

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ АКАДЕМИЯ ФИ-
ЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ им. П.Ф.ЛЕСГАФТА**

На правах рукописи

САМСОНОВА
Алла Владимировна

**МОТОРНЫЕ И СЕНСОРНЫЕ КОМПОНЕНТЫ
БИОМЕХАНИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ
ФИЗИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ**

13.00.04 - Теория и методика физического воспитания,
спортивной тренировки и оздоровительной
физической культуры

03.00.13 - Физиология человека и животных

АВТОРЕФЕРАТ

Диссертации на соискание ученой степени
доктора педагогических наук

Санкт-Петербург
1998

Работа выполнена в Санкт-Петербургской государственной академии физической культуры им. П.Ф. Лесгафта

Научный консультант:

доктор биологических наук, профессор **И.М.Козлов**

Официальные оппоненты:

доктор педагогических наук, профессор **А.А.Горелов;**

доктор биологических наук, профессор **В.К.Бальсевич;**

доктор биологических наук, профессор **А.В.Зинковский.**

Ведущая организация:

Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт
физической культуры

Защита диссертации состоится «11» июня 1998 года
в 13 часов на заседании диссертационного совета Д 046.03.01
Санкт-Петербургской государственной академии физической культуры
им. П.Ф. Лесгафта (190121, Санкт-Петербург, ул. Декабристов, 35)

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Санкт-Петербург-
ской государственной академии физической культуры
им. П.Ф. Лесгафта (190121, Санкт-Петербург, ул. Декабристов, 35)

Автореферат разослан «11» мая 1998 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
канд. пед. наук, доцент

Ю.М.Николаев

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность. Физические упражнения являются основным средством физического воспитания человека, а как предмет исследования – актуальной проблемой спортивной науки. В настоящее время накоплен большой фактический материал, характеризующий моторную организацию двигательных действий: разработаны биомеханические методы, позволяющие получить огромное количество информации о кинематике и динамике практически любого, в том числе и сложнокоординированного двигательного действия. Технический уровень современных экспериментальных методик позволяет регистрировать моторные параметры движений не только в лабораторных, но и соревновательных условиях. В то же время изучение сенсорного обеспечения управления двигательными действиями человека ограничивается их суррогатами, осуществляемыми в лабораторных условиях. Однако, как отмечал И.М. Сеченов, именно сенсорной организации двигательных действий принадлежит решающая роль в формировании программ движений, двигательных навыков, двигательной памяти, то есть основного механизма управления движениями.

Как правило, моторная и сенсорная организация движений на уровне опорно-двигательного аппарата изучаются отдельно друг от друга, что не позволяет рассматривать проблему управления двигательной активностью в единстве, системно. Очевидно, причина в недостаточно разработанной методологии подобных исследований. Современные концепции и подходы к решению этой проблемы – эволюционный подход (В.К. Бальсевич, 1971, 1996), концепция искусственной управляющей среды (И.П. Ратов, 1972, 1990; Г.И. Попов, 1992; С.С. Добровольский, 1995; С.П. Евсеев, 1995), антропоцентрическая биомеханика (С.В. Дмитриев, 1995; Ю.А. Гагин, 1996), моделирование двигательных действий (С.Ю. Алешинский, В.М. Зациорский, 1974; А.В. Зинковский, 1973; В.Т. Назаров, 1974; Н.Г. Сучилин, 1989) – полностью не решают эту проблему.

Гипотеза исследования. Спортивная двигательная деятельность человека характеризуется значительными противоречиями. Движения, требующие приложения больших усилий, необходимо выполнять быстро и точно. При этом двигательные действия различаются весьма сложной специализацией – сочетанием активности мышц в качестве двигателя, движителя и рецептора, поэтому формирование технического мастерства обусловлено не только и не столько отдельными свойствами элементов двигательного аппарата (мышц), сколько механизмами интегрирования их активности.

Однако большинство способов регистрации характеристик спортивных движений приспособлены для оценки какой-либо одной из сторон (биомеханической, функциональной) активности двигательного аппарата. Преодоление противоречий между требованиями современной организации научных исследований (системно-структурного подхода) и существующими методическими возможностями позволит в определенной степени решить эту проблему.

Предполагается, что разрабатываемый методический подход позволит по-новому подойти к решению ряда актуальных проблем спортивной тренировки. Во-первых, на основе анализа морфометрических характеристик мышц и построения их фазовых траекторий можно получить новые знания о механизмах регуляции движений; во-вторых, разработать критерии оценки афферентного притока, поступающего от рецепторов мышц; в-третьих, оценить соответствие специальных упражнений основному; в-четвертых, разработать критерии оценки технической и функциональной подготовленности спортсменов. Интегральные критерии обладают тем преимуществом, что их можно использовать как для решения частных задач спортивной тренировки – оценить организацию суставных движений, так и обеспечить сравнение различных, отличающихся друг от друга кинематикой двигательных действий по степени реализации технического или функционального потенциала.

Объект исследования – двигательная активность человека при занятиях физическими упражнениями.

Предмет исследования – закономерности и способы изучения моторной и сенсорной организации мышечной активности при выполнении спортивных движений.

Цель исследования: теоретически обосновать методику оценки моторной и сенсорной организации активности мышц и возможности ее использования для решения задач спортивной тренировки.

Задачи исследования:

1. Разработать методику оценки моторной и сенсорной организации мышечной активности при выполнении физических упражнений;
2. Выявить механизмы регуляции темпа двигательных действий (моторная организация мышечной активности);
3. Получить новые сведения о функционировании рецепторного аппарата мышц при выполнении спортивных движений (сенсорная организация мышечной активности);
4. Разработать и обосновать критерии оценки эффективности и адекватности специально-подготовительных упражнений в скоростно-силовых видах спорта;
5. Обосновать возможные направления использования методики оценки моторной и сенсорной организации мышечной активности для решения проблем спортивной тренировки.

Методы исследования: анализ научно-методической литературы, педагогические наблюдения, математическое моделирование, антропометрия, оптические методы регистрации движений (фото- и киносъемка), методы

определения кинематических характеристик движения, электромиография. Для обработки экспериментальных данных использовались численные и статистические методы (программа STATGRAPHICS). Обработка результатов исследования проводилась на персональном компьютере IBM PC.

Организация исследования. Эксперименты по изучению моторной и сенсорной организации мышечной активности при выполнении физических упражнений проводились с 1977 по 1996 год на базе Санкт-Петербургской государственной академии физической культуры им. П.Ф. Лесгафта, а также школы высшего спортивного мастерства им. В.И. Алексеева. Всего обследовано 17 велосипедистов высшей квалификации (в их числе два Олимпийских чемпиона и чемпион мира) в возрасте от 18 до 24 лет, 6 легкоатлетов-спринтеров высшей квалификации (в их числе два Олимпийских чемпиона) в возрасте от 18 до 26 лет, 44 барьеристки различной квалификации (13 - 25 лет). Сбор экспериментальных данных, необходимых для расчета морфометрических характеристик мышц осуществлялся на кафедрах анатомии Санкт-Петербургской академии физической культуры им. П.Ф. Лесгафта, Санкт-Петербургской государственной педиатрической медицинской академии, Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. И.П. Павлова, Санкт-Петербургской военно-медицинской академии. Всего обследовано 43 трупа: мужчин ($n = 23$) и женщин ($n = 20$).

Научная новизна. Разработан оригинальный подход к изучению моторной и сенсорной организации мышечной активности как системы, обуславливающей выполнение физических упражнений. Полученные в ходе экспериментов данные и результаты моделирования позволили предложить новые количественные критерии технической и функциональной подготовленности спортсменов, а также отбора специальных упражнений сопряженного воздействия. Получены новые факты о механизмах регуляции активности мышц при

выполнении движений в различном темпе. Разработана методика оценки моторной и сенсорной организации мышечной активности, включающая расчет морфометрических (длина мышцы и плечо силы) характеристик, скорости сокращения мышц, построение фазовых траекторий их активности, а также расчет величины афферентного притока, поступающего от рецепторов опорно-двигательного аппарата. Получены сведения, характеризующие места прикрепления мышц к звеньям опорно-двигательного аппарата человека.

Теоретическое значение результатов диссертационного исследования для теории и методики физической культуры состоит в том, что, во-первых, расширены представления, касающиеся научно-методического обоснования средств технической и функциональной подготовки спортсменов; во-вторых, дополнены знания о функциональных механизмах, лежащих в основе формирования скоростно-силовых качеств спортсмена; в-третьих, предложены новые критерии для классификации физических упражнений на основе оценки универсального механизма обеспечения движения – сокращения мышц;

для физиологии и биомеханики физических упражнений состоит в том, что, во-первых, разработана методика системной оценки моторной и сенсорной организации мышечной активности при выполнении физических упражнений; во-вторых, расширены представления о механизмах управления мышечной активностью при выполнении движений в различном темпе; в-третьих, определены количественные параметры, характеризующие расстояния от центров вращения в суставах до мест прикрепления мышц к звеньям опорно-двигательного аппарата; в-четвертых, получены знания об изменении значений морфометрических (длины, плеча силы) и скоростно-силовых (скорость сокращения) характеристик мышечной активности в ходе выполнения человеком двигательных действий.

Практическая значимость исследования заключается в способах оценки технической и физической подготовленности спортсменов на основе показателей моторной и сенсорной организации мышечной активности, что позволяет оценить эффективность и адекватность специальных упражнений, используемых в скоростно-силовых видах легкой атлетики. Результаты этих исследований составили содержание рекомендаций об использовании специальных упражнений в учебно-тренировочном процессе, о чем имеются соответствующие акты внедрения. Предложенная методика анализа двигательных действий используется для решения практических задач биомеханики физических упражнений, физиологии, теории и методики физического воспитания, а также ортопедии. Разработана компьютерная программа MORFOMETR, которая позволяет рассчитать параметры, характеризующие моторную и сенсорную активность мышц при выполнении двигательных действий. Программа MORFOMETR используется при проведении учебных занятий по курсу “Современные компьютерные технологии в науке и образовании по физической культуре и спорту”. Программа расчета морфометрических характеристик мышц и построения фазовых траекторий их активности удостоена звания лауреата в конкурсе компьютерных программ, проводимого в рамках I Всесоюзного фестиваля студентов вузов физической культуры (Малаховка, 1996).

Апробация работы. Результаты исследования доложены и обсуждены на Российских и международных научных конференциях и конгрессах (Москва, 1980, 1982, 1987, 1991; Рига 1983, 1987; Ленинград, 1987, 1989; Волгоград, 1988, Смоленск, 1988; Чернигов, 1989; Санкт-Петербург, 1994, 1996), а также ряде других конференций и семинаров.

Положения, выносимые на защиту

Первое. Проблема моторного и сенсорного обеспечения двигательных действий как фактора становления целенаправленной биомеханической структуры составляет ядро теоретических представлений об управлении двигательной активностью человека. Основные механизмы функциональной двигательной системы, обеспечивающие целесообразную координацию движений – программы и команды (прямая связь), сенсорные коррекции (обратная связь), центральный и периферический циклы взаимодействия мышц с внешними силами – формируются в результате интеграции активности моторных и сенсорных компонентов двигательного аппарата. В этой связи изучение моторного и сенсорного компонентов биомеханической структуры физических упражнений, как единой двигательной функциональной системы, обеспечивающей достижение полезного результата, представляет новое направление теории и методики физического воспитания, а также физиологии и биомеханики физических упражнений.

