоскостном вращении [22]; г) дополнительные воздействия, мешающие и ограничивающие движения спортсмена [18, 20, 21, 35, 39, 37, 38].

Другое направление использует в тренировке средства и методы снижения и предупреждения воздействий ускорений. Сюда включены: а) применение защитных приспособлений и устройств [16, 19, 36, 59, 58]; б) специально направленная и избирательная двигательная деятельность, куда относится формирование координационной способности, использование различных исходных положений (лежа, сидя, стоя и пр.), изменения внешних условий среды (например, упражнения в воде); в) применение средств для повышения "прочности" тканей, мышц, суставов, костей к действию ускорений в спортивных упражнениях [25, 27-29, 31, 43, 54].

## ВЫВОДЫ

1. Разработаны и внедрены в практику устройства и приспособления, связанные с воздействием механических нагрузок на организм спортсменов. Получены 16 авторских свидетельств на изобретения и одно свидетельство на промышленный образец.

2. Информативным показателем оценки механических нагрузок является эквивалентное скорректированное среднее квадратичное значение ускорения фиксированных точек тела, оптимизируемое и нормируемое согласно ГОСТ 12.1.012-90, санитарным нормам СН № 3041-84, СН № 3044-84, установленным для промышленных локальных и общих вибраций человека; обоснована корректность использования допустимых уровней вибрации по ГОСТ 12.1.012-90 в спортивных упражнениях.

3. При педагогическом контроле механических нагрузок у испытуемых различного возраста и квалификации установлена необходимость конкретизации сегмента тела, что обусловлено изменением величины коэффициента передачи ускорений (демпфирование или усиление) в фиксированных точках тела спортсмена.

Показатели мастерства и высокой координационной способности характеризуются последовательным пропорциональным снижением коэффициента передачи, демпфированием виброускорений от "входа до выхода" в фиксированных точках тела спортсмена. При одном и том же упражнении механическая нагрузка для различных сегментов тела спортсмена будет неоднозначной.

4. Педагогический контроль механических нагрузок осуществляется путем оценки дозы вибрационного воздействия, а на ее основе определения эквивалентных скорректированных значений виброускорений, которые регулируются и оптимизируются в спортивных упражнениях.

Установлено, что в спортивных упражнениях имеет место кумулятивный эффект, который может быть оптимальным, экстремальным и пессимальным, что объясняется пропорциональной квадратичной зависимостью между величиной возникающих виброускорений и мощностью выполняемых упражнений. При этом индивидуальная топограмма суммарных механических воздействий является средством контроля и предупреждения травматизма опорно-двигательного аппарата спортсменов.

5. Показана необходимость дифференцированной оценки воздействия механических нагрузок на следующие компоненты: во-первых, механической нагрузки, пропорциональный мощности выполняемых упражнений; во-вторых, из суммы воздействий выделять компонент механической нагрузки, связанный с возмуще-

нием вестибулярной сенсорной системы спортсмена. Тренеры и спортсмены должны учитывать не только энергетическую значимость, мощность выполняемых упражнений, но и центрально-нервные сдвиги, которые косвенно определяют по вибрационным параметрам колебаний головы занимающихся.

6. Установлены зависимости воздействий механических нагрузок от конкретной точки тела спортсменов различного возраста и квалификации, которые представлены в виде уравнений регрессий и позволяют прогнозировать и предсказать величину воздействия механической нагрузки в конкретной точке тела для каждой возрастной и квалификационной групп испытуемых.

7. Определены на основе анализа "риск-польза" аналитические зависимости риска возникновения травматизма при совершенствовании мастерства спортсменов, по которым оптимальный риск (экономически допустимая степень риска) больше, чем риск получения травмы новичком, где по статистике у начинающих спортсменов зафиксировано наибольшее число травм. Снижение травматизма в основном может быть достигнуто за счет увеличения затрат на повышение уровня спортивного мастерства.

8. Разработана и внедрена как программный материал системная модель оценки механических нагрузок в спортивных упражнениях, состоящая из трех взаимосвязанных составляющих: а) модель первичной или предварительной оценки, которая включает в себя следующие уровни – определение функционального состояния опорно-двигательного аппарата (координации движений), установление индивидуальных значений предельно допустимых механических нагрузок, составление индивидуальной топограммы механических нагрузок с выделением зон оптимальных и экстремальных воздействий, определение индивидуальной программы двигательных действий; б) модель непосредственной оценки, которая включает модельные характеристики механических нагрузок – при занятиях лечебной физической культурой, при занятиях оздоровительными формами массовой физической культуры, у начинающих и занимающихся массовых спортивных разрядов, у спортсменов, направленных на достижение высоких спортивных результатов. Одновременно в данной модели учитывается оценка компонентов механической нагрузки, а также кумулятивного эффекта используемых упражнений; в) модель контроля механических нагрузок, куда включены объективные и субъективные методы контроля, а также вопросы принятия решения о коррекции индивидуальной программы двигательных действий.