Второе. Разработанная комплексная методика позволяет в значительной степени решить проблему моторного и сенсорного обеспечения двигательных действий, так как кроме регистрации биомеханических характеристик и построения на их основе моделей движений, она может оценить наиболее важные (сенсорные) компоненты структуры физических упражнений.

Третье. Изучение моторного и сенсорного компонентов биомеханической структуры физических упражнений посредством разработанной методики позволяет исследовать механизмы регуляции работы мышц и активность рецепторов опорно-двигательного аппарата, разработать критерии технической и функциональной подготовленности спортсменов, а также эффективности и адекватности специальных упражнений в циклических видах спорта, обосновать новые признаки классификации физических упражнений.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, шести глав, выводов, практических рекомендаций, списка литературы и приложений.

Основная часть работы изложена на 317 страницах машинописного текста, включает 102 рисунка и 30 таблиц. Приложения содержат 1 рисунок и 27 таблиц. Библиография содержит 220 отечественных источников и 161 зарубежную публикацию.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Прогресс теории и методики физической культуры как научной дисциплины во многом зависит от уровня развития ее методологии (И.П. Ратов, 1972; Л.П. Матвеев, 1997; Ю.В. Верхошанский, 1998). Как отмечает Л.П. Матвеев (1997) "...в сложившихся у нас обстоятельствах устаревшего и обедненного аппаратно-исследовательского оснащения, регистрируется обычно не то, что нужно бы регистрировать, а, как правило, лишь немногие традиционные показатели, для регистрации которых удастся найти подходящий инструментальный или вовсе обойтись без него". Разработанные в настоящее время экспериментальные методики не позволяют оценивать афферентную активность мышц, что значительно обедняет анализ двигательных действий. В связи с необходимостью решения текущих задач спортивной тренировки была разработана методика оценки моторной и сенсорной активности мышц.

Методика оценки моторной активности мышц при выполнении двигательных действий

Методика позволяет оценить морфометрические (длину и плечо силы) характеристики, а также скорость сокращения восьми мышц нижней конечности человека при выполнении двигательных действий. На основе модернизированных нами (**рис. 1**) моделей мышц А. Pedotti (1977), составлены математические зависимости, связывающие длину и плечо мышц с межзвенными углами (И.М. Козлов, А.В. Самсонова, В.Г. Соколов, 1988). Использование полученных зависимостей требует сведений о прикреплении мышц к скелету. В

связи с этим, на трупном материале получены необходимые характеристики (табл. 1). Скорость сокращения мышц (L') определялась посредством численного дифференцирования.

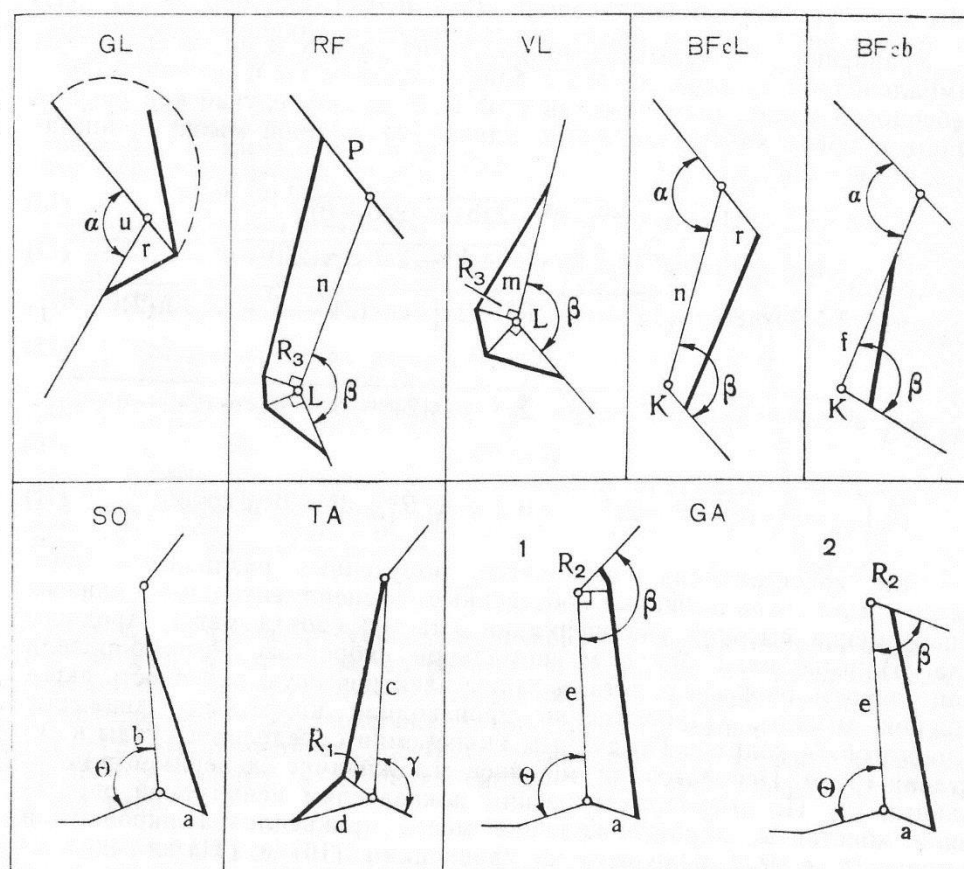


Рис. 1. Модели мышц нижних конечностей

Обозначения: GL - *m. gluteus maximus*; RF - *m. rectus femoris*; BFcL - *m. biceps femoris caput longum*; BFcb - *m. biceps femoris caput breve*; SO - *m. soleus*; TA - *m. tibialis anterior*; GA - *m. gastrocnemius* при $\beta > 90$ град (1) и $\beta \leq 90$ град (2).

Характеристика активности мышц в виде фазовых траекторий была использована А.Г. Фельдманом (1976, 1979). Однако эти исследования были ограничены лишь качественным анализом простейших двигательных задач. И.М. Козлов, А.В. Самсонова (I.M. Kozlov, A.V. Samsonova, 1988) впервые использовали фазовые траектории состояния мышц при исследовании механизмов их активности в спортивных движениях. Фазовые траектории строились в фазовой плоскости L' (L/L_0). По осям координат откладывались текущие

параметры мышцы: по оси абсцисс – относительная длина мышц (L/L_0), а по оси ординат – скорость ее изменения. Положительные значения L' соответствовали эксцентрическому режиму сокращения мышцы (мышца растягивается), а отрицательные – концентрическому режиму (мышца укорачивается). Наложение на фазовую траекторию данных, характеризующих возбуждение мышц (на основе ЭМГ) позволяет, с одной стороны, судить об управляющих воздействиях со стороны ЦНС, а с другой – оценивать реакцию мышцы на эти воздействия.

Таблица 1.

Расстояния от осей вращения в суставах до мест прикрепления мышц

$$(X \pm t S_x), P = 0,95$$

Характеристики	Пол		p
	мужской (n=23)	женский (n=20)	
<i>b</i>	21,7 $\pm$ 0,6	20,3 $\pm$ 0,8	<0,01
<i>c</i>	23,5 $\pm$ 0,8	21,3 $\pm$ 1,0	<0,001
<i>f</i>	16,2 $\pm$ 1,0	15,5 $\pm$ 0,8	>0,05
<i>r</i>	2,9 $\pm$ 1,0	2,3 $\pm$ 0,8	>0,05
<i>R2</i>	2,2 $\pm$ 0,4	1,9 $\pm$ 0,6	>0,05
<i>t</i>	16,9 $\pm$ 1,0	16,7 $\pm$ 0,8	>0,05
<i>u</i>	11,9 $\pm$ 0,8	10,9 $\pm$ 0,8	>0,05

(Примечание: обозначения констант: *b*, *c*, *f*, *r*, *R2*, *t*, *u* см. в статье И.М. Козлов, А.В. Самсонова, В.Г. Соколов, 1988).

Методика оценки сенсорной активности мышц при выполнении двигательных действий

Известно, что мышца является не только двигателем и движителем, но и рецептором. Многочисленные исследования рецепторных свойств мышцы (P.B.C. Matthews, 1933, 1963; B. Katz, 1950; G. Lennerstrand, 1968; A. Prochazka, 1986) показали, что существует зависимость частоты импульсации первичных

и вторичных окончаний афферентных волокон, иннервирующих мышцу от степени растяжения и скорости ее сокращения.

Разработанная методика позволяет оценивать текущую длину мышц и скорость ее изменения. Задача состояла в разработке способа оценки афферентного притока, поступающего от первичных и вторичных окончаний афферентных волокон на основе известных значений длины, скорости сокращения и электрической активности мышцы, а также данных литературы о функциональных особенностях функционирования проприорецепторов.

В основу разрабатываемой методики были положены следующие положения:

1. Существует минимальная длина мышцы, при которой веретенные афференты начинают устойчиво импульсировать. Эта длина называется порогом статической активации данного чувствительного волокна (Ф.В. Северин, 1976). В настоящем исследовании в качестве порога статической активации веретенных афферентов были приняты значения относительной длины мышцы (L/L_0), которые на 15-20% превышают минимальную длину мышцы в организме человека.

2. Величина статического ответа пропорциональна величине растяжения мышцы (между частотой импульсации веретенных афферентов и степенью растяжения мышцы существует линейная зависимость). Предполагается, что на изменение длины мышцы реагируют только вторичные афференты (II). Максимальная частота импульсации вторичных афферентов при растяжении мышц человека не превышает 100 имп/с.

3. Величина динамического ответа пропорциональна скорости растяжения мышцы (между частотой импульсации веретенных афферентов и скоростью растяжения мышцы существует линейная зависимость). Предполагается, что на изменение скорости растяжения мышцы реагируют только первичные окончания афферентных волокон (Ia). Максимальная частота их импульсации составляет 400 имп/с (S.S. Schäfer, S. Schäfer, 1972). Первичные окончания

начинают импульсировать при растяжении мышцы ($L' > 0$). При сокращении мышцы ($L' < 0$) первичные окончания афферентных волокон не проявляют импульсной активности.

4. Частоту импульсации рецепторов Гольджи, отражающую степень развития напряжения мышцы, очень точно повторяет огибающая ЭМГ (U. Proske, 1981; A. Prochazka, 1986). Можно предположить, что для стереотипных, высокоавтоматизированных движений справедлива будет обратная зависимость, позволяющая по электромиограмме судить о частоте импульсации рецепторов Гольджи. Предполагалось, что при максимальном напряжении мышцы частота импульсации рецепторов Гольджи не превышает 100 имп/с.

Предполагается, что суммарная величина афферентного притока, поступающего от рецепторов мышц за цикл движения равна (1)

$$I_{\Sigma} = I_{Ia} + I_{Ib} + I_{II} \quad (1),$$

где: I_{Σ} – суммарный афферентный приток, поступающий от рецепторов мышц за цикл движения; I_{Ia} – суммарный афферентный приток, поступающий от первичных (Ia) окончаний афферентных волокон; I_{Ib} – суммарный афферентный приток, поступающий от рецепторов напряжения (Ib); I_{II} – суммарный афферентный приток, поступающий от вторичных окончаний афферентных волокон.

На основе разработанных моделей был составлен алгоритм и написана компьютерная программа MORFOMETR.

МЕХАНИЗМЫ РЕГУЛЯЦИИ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ПРИ РАЗЛИЧНОМ ТЕМПЕ ДВИЖЕНИЙ

В настоящем исследовании на основе оценки моторной организации мышечной активности предпринята попытка определить механизмы координации, определяющие достижение максимального темпа движений.

Характеристики электрической активности мышц человека при раз- личном темпе движений

Исследований, посвященных изучению электрической активности мышц при педалировании и беге достаточно много (И.М. Козлов, 1966; В.В. Михайлов, Н.А. Левенко, 1975; В.В. Степанов, 1977; В.С. Elliot, В.А. Blanksby, 1979; Ю.Б. Никифоров, 1982; В.Н. Селуянов, Б.А. Яковлев, 1985; L. Hull, M. Jorge, 1985; J. Claris, J. Cabri, R. Gregor, 1988; H. Gonzales, R. Redfield, 1988; В.П. Муравьев, 1991). Однако в этих исследованиях ЭМГ-характеристики изучаются только в медленном и быстром темпе. Задачей настоящего исследования было получение зависимости “длительность электрической активности мышц – темп движений”. В эксперименте участвовало 17 велосипедистов и 6 спринтеров высокой квалификации.

Экспериментальные данные свидетельствуют о том, что повышение темпа движений сопровождается следующими изменениями в электрической активности мышц: во-первых, уменьшается длительность электрической активности большинства мышц нижней конечности; во-вторых, происходит ее перераспределение в цикле движения; в-третьих, увеличивается фаза одновременной активности мышц-антагонистов.

Зависимость между периодами возбуждения мышц и темпом движений при педалировании описывается формулами (2-4), а при беге - (5-8).

$$T_{BFcL} = 378,3X^{-0,91} \quad (2),$$

$$T_{RF} = 445,6X^{-0,61} \quad (3),$$

$$T_{vl} = 363X^{-0,79} \quad (4),$$

$$T_{BFcL} = 258,4X^{-0,364} \quad (5),$$

$$T_{VL} = 288,7X^{-0,806} \quad (6),$$

$$T_{1RF} = 146,6X^{-0,553} \quad (7),$$

$$T_{2RF} = 35,1X^{1,867} \quad (8),$$

где: T_{BFCL} - длительность электрической активности *m. biceps femoris caput longum*; T_{1RF} - длительность первого периода электрической активности *m. rectus femoris*; T_{2RF} - длительность второго периода электрической активности *m. rectus femoris*; T_{VL} - длительность электрической активности *m. vastus lateralis*, мс; X – темп движений. Предложенные зависимости справедливы в диапазоне изменения темпа педалирования от 0,7 до 3,0 циклов/с, и бега от 1,5 до 2,5 циклов/с.

Полученные данные свидетельствуют о том, что при беге, в отличие от педалирования *m. rectus femoris* проявляет два периода активности. Повышение темпа связано с увеличением второго периода активности мышцы.

Относительная длительность активности мышцы (T_{om}) позволяет судить о том, какая часть двигательного цикла (%) приходится на период возбуждения мышцы. Она вычислялась посредством формулы (9)

$$T_{om} = (T / T_{цикла}) 100\% \quad (9),$$

где: T – длительность электрической активности, мс; $T_{цикла}$ – длительность цикла, мс.

Исследование взаимосвязи относительной длительности активности мышцы и темпа педалирования (табл. 2) свидетельствует о том, что для некоторых мышц бедра (*m. biceps femoris* и *m. vastus lateralis*) характерно незначительное увеличение длительности ЭАМ. Относительная длительность ЭАМ *m. biceps femoris* повышается с 37% (медленный темп) до 41% (максимальный темп). Относительная длительность *m. vastus lateralis* повышается с 35% (медленный темп) до 44% (максимальный темп). Следует заметить, что относительная длительность ЭАМ этих мышц не превышает 50%. Это означает, что даже при педалировании в максимальном темпе длительность их работы меньше длительности отдыха. Однако работа *m. rectus femoris* и мышц голени (*mm. soleus* и *tibialis anterior*) свидетельствует о значительном возрастании их активности с повышением темпа педалирования.

Таблица 2

Относительная длительность электрической активности мышц (%) при раз-
личном темпе педалирования (n = 17)

Мышцы	Темп педалирования, с ⁻¹						p
	0,8	1,2	1,5	1,9	2,3	2,7	
BFcL	37	38	39	40	41	41	> 0,05
RF	41	48	52	57	61	65	< 0,001
VL	35	38	39	41	43	44	< 0,01
GA	60	57	55	53	52	51	< 0,01
SO	32	33	33	66	70	74	< 0,001
TA	26	27	27	58	62	66	< 0,001

Примечание: достоверность различий оценивалась между медленным и мак-
симальным темпом.

Повышение темпа бега (табл. 3) сопровождается значительным увеличе-
нием относительной длительности электрической активности *m. rectus femoris*
(с 17% при медленном темпе до 77% при беге в максимальном темпе) и *m.*
gastrocnemius (с 39% до 60 %) У других мышц бедра и голени увеличение этого
показателя незначительно.

Для обоих видов локомоций характерно возрастание относительной дли-
тельности *m. rectus femoris* ($p < 0,001$). При беге, в отличие от педалирования,
значительно возрастает относительная длительность *m. gastrocnemius* ($p <$
0,001).

Таблица 3

Относительная длительность электрической активности мышц (%) при раз-
личном темпе бега (n = 6)

Мышцы	Темп бега, с ⁻¹					p
	1,4	1,7	2,0	2,3	2,6	
BFcL	32	35	40	44	47	< 0,01
RF	17	19	46	59	77	< 0,001
VL	31	32	33	34	35	>0,05
GA	39	44	50	55	60	<0,001
SO	19	25	31	37	43	<0,05
TA	33	37	41	45	49	<0,001

Примечание: достоверность различий оценивалась между медленным и максимальным темпом.

Второй существенной закономерностью, которая связана с изменением темпа движений, является “смещение” периодов возбуждения мышцы в цикле движения. Эта закономерность отчетливо видна на фазовых траекториях мышц. Фазовые траектории *m. biceps femoris* (**рис. 2**) свидетельствуют о том, что при низком темпе педалирования начало активности мышцы приходится на значения относительной длины мышцы $L/L_0 = 0,96$ и скорости сокращения $L' = 10$ см/с. Прекращение активности мышцы соответствует значениям $L/L_0 = 0,97$ и скорости сокращения $L' = -12$ см/с. Повышение темпа движений приводит к тому, что активность мышцы “перемещается” в зону эксцентрического режима сокращения мышцы. Мышца возбуждается в момент максимального укорочения ($L/L_0 = 0,88$ и $L' = -6$ см/с). Исчезновение активности мышцы соответствует значениям относительной длины $L/L_0 = 0,99$ и скорости сокращения $L' = -7$ см/с.

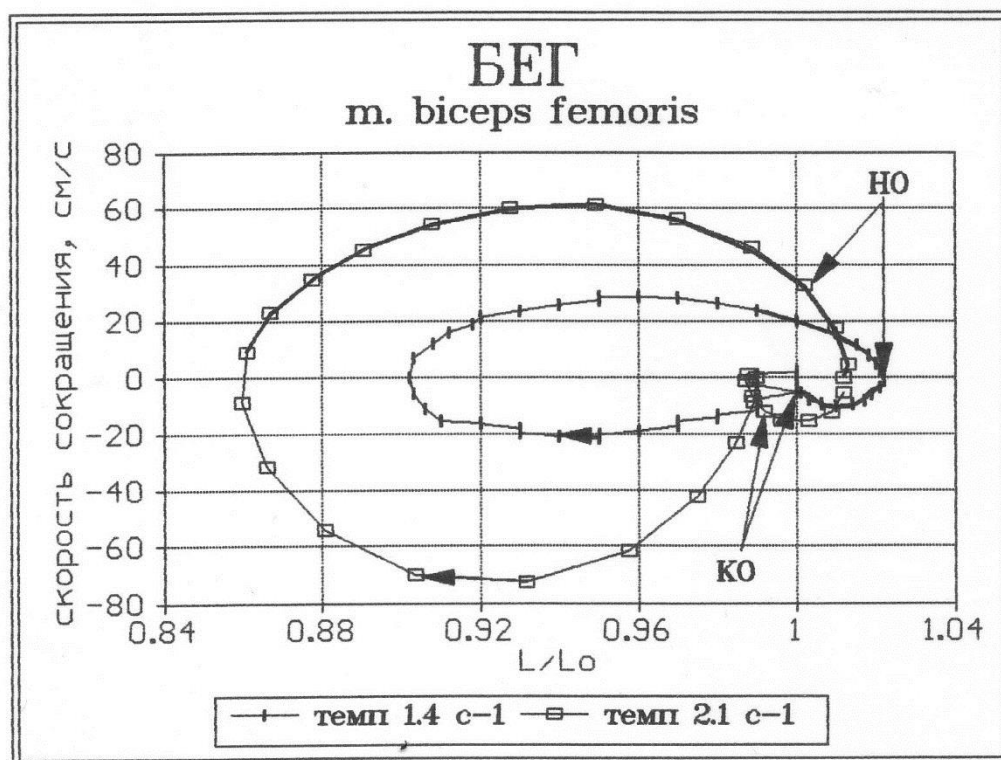
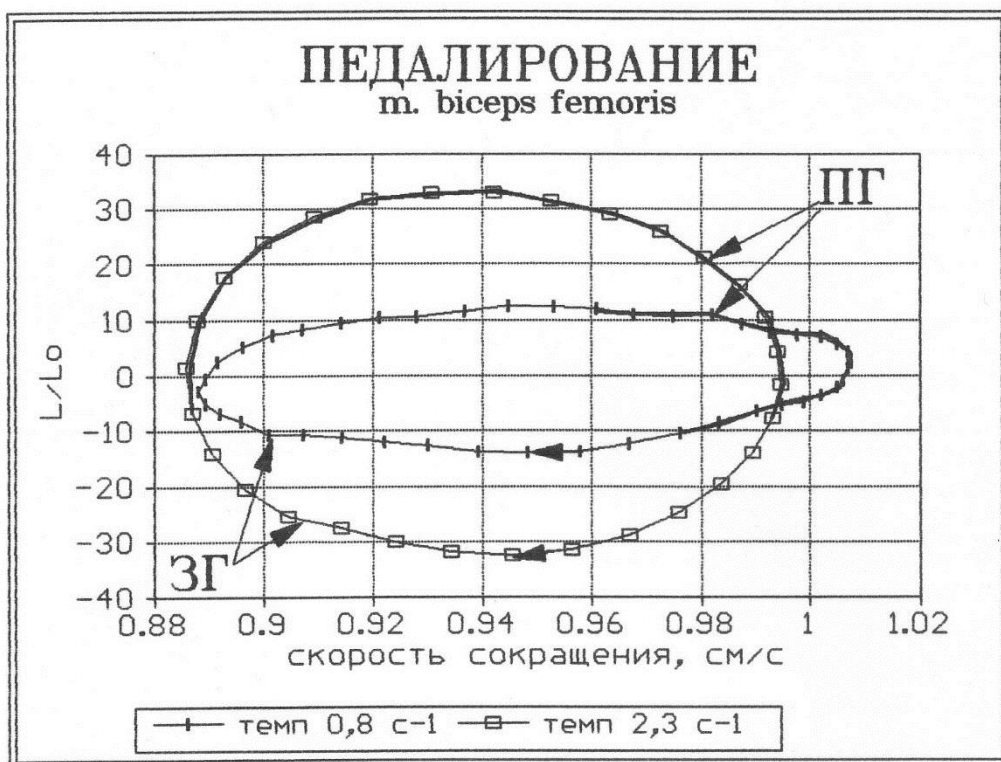


Рис.2. Фазовые траектории *m. biceps femoris* при различном темпе педалирования (испытуемый В. Екимов) и бега (испытуемый В. Муравьев).