Модель оценки механических нагрузок дает возможность оптимизировать механические воздействия, осуществлять конт-

роль и предупреждать травматизм в спортивных упражнениях.

9. Сформулирована концепция механизма возникновения спортивной травмы, базирующаяся на кумулятивном эффекте воздействия механических нагрузок. Оздоровительное воздействие физических упражнений и возникновение спортивной травмы есть две стороны одного процесса – суммации механических нагрузок до определенного уровня, приводящего к возникновению оптимального, экстремального или пессимального кумулятивного эффектов. Причем суммация происходит как для механических нагрузок, пропорциональных мощности выполняемых упражнений, так и для нагрузок, связанных с возмущением вестибулярной сенсорной системы, а последнее может быть одной из причин изменений центрально-нервных реакций спортсменов.

В механизме возникновения спортивной травмы наблюдаются сходные признаки с развитием вибрационной болезни, где различают начальные, умеренно-выраженные и выраженные проявления. Обосновываются средства и методы контроля, меры по предупреждению и профилактике травм у спортсменов.

10. В практику внедрена методика повышения толерантности организма к действию ускорений в спортивных упражнениях, включающая в себя: а) повышение толерантности в условиях воздействия механических нагрузок, где используются средства и методы, моделирующие эффекты действия ускорений; б) средства и методы для снижения и предупреждения воздействий ускорений, которые включают применение защитных приспособлений и устройств, специально направленной и избирательной двигательной деятельности спортсменов по снижению механических нагрузок, а также использование средств для повышения "прочности" тканей мышц, суставов, костей к действию ускорений в спортивных упражнениях.

В основе методики тренировки лежит реализация положений дидактического принципа постепенности и последовательности, куда включено новое методическое положение – учет кумулятивного эффекта механических нагрузок при возмущении вестибулярной сенсорной системы спортсмена.

#### СПИСОК ОСНОВНЫХ РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Дистанционное управление при программируемом заборе проб выдыхаемого воздуха. – БРИЗ, Л.: ГДОИФК, удостоверение на разпредложение № 0(1 от 20.12.1974 г.
2. Устройство для забора проб выдыхаемого воздуха // Теор. и практ. физ. культ. 1975. № 1. С. 67–69 (соавт. А. Б. Гандельсман).
3. Устройство для забора проб выдыхаемого воздуха. Авторское свидетельство № 459215, А61в 5/08. Оpubл. 05.02.75. Б.И. № 5 (соавт. А. Б. Гандельсман).