Обозначения: ЗГ - заднее горизонтальное, ПГ - переднее горизонтальное положение шатуна, НО - начало фазы опоры, КО - конец фазы опоры, период активности мышцы обозначен широкой линией.

Фазовые траектории *m. biceps femoris* при беге свидетельствуют о том, что повышение темпа сопровождается перераспределением активности мышцы в цикле движения. Появление активности мышцы соответствует относительной длине $L/L_0 = 0,99$ и скорости сокращения $L' = 24$ см/с. Исчезновение активности мышцы приходится на $L/L_0 = 1,09$; $L' = -3$ см/с. При медленном темпе бега максимальная скорость растяжения *m. biceps femoris* не превышает 30 см/с. При беге с частотой 2,1 цикл/с скорость растяжения увеличивается более чем в два раза. Электрическая активность “смещается” в зону эксцентрического режима работы мышцы. Следует отметить, что характер регуляции активности мышцы при беге аналогичен педалированию.

Механизмы регуляции активности мышц при движениях в различном темпе

А.Г. Фельдман (1979) высказал предположение, что центральная нервная система управляет активностью мотонейронного пула путем назначения необходимого порога стреч-рефлекса (λ^*). Фазовые траектории *m. biceps femoris* при педалировании и беге в различном темпе свидетельствуют о том, что и в одном и другом виде локомоции (рис. 2) длина мышцы, при которой начинаются рекрутироваться ДЕ уменьшается с повышением темпа. Эта зависимость обратно-пропорциональная и близка к линейной. Характер изменения λ^* одинаков как при педалировании, так и беге: повышение темпа движений приводит к уменьшению пороговых значений длины *m. biceps femoris* при которых происходит рекрутирование ДЕ. Таким образом, полученные данные подтверждают гипотезу о том, что λ^* может являться управляемым

параметром. Регуляция ЦНС параметра λ^* хорошо объясняет “перемещение” начала электрической активности в цикле движения. Следует, однако, обратить внимание на следующий факт. Согласно гипотезе А.Г. Фельдмана, область активации мышцы лежит справа от прямой, разделяющей области активного и пассивного состояния мышцы. Это следует из предположения о том, что управление активностью мышцы основывается на регуляции порогов стреч-рефлекса. Однако это справедливо не для всех мышц. Например, *m.rectus femoris* проявляет активность в период максимального укорочения мышцы, что противоречит гипотезе А.Г. Фельдмана. Кроме того, у этой мышцы увеличивается величина порога активации при увеличении темпа движений. Это противоречие попытаемся объяснить при помощи гипотезы о неиндивидуализированном управлении активностью мышц (двигательных синергиях). Согласно этой гипотезе, нервная система интегрирует параметры управления различными мышцами. В нашем случае, пусть управление флексорами бедра (*m. rectus femoris*) осуществляется одним независимым параметром, а экстензорами (*m. biceps femoris*) – другим. Тогда программу реципрокной активации мышц можно представить в виде диагонали квадрата, при этом увеличение одного из параметров приведет к тому, что другой параметр будет уменьшаться. Экспериментальные данные свидетельствуют о том, что при выполнении циклических движений такое соотношение между порогом регуляции мышц - антагонистов имеет место. На **рис. 3.** представлена зависимость порогов активации мышц передней поверхности бедра от величины порогов активации мышц задней поверхности бедра.

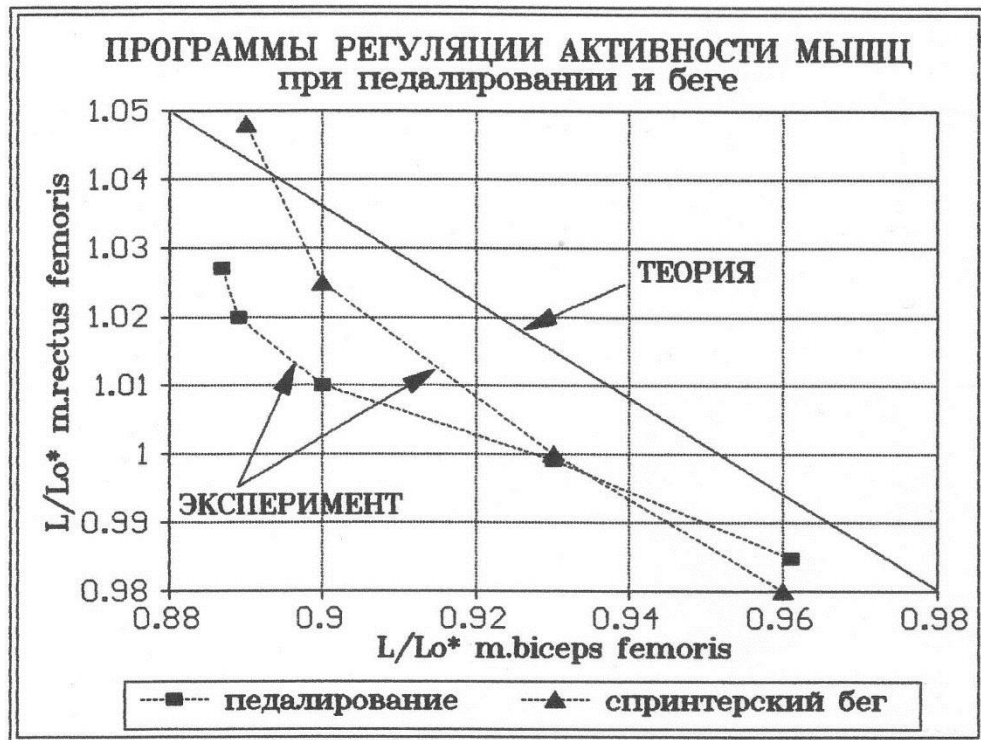


Рис. 3. Программы регуляции активности мышц-антагонистов бедра при педалировании и беге.

Обозначения: по оси абсцисс отложены значения порогов активации *m. biceps femoris*, по оси ординат – *m. rectus femoris*. Каждая точка зависимости соответствует различному темпу движений. В левом верхнем углу – медленному, в правом – быстрому.

А.Г. Фельдман (1979) предполагал, что исчезновение активности мышц связано с “выходом” фазовой траектории из области активации мотонейронов. Действительно, чем меньше находится фазовая траектория в этой области, тем короче ее активность. Однако для *m. rectus femoris* достаточно трудно определить саму область активации. Полученные данные свидетельствуют о том, что прекращение активности *m. rectus femoris* связано с резким падением плеча силы этой мышцы относительно тазобедренного сустава. Таким образом, в регуляции активности мышцы при выполнении локомоторных движений в

различном темпе, по-видимому, помимо программирующих механизмов, определяющих момент начала активности мышцы, принимают участие и рефлекторные механизмы, влияющие на ее прекращение. Программирующие механизмы определяют начало активности мышц в цикле движения за счет регуляции порогов активации мышц, а рефлекторные – прекращают ее возбуждение в зависимости от текущих значений длины, скорости и величины плеча силы.

Факторы, обуславливающие максимальный темп движений при педалировании и беге

Известно, что для достижения максимального усилия мышцы необходимо время. При выполнении движений в максимальном темпе время для развития усилия ограничено, так как периоды возбуждения некоторых мышц уменьшаются более чем в три раза. В связи с этим, возможно включаются другие механизмы, способствующие увеличению силы мышцы. Еще К. Wacholder и Н. Altenburger (1926) обратили внимание, что повышение темпа движений сопровождается увеличением амплитуды биопотенциалов. Полученные данные свидетельствуют о том, что повышение темпа движений сопровождается более ранним вовлечением в работу больших ДЕ. Согласно принципу размера в активность вначале вовлекаются малые ДЕ, а затем – большие. По-видимому, требование развить максимум усилия при жестком ограничении *времени* может изменить порядок рекрутирования ДЕ. Таким образом, первым фактором, способствующим достижению максимального темпа движения является рекрутирование больших ДЕ, способных развить значительное усилие.

Вторым фактором, определяющим развитие максимального усилия, является “смещение” электрической активности мышц в цикле движения. Следствием этого является, во-первых, ее перемещение в те фазы двигательного цикла, в которых мышца может развить максимум силы. Например, фазовые

траектории m. biceps femoris свидетельствуют о том, что при максимальном темпе мышца активна в эксцентрическом режиме сокращения (рис. 2). Это означает, что она растягивается не в пассивном, а активном состоянии. Многочисленные исследования свидетельствуют о том, что в этом состоянии мышца способна развить большее усилие, чем при сокращении без предварительного растяжения (H. Elftman, 1941; R. Margaria, G.A. Gavagna, F.P. Saibene, 1963; P.V. Komi, 1982; Б.И. Прилуцкий, 1990; Т. Bober, 1994). Вторым следствием перемещения электрической активности мышцы является соответствие периода возбуждения мышцы максимальным значениям плеча силы. Кроме того, смещение периодов возбуждения в другие зоны двигательного цикла приводит к увеличению фаз одновременной активности мышц-антагонистов. В.В. Степанов (1977), а также И.М. Козлов с соавт. (1978) показали, что одновременная активность мышц-антагонистов способствует повышению частоты движений.

Эти факторы могут служить критериями отбора спортсменов для занятий спринтерским бегом и трековыми гонками. Первым критерием является способность спортсмена к достижению максимального усилия за минимум времени. Вторым критерием может являться умение спортсмена регулировать пороги активации мышцы в широких пределах.

СЕНСОРНАЯ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ СПОРТИВНЫХ ДВИЖЕНИЙ

Несмотря на свое огромное значение, сенсорный компонент биомеханической структуры двигательных действий изучен значительно хуже, чем моторный. Из-за малой величины сигналов, поступающих от проприорецепторов, их прямая регистрация при выполнении быстрых, динамичных движений в настоящее время невозможна. Вследствие этого был разработан способ

косвенной оценки различных составляющих афферентного сигнала, поступающего от проприорецепторов ОДА человека.

Сравнительный анализ различных движений (педальирования, спринтерского и барьерного бега) проведенных в субмаксимальном темпе показывает, что барьерный бег (преодоление барьера) превышает другие виды локомоций по величине афферентного притока, поступающего от первичных и вторичных окончаний афферентных волокон, иннервирующих мышцы (**рис. 4**). Однако спринтерский бег превосходит другие виды локомоций по величине активности 1b-афферентов. Это справедливо как для работы *m.biceps femoris*, так и для ее антагониста.

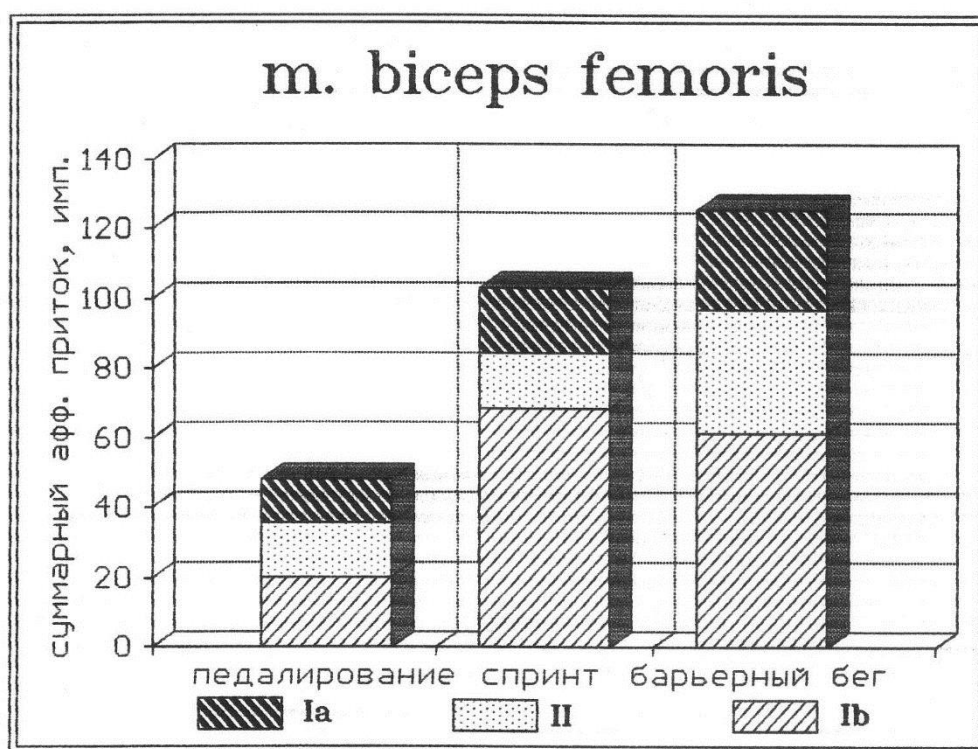


Рис. 4. Вклад рецепторов в афферентный приток при выполнении спортивных локомоций

Полученные данные свидетельствуют также о том, что вклад рецепторов различного рода в формирование интегрального показателя меняется в зависимости от темпа движения. Так, при педальировании в медленном темпе вклад

вторичных афферентов в формирование суммарного афферентного притока у *m. rectus femoris* максимален и составляет 63, 1%. Повышение темпа движений приводит к уменьшению вклада вторичных афферентов в общий суммарный приток до 38%, при этом возрастает доля активности первичных (Ia и Ib) окончаний афферентных волокон. Эта же закономерность характерна и для других мышц, например *m. biceps femoris*.

Предлагаемый способ позволяет подбирать упражнения, имеющие одинаковый уровень афферентного притока, но по-разному воздействующие на первичные и вторичные окончания афферентов. Известно, что первичные окончания афферентных волокон реагируют в основном на изменение скорости сокращения мышц, а вторичные – на изменение ее длины. Следовательно, при выполнении медленных двигательных действий, выполняемых с большой амплитудой, будет преобладать информация, поступающая от вторичных окончаний. Наоборот, при выполнении плиометрических упражнений (спрыгивание с высоты) будут активны в основном первичные окончания афферентных волокон.

Многочисленные исследования свидетельствуют о том, что информация, поступающая от мышечных веретен и рецепторов напряжения, плохо осознается (И.М. Сеченов, 1878; Н.А. Бернштейн, 1935, 1947; А.Н. Крестовников, 1951; А.Ц. Пуни, 1959; В.С. Фарфель, 1973). Наоборот, информация, поступающая от рецепторов суставов, осознается значительно лучше (В.С. Фарфель, 1973). Исследования С.Р. Skoglund (1956, 1960) показали, что суставные рецепторы несут информацию о величине межзвеного угла, а также скорости его изменения. Следует отметить, что разработанная методика позволяет оценить не только моторную и сенсорную активность мышц, но и сопоставить ее с информацией, поступающей от суставных рецепторов, посредством построения фазовых траекторий “угол–угловая скорость”.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что при преодолении барьера у спортсменки низкой квалификации угловая скорость бедра

относительно туловища и голени относительно бедра в некоторых фазах движения выше, чем у спортсменки-мастера. Однако скорость сокращения мышц у спортсменки II разряда значительно ниже, чем у барьеристки высокой квалификации. Это происходит потому, что изменение длины и скорости сокращения двусуставных мышц бедра есть следствие сопряженного изменения межзвенных углов α и β . Если учесть, что информация, поступающая от суставных рецепторов, осознается хорошо, а от рецепторов мышц не доходит до порога сознания, возникают различия между двумя потоками информации, поступающими от проприорецепторов ОДА человека. Информация, поступающая от рецепторов суставов свидетельствует о том, что новичок в отдельных звеньях ОДА выполняет движение *быстрее*, чем мастер. Однако скорость сокращения мышц, от которой во многом зависит интегральный эффект выполнения двигательного действия, значительно ниже. Это может создавать большие проблемы при обучении технике и совершенствовании спортивного мастерства.

КРИТЕРИИ ОТБОРА СРЕДСТВ СОПРЯЖЕННОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ В СКОРОСТНО-СИЛОВЫХ ВИДАХ ЛЕГКОЙ АТЛЕТИКИ

Для подготовки спортсмена в скоростно-силовых видах легкой атлетики имеется широкий круг специальных упражнений. Богатая практика их применения свидетельствует о том, что тренировка с использованием специальных упражнений гораздо эффективнее, чем применение только основного упражнения. Однако мнения ведущих специалистов по поводу целесообразности использования в тренировочном процессе того или иного упражнения достаточно противоречивы. Одна причина заключается в различных представлениях о принципах отбора специальных упражнений (Ю.В. Верхошанский, 1963; В.М. Дьячков, 1972; И.М. Козлов, 1989), другая причина – в различных характеристиках движений, выбранных для сравнительного анализа.

Предлагаемая классификация специальных упражнений базируется на двух положениях:

1. Специальное упражнение считается эффективным, если оно по каким-то параметрам превышает соответствующие характеристики основного упражнения.
2. Специальное упражнение считается упражнением сопряженного воздействия, если оно эффективно и адекватно основному упражнению.

Критерий эффективности специальных упражнений

Под эффективностью упражнения подразумевается его тренирующий эффект. Он может выражаться разными показателями. Предполагается, что упражнение эффективно, если выполняется следующее условие: $K_э > 1,1$ где $K_э$ – критерий эффективности упражнения (10)

$$K_э = L'_{\max(y)} / L'_{\max(o)} \quad (10)$$

где: $L'_{\max(y)}$ – максимальная скорость растяжения мышцы при выполнении специального упражнения; $L'_{\max(o)}$ – максимальная скорость растяжения мышцы при выполнении основного упражнения.

Будем считать упражнение эффективным средством развития скоростно-силовых качеств спринтера, если хотя бы для одной из основных мышц $K_э > 1,1$.

Критерии адекватности специальных упражнений

В настоящем исследовании под термином *адекватный* будет пониматься соответствие по “внешним” (K_{a1}) и “внутренним” (K_{a2}) показателям структуры основного и специального упражнений. В качестве критерия адекватности “внешней” структуры основного и специального упражнений предлагается использовать соответствие фазовых траекторий мышц при выполнении этих упражнений (11).

$$K_{a1} = 1 - \frac{S(D_{j_o} \Delta D_{j_y})}{S(D_{j_o} \cup D_{j_y})} \quad (11),$$

где: J_o, J_y – контуры (фазовые траектории мышц) основного и специального упражнений; D_{j_o}, D_{j_y} – области, ограниченные контурами J_o, J_y ; $S(D)$ – площадь области D . При $K_{a1} = 0$ – специальное упражнение неадекватно основному, при $K_{a1} = 1$ – специальное упражнение полностью адекватно основному.

В качестве критерия адекватности (K_{a2}) “внутренней” структуры основного и специального упражнений предложен показатель, основанный на сопоставлении расположения электрической активности на фазовых траекториях мышц. Предложено разделить фазовые траектории мышц на четыре сектора так, чтобы оси координат проходили через точки, соответствующие $L/L_o = 1$ и $L' = 0$. Активность мышцы в любом из секторов кодируется определенной цифрой: “0” – мышца пассивна, “1” – мышца активна в какой-либо части фазы, “2” – мышца активна на протяжении всей фазы. Тогда $K_{a2} = 1$, при совпадении кодов мышцы в четырех секторах при выполнении специального упражнения и основного; $K_{a2} = 0,75$ – при совпадении в трех секторах; $K_{a2} = 0,5$ при совпадении в двух секторах, $K_{a2} = 0$ – при полном несоответствии активности мышц при выполнении специального и основного упражнения.

Критерий адекватности основного и специального упражнений, учитывающий соответствие внешних и внутренних показателей этих движений, имеет вид:

$$K_a = K_{a1} K_{a2} \quad (12).$$

Оценка специальных упражнений спринтеров на основе разработанных критериев

Для оценки специальных упражнений спринтеров на основе разработанных критериев были использованы собственные данные и результаты диссертационного исследования В.П. Муравьева (1991), подвергнутые дополнительной обработке. В эксперименте участвовали спринтеры высокой квалификации, которые выполняли спринтерский бег в максимальном темпе и специальные упражнения: бег с тягой (1); бег с буксировкой груза 5 кг (2); бег с буксировкой груза 10 кг (3); скачки на одной ноге (4); бег с высоким подниманием бедра (педагогическая установка на быстрое поднимание бедра (5); “колесо” (6); бег с высоким подниманием бедра (педагогическая установка на быстрое опускание бедра (7); многоскоки (8); бег на “прямых” ногах (9). В таблице 4 представлены коэффициенты эффективности специальных упражнений.

Полученные данные свидетельствуют о том, что бег с тягой способствует развитию скоростно-силовых качеств мышц-разгибателей бедра (по данным работы *m. gluteus maximus*). Ни одно из изученных специальных упражнений не превышает по скорости растяжения мышц задней поверхности бедра (*mm. biceps femoris caput longum, biceps femoris caput breve*) аналогичный показатель спринтерского бега. Если педагогическая задача состоит в развитии скоростно-силовых качеств мышц передней поверхности бедра (*mm. rectus femoris* и *vastus lateralis*), то ее решению будут соответствовать упражнения: бег с тягой, бег с буксировкой груза 5 кг, скачки на одной ноге, бег с высоким подниманием бедра (установка на быстрый подъем бедра).

Таблица 4

Коэффициенты эффективности упражнений спринтеров

N	МЫШЦЫ							
	GL	BFcL	Bfcb	RF	VL	GA	SO	TA

1	1,13	0,97	0,94	1,04	0,94	1,37	1,83	0,99
2	0,99	0,92	0,95	1,13	1,03	1,26	1,62	1,03
3	0,82	0,77	0,94	0,68	1,00	1,28	1,87	0,89
4	0,65	0,93	0,96	0,63	1,13	0,66	1,58	0,92
5	0,87	0,74	0,81	1,44	0,82	1,37	2,25	0,74
6	0,83	0,78	0,79	0,90	0,73	1,16	1,91	0,85
7	0,60	0,70	0,84	0,54	0,85	0,67	1,29	0,84
8	0,83	0,41	0,53	0,81	0,73	1,11	2,20	0,63
9	0,46	0,32	0,15	0,59	0,57	0,98	2,16	0,95

Все исследованные упражнения позволяют улучшить скоростно-силовые качества мышц задней поверхности голени (mm. gastrocnemius и soleus), однако ни одно из них не способствует увеличению скоростного потенциала мышц передней поверхности голени (m. tibialis anterior).