4. Дыхательные движения, вентиляция легких и газообмен сложнокоординированных движений спортсмена// Мат-лы XIV Всес. конф. по физиолог., морфологии и биохимии спорта. Ереван, 1976 (соавт.: А. Б. Гандельсман, Н. В. Забелло, А. М. Хутов).
5. Дыхание и энергетика в процессе адаптации к физическим нагрузкам и развитие тренированности спортсменов// Физиол. механизмы адаптации к физическим нагрузкам и развитие тренированности спортсменов. Л., 1979. С. 63–89 (соавт.: А. Б. Гандельсман, А. Артынюк, Н. Блохин, В. Пономарев, Б. Сальдивар, Ю. Ухин, Н. Ткачев).
6. Энергетические критерии и оценка центрально-нервных сдвигов в методике специальной выносливости спортсмена// Совершенствование специальной выносливости спортсмена. М., 1974 (соавт. А. Б. Гандельсман).
7. Дозированные задержки дыхания в боксе// Бокс: Ежегодник. М.: Физкультура и спорт, 1976 (соавт.: П. Левитан, В. Лавров, Г. Кочкарев).
8. Оценка специальной выносливости боксера// Теор. и практ. физ. культ. 1976. № 9. С. 32–35.
9. Специальная издръжливост на боксьора// Въпроси на физическата култура. 1977. № 9. С. 494–498; № 10. С. 537–541.
10. Устройство для тренировки выносливости человека// Теор. и практ. физ. культ. 1979. № 11. С. 52.
11. Совершенствование методики развития выносливости человека// Тезисы ИИ Всес. науч. конф.–совещания "Научные проблемы охраны здоровья студентов", 30–31 января 1980 г. М., 1979. С. 133–134.
12. Устройство для тренировки выносливости человека// Всемирный науч. конгресс. Второе направление: педагогика, психология. Тбилиси. М.: Физкультура и спорт, 1980. С. 169.
13. Новый способ повышения выносливости у человека// Информ. бюллетень БИСТИ. М., 1979. Вып. 3. С. 55–56.
14. Приспособление (назубная шина) для тренировки спортсменов// Тезисы II Всес. конф. "Техника и спорт II" 23–25 июня 1981 г. М., 1981. С. 31.
15. Устройство для тренировки выносливости человека. Авторское свидетельство № 719629, А61Н 1/02. Оpub. 05.03.80. Б.И. № 9.
16. Назубная шина// Теор. и практ. физ. культ. 1981, № 4. С. 52.
17. Методика тренировки и оценка специальной выносливости студента-боксера: Методические указания. Свердловск: УПИ, 1981. 32 с.
18. Устройство для тренировки спортсменов. Авторское свидетельство № 923560, А6в 21/12, А63в 23/00. Оpub. 30.04.82. Б. И. № 16.
19. Устройство для тренировки спортсменов. Авторское свидетельство № 963534, А63в 69/00. Оpub. 07.10.82. Б. И. № 37.
20. Устройство для тренировки спортсменов. Авторское свидетельство № 936947, А63в 23/00. Оpub. 26.06.82. Б. И. № 23.
21. Устройство для тренировки спортсменов. Авторское свидетельство № 967492, А63в 69/34. Оpub. 23.10.82. Б. И. № 39.
22. Тренажер. – Авторское свидетельство № 1010642, G 09в 9/08, А61в 5/08. Оpub. 07.04.83. Б. И. № 13.
23. Устройство для оценки движений спортсмена// Тезисы докладов Всесоюз. науч. конф. "Электроника и спорт – УП". Тула, 1983. С. 80–81.



24. Устройство для тренировки боксеров-юношей// Бокс: Ежегодник. М.: Физкультура и спорт, 1983. С. 50–51 (соавт.: Е. Поликарпов).
25. Исследование эффективности применения технических средств с целью совершенствования системы физического воспитания студентов. Заключительный пятилетний отчет за 1981–85 гг. по бюджетной теме № 4085, № гос. рег. 8)077636 – 0286.0078905. – Свердловск, 1986. 168 с. Депонирована в ВИНТИ (руководитель темы – Кзы В. В., исполнители 69 чел.).
26. Интеграция двигательных и вегетативных функций при мышечной работе// Физиологический журнал СССР. 1984. Т. XX, № 12. С. 1611–1616 (соавт.: А. Б. Гандельсман, Г. А. Евдокимова, В. П. Пономарев, М. Шансков).
27. Тренажерные устройства в методике обучения и тренировки студентов в циклических видах спорта: Методические указания. Свердловск: УПИ, 1984. 40 с.
28. Использование тренировочных устройств и приспособлений на занятиях по гимнастике, скалолазанию, тяжелой атлетике и боксу: Методические указания: Свердловск: УПИ, 1984. 36 с.
29. Устройства и приспособления для тренировки спортсменов: Методические рекомендации. М.: ЦС "Динамо", 1984. 39 с.
30. Двигательная деятельность как модель для разработки теории помехоустойчивости человека// Всес. конф.: "Спорт – науке, наука – спорту", 20–21 августа 1984 г. Новосибирск, 1984. Ч. 2. С. 224–226.
31. Устройства и приспособления (тренажеры) для тренировки спортсменов и значкистов ГТО: Методические указания. Л.: ЛТИ, 1985. 22 с. (соавт.: Н. Качев, М. Фидаров).
32. Устройство для тренировки боксеров// Теор. и практ. физ. культ. 1984. № 1. С. 52.
33. Дидактические аспекты помехоустойчивости спортсмена// Теор. и практ. физ. культ. 1985. № 8. С. 17–19 (соавт.: А. Б. Гандельсман).
34. Дифференцированная оценка величины физической нагрузки// Теор. и практ. физ. культ. 1986. № 6. С. 42–43 (соавт.: А. Б. Гандельсман, Т. А. Евдокимова).
35. Подошва спортивной обуви. Авторское свидетельство № 1077613, А63в 25/10, А43 в 7/06. Оpub. 07.03.84. Б. И. № 9.
36. Тренажер дыхания. Авторское свидетельство № 1114429, А63в 23/00. Оpub. 23.09.84. Б. И. № 35.
37. Ролик для конька. Авторское свидетельство № 1107879, А63с 17/22. Оpub. 15.08.84. Б. И. № 30.
38. Устройство для тренировки спортсменов. Авторское свидетельство № 1107877, А63в 21/18. Оpub. 15.08.84. Б. И. № 30.
39. Устройство для тренировки спортсменов. Авторское свидетельство № 1189462, А63в 69/00. Оpub. 07.11.85. Б. И. № 41.
40. Устройство для оценки вестибулярной сенсорной системы. Авторское свидетельство № 1172532, А61в 5/16. Оpub. 15.08.85. Б. И. № 30 (соавт.: А. Б. Гандельсман, Т. А. Евдокимова).
41. Устройство для оценки вестибулярной сенсорной системы. Авторское свидетельство № 1258380, А61в 5/16. Оpub. 23.09.86. Б. И. № 35.
42. Роль сенсорных систем в вегетативном обеспечении мышечной работы// Функциональные резервы спортсменов различной квалификации и специализации. Л.: ГДОИФК, 1986. С. 86–90 (соавт. М. Шансков).
43. Методика развития помехоустойчивости движений студента-спортсмена: Методические указания. Свердловск: УПИ, 1986. 41 с.