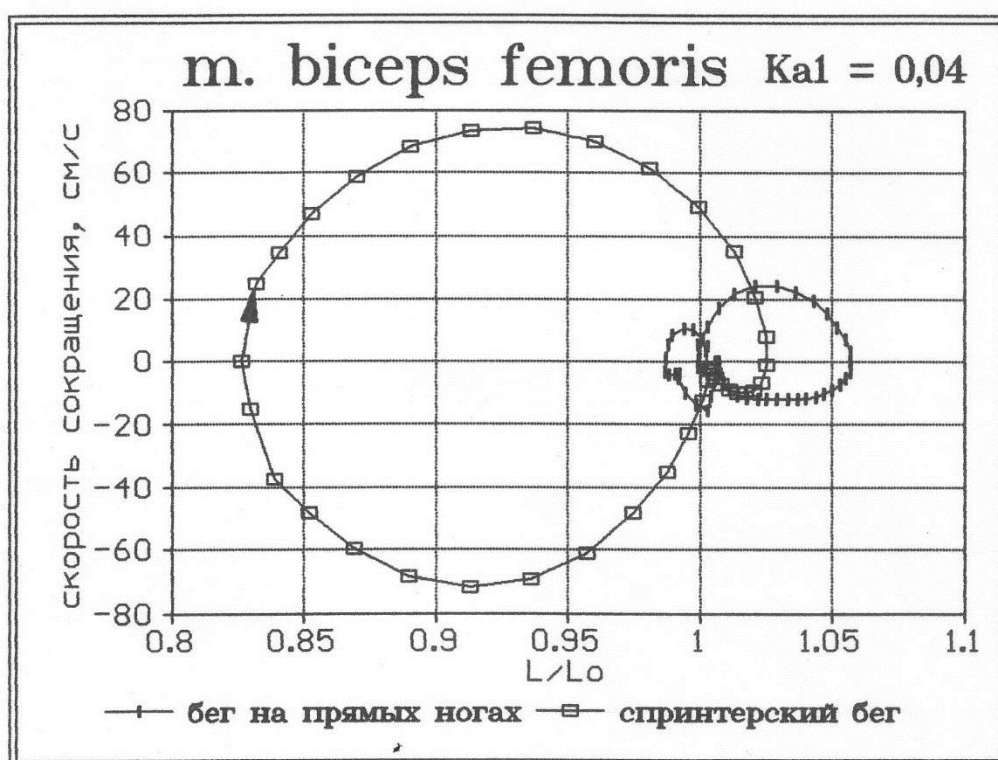
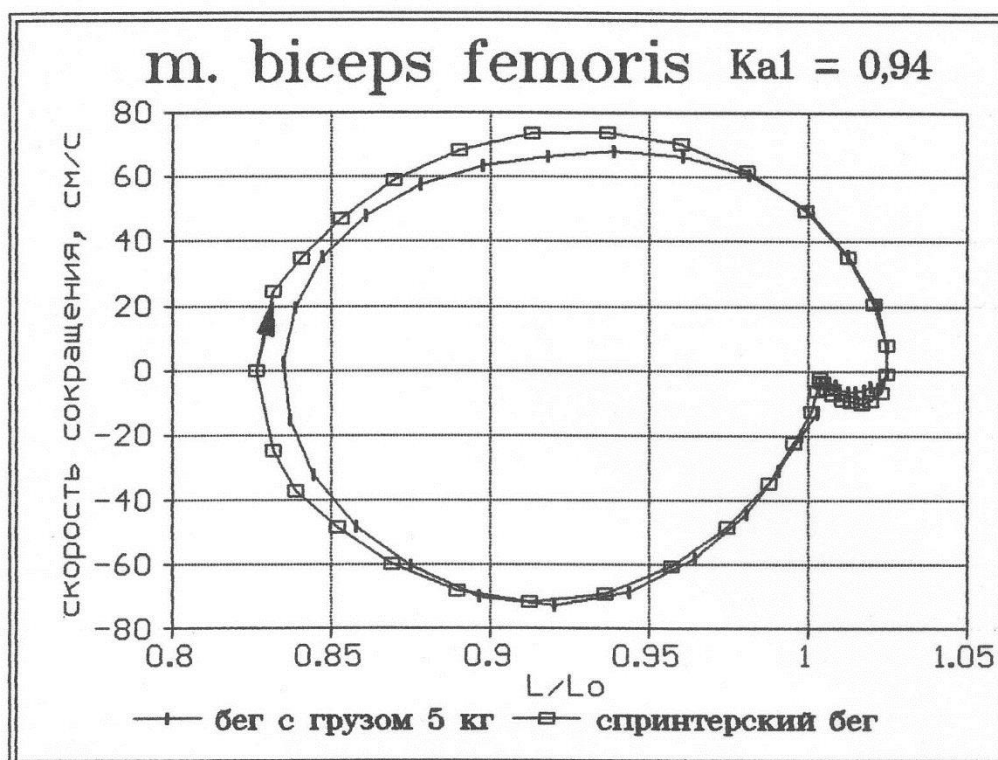


Рис. 5. Фазовые траектории *m. biceps femoris* при выполнении спринтерского бега и специальных упражнений: бега с буксировкой груза 5 кг и бега на “прямых” ногах

Для оценки соответствия биомеханической структуры специальных упражнений спринтеров основному используется критерий K_a . В таблице 5 представлены значения критериев K_{a1} и K_{a2} и рассчитанный по формуле (12) критерий K_a , отражающий соответствие внешней и внутренней структур специального упражнения основному движению. На **рис. 5** представлены фазовые траектории *m. biceps femoris* при выполнении спринтерского бега и специальных упражнений: бега с буксировкой груза 5 кг и “бега на прямых ногах”.

Из табл. 5 следует, что специальные упражнения: бег с тягой, бег с буксировкой груза 5 и 10 кг, а также скачки на одной ноге можно отнести к упражнениям сопряженного воздействия. Эти упражнения обладают эффективностью, а также хорошим соответствием внешних и внутренних показателей биомеханической структуры основному движению. Из этого следует, что их целесообразно применять в соревновательном периоде, так как они достаточно эффективны и не нарушают сформированную структуру движений спринтера. Специальные упражнения: “многоскоки” и “бег на прямых ногах” имеют наибольшие отличия во внешней и внутренней структуре движений от спринтерского бега. Их использование в соревновательном периоде по нашему мнению не целесообразно.

Таблица 5

Коэффициенты адекватности специальных упражнений спринтеров

N	BFcL			RF			K_a
	K_{a1}	K_{a2}	K_a	K_{a1}	K_{a2}	K_a	
1	0,98	1	0,98	0,99	1	0,99	0,98
2	0,94	1	0,94	0,86	1	0,86	0,90
3	0,79	1	0,79	0,55	1	0,55	0,67
4	0,75	1	0,75	0,55	1	0,55	0,65
5	0,66	1	0,66	0,47	0,5	0,24	0,45
6	0,55	0,5	0,28	0,54	0,8	0,41	0,35
7	0,59	1	0,59	0,34	0,5	0,17	0,38
8	0,25	0,5	0,13	0,51	0,5	0,26	0,20
9	0,04	0,05	0,02	0,040	1	0,40	0,21

Оценка специальных упражнений барьеристов на основе разработанных критериев

В эксперименте участвовало пять барьеристок высшей квалификации (КМС - МСМК), которые выполняли: спринтерский и барьерный бег (1), прыжок на каждый третий шаг (2), а также три специальных упражнения: бег с высоким подниманием бедра через барьеры (3), бег с переносом маховой ноги через барьеры (4), ходьбу через барьеры (5). Из таблицы 6 следует, что только три упражнения обладают высокой эффективностью. Это спринтерский бег (*m. biceps femoris caput breve*), бег с высоким подниманием бедра (*m. gastrocnemius*) и бег с переносом маховой ноги через барьер (*m. gastrocnemius* и *m. soleus*). Ни одно из специальных упражнений не превышает барьерный бег по скорости растяжения следующих мышц: *m. gluteus maximus*, *biceps femoris caput longum*, *rectus femoris*, *vastus lateralis* и *tibialis anterior* (в том числе и спринтерский бег!). Из этого следует, что барьерный бег предъявляет очень высокие требования к скоростно-силовой подготовке спортсменов. Кроме того, в основном все специальные барьерные упражнения, у которых $K_3 > 1,1$ имеют локальную направленность, в отличие от упражнений спринтеров, среди которых много упражнений, позволяющих комплексно воздействовать на развитие скоростно-силового потенциала мышц.

Таблица 6

Коэффициенты эффективности специальных упражнений барьеристов

N	МЫШЦЫ							
	GL	BFcL	Bfcb	RF	VL	GA	SO	TA
1	0,59	0,91	1,21	9,94	0,94	0,79	0,91	0,96
2	0,82	0,49	0,50	0,67	0,53	1,13	1,05	0,74
3	0,98	0,35	0,41	0,56	0,83	1,36	1,51	0,66
4	0,84	0,24	0,50	0,59	0,67	0,90	0,99	0,38
5	0,53	0,27	0,33	0,40	0,58	0,62	0,47	0,31

Соответствие “внешней” и “внутренней” структур специальных упражнений барьеристов основному определялось по критерию адекватности (табл. 7). В отличие от специальных упражнений спринтеров, имеющих высокие значения K_{a1} специальные упражнения барьеристов имеют средние показатели адекватности “внешней” структуры основному движению. Так у спринтерского бега показатель адекватности внешней структуры движений барьерному бегу равен $K_{a1} = 0,61$. Еще ниже этот показатель у специальных барьерных упражнений: бег с высоким подниманием бедра ($K_{a1} = 0,42$) и бег с переносом маховой ноги через барьер ($K_{a1} = 0,36$). Наименьшей адекватностью внешней структуры движений характеризуется ходьба через барьер $K_{a1} = 0,17$.

Таблица 7

Значения коэффициентов адекватности при выполнении специальных упражнений барьеристов

N	BFcL			RF			K_a
	K_{a1}	K_{a2}	K_a	K_{a1}	K_{a2}	K_a	
1	0,78	1	0,78	0,43	1	0,43	0,61
2	0,40	0,8	0,32	0,86	0,5	0,43	0,37
3	0,36	0,8	0,29	0,36	0,8	0,29	0,29
4	0,20	1	0,20	0,28	0,5	0,14	0,17
5	0,18	0,3	0,05	0,15	0,3	0,04	0,04

Таким образом, только спринтерский бег обладает хорошей адекватностью барьерному бегу. Прыжок и ходьба через барьер очень сильно отличаются по внешним и внутренним характеристикам движений от барьерного бега. Следовательно, вышеперечисленные движения можно использовать на подготовительном этапе учебно-тренировочного процесса. Применение их на соревновательном этапе подготовки нецелесообразно.

Предлагаемый способ оценки адекватности специальных упражнений спринтеров и барьеристов позволяет рассмотреть проблему шире, чем подход, основанный на оценке кинематических характеристик движений. Кроме того,

он позволяет учесть координационное сходство основного и специального упражнения (на основе составления “кода” мышечной активности).

ПЕРСПЕКТИВЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ МЕТОДИКИ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ СПОРТИВНОЙ ТРЕНИРОВКИ

Особенности предлагаемой методики оценки организации мышечной активности при спортивных движениях заключаются в многообразии аспектов ее использования.

Оценка технической подготовленности спортсменов

Критерии, основанные на оценке абсолютной эффективности техники, например, перемещении ОЦМ тела спортсмена, не позволяют уяснить, в какой конкретно фазе движения и каком звене техника спортсмена отличается от идеала. Критерии, основанные на сопоставлении отдельных межзвенных углов не позволяют увидеть весь процесс движения, а сопоставление электрической активности не дает информации о “внешней” стороне движения. Покажем возможности оценки техники движений на примере барьерного бега.

Разрабатываемые критерии основаны на оценке сравнительной эффективности техники. В этом случае за образец берется техника спортсменов высокой квалификации (В.М. Зациорский, 1979). Следует отметить, что в барьерном беге индивидуальная вариативность техники спортсменок высокой квалификации очень низка (из-за стандартной высоты барьеров и расстояния между ними), а также незначительных различий по антропологическим характеристикам.

Для оценки уровня технического мастерства барьеристок предлагается использовать комплексный критерий K_{mm} (12)

$$K_{mm} = K_{m1} K_{m2} \quad (12)$$

где: K_{mm} – критерий технического мастерства барьериста; K_{m1} – критерий технического мастерства, отражающий соответствие “внешней” структуры движений и модели; K_{m2} – критерий технического мастерства, отражающий соответствие “внутренней” структуры движений и модели.

В основе сопоставления показателей технического мастерства спортсмена и модели (за модельные выбраны движения спортсмена высшей квалификации) лежат идеи, приведенные выше при обосновании критериев адекватности специальных упражнений. Можно предположить, что этот подход можно применить к оценке технического мастерства барьеристов. Чем больше соответствие фазовых траекторий мышц модельным характеристикам спортсмена, тем выше его техническое мастерство. Критерий технического мастерства K_{m1} аналогичен критерию K_{a1} . Критерий технического мастерства K_{m2} аналогичен критерию адекватности K_{a2} .

Оценка уровня технического мастерства барьеристок различной квалификации посредством разработанных критериев

С целью определения уровня технического мастерства барьеристок различной квалификации был проведен эксперимент, в котором участвовали барьеристки различной квалификации (от III разряда до МСМК). Полученные результаты свидетельствуют о том, что наиболее высокое значение K_{m1} у мастера спорта (0,84), наиболее низкое – 0,38 – у спортсменки III разряда. В таблице 6 представлены значения K_{mm} , полученные на основе формулы (12). Из таблицы 8 следует, что у спортсменки, кандидата в мастера спорта уровень технического мастерства выше, чем у мастера спорта. Этот вывод следует из сопоставления K_{mm} (у МС $K_{mm} = 0,63$, у КМС $K_{mm} = 0,72$). Кроме того, по уровню технического мастерства спортсменка I разряда уступает спортсменке II разряда. По-видимому, спортсменки, имеющие квалификацию мастера

спорта и I разряда, компенсируют недостатки технического мастерства высоким уровнем развития скоростно-силовых качеств.

Таблица 8

Значения критериев K_{m1} и K_{m2} при выполнении барьерного бега спортсменками различной квалификации

N	Квалификация спортсмена	BFcL			RF			K_{mm}
		K_{m1}	K_{m2}	K_{mm}	K_{m1}	K_{m2}	K_{mm}	
1	МС	0,87	0,75	0,65	0,81	0,75	0,60	0,63
2	КМС	0,87	1	0,87	0,75	0,75	0,56	0,72
3	I разряд	0,53	0,25	0,13	0,57	0,75	0,42	0,28
4	II разряд	0,53	0,50	0,27	0,61	0,75	0,46	0,37
5	III разряд	0,44	0,75	0,33	0,32	0,75	0,24	0,29

Примечание: K_{mm} рассчитывается как среднее арифметическое по результатам расчета K_{mm} для m. biceps femoris и m. rectus femoris.

Оценка функциональной подготовленности спортсменов

Во многих видах спорта циклического характера существенное влияние на результат оказывает уровень специальной физической подготовленности. Это в частности, относится ко всем без исключения беговым видам легкой атлетики. Уровень специальной подготовленности спортсмена может быть определен на основе различных физиологических критериев, таких как максимальное потребление кислорода (МПК), максимальная вентиляция легких (Н.В. Зимкин с соавт. 1972; В.Е. Борилкевич с соавт. 1972; В.С. Фарфель с соавт. 1973).

Однако часто для оценки специальной подготовленности спортсмена используют различные биомеханические критерии, основанные на сопоставлении техники движений спортсменов при отсутствии утомления и в фазах компенсированного и декомпенсированного утомления. В этих случаях речь идет об оценке устойчивости техники по отношению к утомлению (В.М.

Зациорский, 1979). Такой подход позволяет оценить не только изменение техники, но и функциональную подготовленность спортсмена, так как именно от уровня функциональной подготовленности зависит, насколько устойчива будет техника по отношению к утомлению.

В настоящем исследовании одна из задач состояла в том, чтобы наметить пути, позволяющие оценивать устойчивость техники к утомлению. С этой целью предлагается использовать критерий адекватности K_{ad} . Однако вместо основного и специального упражнений сравниваются фазовые траектории одной и той же мышцы в начале и конце дистанции. Оценивая разность площадей, ограниченных фазовыми траекториями мышц, можно определить “слабое” звено в структуре движений и тем самым правильно направлять усилия тренера и спортсмена на устранение этого недостатка в функциональной подготовленности. Назовем этот показатель критерием устойчивости техники по отношению к утомлению (K_{ym}).

В качестве примера используем данные, взятые из диссертационных работ Д.В. Незнамова (1987) и Л.Л. Ципина (1991). Результаты свидетельствуют о том, что для *m. rectus femoris* у спортсмена высокой квалификации $K_{ym} = 0,40$. В то время как для *m. gastrocnemius* $K_{ym} = 0,77$. Следовательно, утомление значительно меньше повлияло на работу мышц голени по сравнению с мышцами бедра. Следует отметить, что полученные данные хорошо согласуются с результатами В.В. Степанова с соавт. (1982), который установил, что поддержание скорости бега в конце дистанции 400м с барьерами лимитируется в основном работой “быстрых” мышц-сгибателей бедра и голени, особенно двусуставных мышц бедра.

Биомеханическое обоснование принципов классификации физических упражнений

Классифицировать физические упражнения – значит логически представить их как некоторую упорядоченную совокупность согласно конкретным признакам (Л.П. Матвеев, 1991), при этом значение классификации определяется в первую очередь тем, какой именно признак положен в ее основу, насколько он важен в научном и практическом отношении.

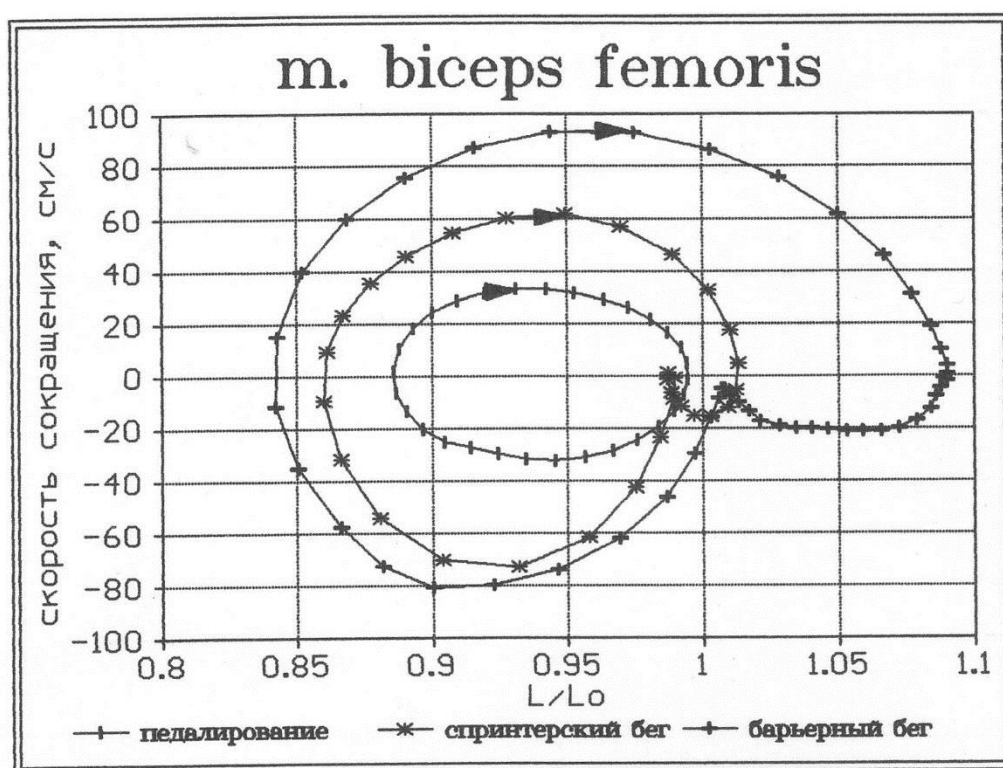


Рис. 6. Фазовые траектории *m. biceps femoris* при выполнении спринтерского бега, барьерного бега и педального движения

Для решения практических задач весьма важна информация о работе мышц при выполнении спортсменом физических упражнений. Однако этих сведений тренер лишен. Поэтому чаще всего, подбор упражнений осуществлялся не на основе информации о скоростно-силовых характеристиках мышц,

а на основе темпа или скорости движений спортсмена. Однако как показывают наши исследования, темп движений не всегда коррелирует со скоростью сокращения мышц. На рис. 6 представлены фазовые траектории *m. biceps femoris* при выполнении спортсменами высокого класса барьерного, спринтерского бега, а также педалирования, выполненных в одном и том же темпе (от 2,0 до 2,3 цикл/с). Рис.6 свидетельствует, что барьерный бег по своим скоростным характеристикам значительно превосходит как спринтерский бег, так и педалирование. Из этого следует, что в данной классификации физических упражнений, барьерный бег будет обладать самым высоким рангом, второе место принадлежит спринтерскому бегу, а третье – педалированию. Таким образом, педалирование даже выполняемое в максимальном темпе, не может служить упражнением для скоростной подготовки спринтеров. Из этого следует, что подбор специальных тренировочных средств должен основываться на информации, характеризующей как моторную, так и сенсорную организацию двигательных действий.

ВЫВОДЫ

1. Прогресс теории и методики физической культуры как научной дисциплины, во многом определяется уровнем развития ее методологии. Разработанная методика оценки моторной и сенсорной организации мышечной активности при движениях человека позволяет комплексно подойти к решению ряда актуальных проблем теории физического воспитания и спортивной тренировки или наметить пути их решения.