44. Принцип последовательности и постепенности в процессе физического воспитания студентов: Методические указания. Свердловск: УПИ, 1986. 30 с.
45. Кислородная стоимость произвольных движений и хронотропная функция сердца// Тезисы докладов XVIII Всес. науч.- практ. конф. по физиологии спорта, Ленинград 11-14.11.1986 г. Л., 1986 (соавт.: А. Б. Гандельсман, Т. А. Евдокимова).
46. Самовоспитание студента-спортсмена: Методические указания. Свердловск: УПИ, 1987. 23 с. (соавт. Е. Поликарпов, О. Сибирцева, Н. Широкова, М. Бородулина).
47. Принцип последовательности и постепенности в физическом воспитании студентов// Тезисы докладов УП науч.-техн. конф. УПИ, 12-15 апреля 1988 г. Свердловск: УПИ, 1988. С. 17-19.
48. Совершенствование положений дидактического принципа последовательности и постепенности в физических упражнениях// Теор. и практ. физ. культ. 1988. № 2. С. 19-22.
49. Приспособление для оценки вестибулярной сенсорной системы// Теор. и практ. физ. культ. 1988. № 8. С. 2,51.
50. Разработка средств и методов по сохранению и восстановлению работоспособности рабочих и служащих п/о Сургутнефтегаз. Заключительный отчет по теме № 02171, № гос. рег. 01860026643, инв. № 0289.0060009. Свердловск, 1989. 150 с. Депонировано во ВИНТИ (В. В. Ким - ответственный исполнитель в коллективе соавтсоров из 9 чел.).
51. Тренажер. Авторское свидетельство № 1593654, А61Н 1/00. Оpub. 23.09.90. Б. И. № 35.
52. Оценка устойчивости боксеров к механическим воздействиям// Тезисы докладов межд. научного симпозиума "Олимпийский бокс сегодня", Москва 29 сентября 1989 г. М., 1989. С. 26-27, 105-106 (на русском и английском языках).
53. Способ регистрации дыхания при многоплоскостных вращениях// Теор. и практ. физ. культ. 1989. № 12. С. 2. С. 38.
54. Механические воздействия в методике тренировки студента-спортсмена: Методические указания. Свердловск: УПИ, 1989. 37 с.
55. Телеметрическое измерение ускорений головы боксера// Тезисы докладов 1-й научно-практ. конф. факультета физ. культуры УПИ, 14-16 февраля 1990 г. Свердловск: УПИ, 1990. С. 57-58 (соавт.: Е. Поликарпов, Г. Воронин, Б. Еловигов, Ю. Савинков).
56. Ускорения отдельных пунктов тела при плавании// там же. С. 61-62 (соавт.: О. П. Киселева).
57. Ускорения и ударные нагрузки в спортивных упражнениях // там же. С. 67-69.
58. Защитный шлем для боксера. Свидетельство на промышленный образец № 34794 по заявке № 56145 с приоритетом от 06.04.90 г. Зарегистрировано в Государственном реестре промышленных образцов СССР от 28 июня 1991 г.
59. Тренажер дыхания. Авторское свидетельство № 1459672, А63в 23/00. Оpub. 23.02.89. Б. И. № 7.
60. Вибродозиметрический контроль физических упражнений спортсмена. Методическое пособие. М., 1990. 48 с. (соавт. Ю. И. Матвеев).
61. Концепция механизма возникновения спортивной травмы// Теор. и практ. физ. культ., 1991. № 10. С. 2 обложки. С. 18-27.