2. Методика оценки моторной организации мышечной активности позволяет на основе исходных данных (межзвенные углы и показатели, характеризующие места прикрепления мышц), а также посредством разработанных моделей и пакета компьютерных программ MORFOMETR рассчитать морфометрические характеристики (длину, относительную длину, плечо силы) и

скорость сокращения восьми мышц нижних конечностей человека. По этим данным, а также ЭМГ строятся фазовые траектории состояния мышц.

3. Анализ сенсорной организации мышечной активности при спортивных движениях осуществляется посредством моделей, позволяющих на основе данных о длине, скорости и электрической активности мышц оценить частоту импульсации первичных и вторичных окончаний афферентных волокон, иннервирующих мышцу. Кроме того, компьютерная программа рассчитывает суммарный показатель, характеризующий величину афферентного притока, поступающего в ЦНС от рецепторов мышц нижних конечностей за время двигательного цикла. Фазовые траектории “межзвенный угол – угловая скорость” дают представление об информации, поступающей от рецепторов суставов в высшие отделы ЦНС.

4. Механизм регуляции темпа движений заключается в том, что программирующие структуры управляют моментом начала активности мышц (за счет задания порога активации мышц и динамической чувствительности), а прекращение возбуждения мышц обеспечивается как программными, так и рефлекторными механизмами. Следствием программной регуляции активности мышц является ее перераспределение в двигательном цикле, что способствует увеличению темпа движений. Существуют программы, посредством которых можно одновременно управлять порогами активации мышц-антагонистов. Благодаря этому возможна минимизация числа параметров регуляции активности мышц и осуществление принципа неиндивидуализированного управления ими.

В основе регуляции различных по форме двигательных действий (педалирования и спринтерского бега) может лежать единый механизм координации активности мышц-антагонистов.

5. Спортивные локомоции (педалирование, спринтерский и барьерный бег), выполняемые в одном и том же темпе, отличаются по величине суммарного афферентного притока, поступающего от рецепторов мышц нижних

конечностей в ЦНС за время двигательного цикла. По этому показателю барьерный бег превышает другие виды двигательных действий.

Вклад различных проприорецепторов мышц в суммарный афферентный приток, поступающий в ЦНС за время двигательного цикла меняется в зависимости от темпа движений. При педалировании в медленном темпе (0,8 цикл/с) доля импульсной активности, поступающей от вторичных окончаний афферентных волокон, иннервирующих *m.rectus femoris* в суммарном афферентном притоке составляет 63%, а доля первичных окончаний – соответственно 37%. Повышение темпа движений приводит к существенному возрастанию (до 62%) доли импульсной активности, поступающей от первичных афферентных окончаний и соответственно уменьшению (до 38%) доли импульсной активности, поступающей от вторичных окончаний афферентных волокон. Эта закономерность характерна как для мышц передней, так и задней поверхности бедра.

6. Разработанная методика оценки сенсорной организации двигательных действий позволяет подбирать упражнения, воздействующие на различные виды проприорецепторов, и имеющие, таким образом различный тренирующий эффект. Упражнения, выполняемые с большой амплитудой движений в суставах и медленном темпе, воздействуют в основном на вторичные окончания афферентных волокон, иннервирующих мышцы, а полиметрические упражнения (спрыгивания с различной высоты) – на первичные окончания.

7. Предложены новые критерии классификации специальных упражнений, используемых в циклических видах спорта. Критерий эффективности основан на сопоставлении скорости сокращения мышц (эксцентрический режим) при выполнении основного и специального упражнения. На основе этого критерия специальные упражнения подразделяются на общеподготовительные и специально-подготовительные. Критерий адекватности K_a базируется на сопоставлении фазовых траекторий и электрической активности мышц основного и специально-подготовительных упражнений. Если у специально-

подготовительного упражнения $K_a > 0,65$ – его можно отнести к средствам сопряженного воздействия.

8. Специальные упражнения спринтеров: бег с принудительной тягой, бег с буксировкой груза (до 10 кг), а также “скачки на одной ноге” могут быть отнесены к упражнениям сопряженного воздействия. Наибольшие отличия от спринтерского бега имеют специальные упражнения: бег на “прямых ногах” и “многоскоки”.

9. Специальные упражнения барьериста (бег с переносом маховой ноги через барьер, бег с высоким подниманием бедра через барьер, ходьба через барьер) не превышают по критерию эффективности барьерный бег. Кроме того, все изученные специальные упражнения барьеристов не обладают достаточной адекватностью основному упражнению. По скорости сокращения мышц барьерный бег превосходит спринтерский и поэтому может служить средством скоростно-силовой подготовки спринтеров.

10. Разработанная методика позволяет одновременно оценивать техническую и функциональную подготовленность спортсменов в циклических видах легкой атлетики. Предложен критерий технического мастерства $K_{тм}$, основанный на сопоставлении фазовых траекторий мышц спортсмена и модели при выполнении двигательного действия (за модель принимается техника движений спортсмена высокого класса). Посредством $K_{тм}$ произведена оценка техники преодоления барьера спортсменками различной квалификации. Если $K_{тм} > 0,65$ – техника движений спортсмена близка к модельной. Достоинство предложенного критерия заключается в возможности сравнительного анализа как “внешней” так и “внутренней” структур двигательных действий.

11. Для оценки функциональной подготовленности спортсменов в циклических видах легкой атлетики предложен критерий устойчивости техники к утомлению, который базируется на сопоставлении фазовых траекторий мышц в начале и конце дистанции. Применение критерия позволяет выявлять группы

мышц, наименее устойчивые к утомлению и тем самым целенаправленно воздействовать на функциональную подготовленность спортсмена.

12. Предложена единая мера сравнения различных по внешней форме двигательных действий - скорость сокращения мышц. Полученные результаты свидетельствуют о том, что по скорости сокращения мышц передней и задней поверхности бедра барьерный бег превышает спринтерский бег и педалирование, выполненные в одном и том же темпе.

Список основных работ, опубликованных по теме диссертации

1. Козлов И.М., Дьяченко Н.А., Звенигородская А.В. Применение методики исследования потенциалов для контроля и совершенствования тренировочного процесса легкоатлетов //Научные основы разработки и совершенствования технических средств обучения и спортивной тренировки: Сб. науч. работ / Под ред. В.Г. Стрельца.– Л.: ГДОИФК, 1979.– С. 71-72.

2. Звенигородская А.В. Сравнительный анализ спринтерского и барьерного бега //Совершенствование средств и методов физического воспитания и спортивной тренировки: Сб. научн. работ / Под ред. Т. Джамгарова.– Л.: ГДОИФК, 1980.– С. 71-72.

3. Козлов И.М., Звенигородская А.В., Борисов В.М., Дьяченко Н.А., Никифоров Ю.Б. Особенности регистрации электрической активности мышц в спортивных движениях: Тез. докл. второй Всес. конф. “Стандартизация измерений в спорте”.– М., 1980.– С. 143–144.

4. Звенигородская А.В. Биомеханическое обоснование рациональной техники барьерного бега //Биомеханические факторы координации спортивных движений: Сб. научн. работ / Под ред. И.М. Козлова.– Л.: ГДОИФК, 1981.– С. 57-66.

5. Звенигородская А.В. Координация движений в барьерном беге и антропометрические показатели спортсменов //Биомеханические факторы координации спортивных движений: Сб. научн. работ / Под ред. И.М. Козлова.– Л.: ГДОИФК, 1981.– С.67-70.

6. Звенигородская А.В. Морфологические факторы отбора в спорте //Медицинский реферативный журнал.– 1981.– разд. 1.– №.11.– публ. 3538.

7. Козлов И.М., Звенигородская А.В. Использование метода распознавания образов для анализа координационной структуры спортивных движений // Тез. докл. Всес. конф. “Электроника и спорт – 6”.– М., 1981.– С. 31.

8. Ульяницкий Ю.Д., Иванов В.С., Боровицкий И.А., Козлов И.М., Звенигородская А.В., Дьяченко Н.А. Реализация и опыт применения систем индуктивной связи для комплексной оценки подготовленности спортсменов в

беговых видах легкой атлетики // Тез. докл. Всес. конф.: “Электроника и спорт – 6”. – М., 1981. – С. 56.

9. Козлов И.М., Звенигородская А.В. Биомеханические параметры барьерного бега и антропометрия спортсменов // Совершенствование научных основ физического воспитания и спорта :Сб. научн. работ / Под ред. В.Г. Стрельца.– Л.: ГДОИФК, 1981.– С.77–78.

10. Козлов И.М., Бочаров А.Ф., Владимирова А.И., Звенигородская А.В. Биомеханические факторы регуляции спортивных движений //Совершенствование научных основ физического воспитания и спорта: Сб. научн. работ /Под ред. В.Г. Стрельца.– Л.: ГДОИФК, 1981.– С.79-80.

11. Козлов И.М., Звенигородская А.В. Методика определения морфометрических характеристик мышц при движениях человека.– Архив анатомии, гистологии и эмбриологии, 1982.–Т.83.– № 9.– С.78-83.

12. Бочаров А.Ф., Звенигородская А.В., Козлов И.М. Об одном методе получения морфометрических характеристик мышц при движениях человека //Тез. докл. Всес. научн. конф. “Механико-математическое моделирование спортивной техники”.– М.: ГЦОЛИФК, 1982.– С.8.

13. Бочаров А.Ф., Василевская Н.Г., Звенигородская А.В., Козлов И.М. Устройство контроля параметров бега. Авт. свид. А 63 И 69/00 N3578611/28-12 от 16.04.83.

14. Козлов И.М., Звенигородская А.В. Формирование новой структуры движений на основе взаимодействия с ранее приобретенными навыками // Тез. докл. третьей Всес. конф. по проблемам биомеханики.– Рига, 1983.– Т.2.– С. 128-129.

15. Звенигородская А.В., Козлов И.М. Использование метода распознавания образов для исследования функциональных резервов двигательного аппарата /Тез. докл. второго всес. симпозиума “Проблемы оценки и прогнозирования функциональных состояний организма в прикладной физиологии”.– Фрунзе: Илим, 1984.– Т.2.– С. 101.

16. Самсонова А.В., Козлов И.М. Использование метода распознавания образов для характеристики структуры спортивных движений //Актуальные проблемы биомеханики спорта: Межвуз. сб. научн. трудов.– Смоленск: СГИФК, 1985.– 105-106.

17. Самсонова А.В., Лапенков С.С. Распознавание образов как метод изучения координации движений //Тез. докл. 18 Всес. научно-практической конф. “Физиология спорта”.– М., 1986.– С. 172-173.

18. Козлов И.М., Кичайкина Н.Б., Самсонова А.В., Дьяченко Н.А. Структура мышечной активности при педалировании в различном темпе /Тез. докл. Всес. научно-практич. конф. “Проблемы биомеханики в спорте”.– М.: ВНИИФК.- 1987.- С.84-85.

19. Самсонова А.В., Соколов В.Г., Серов СВ. Методика измерения морфометрических характеристик мышц //Мат. Всес. научн. конф. “Современная морфология - физической культуре”.– Л., 1987.- С. 193.

20. Козлов И.М., Самсонова А.В., Соколов В.Г. Морфометрическая характеристика мышц нижних конечностей при движениях человека //Архив анатомии, гистологии и эмбриологии, 1988.–Т.94.–№2.– С.47-52.
21. Kozlov I.M., Samsonova A.V. Muscles Activity Control When Running // In .: 6-th International Symposium on Biomechanics in Sport: Montana State University, Bozeman, Montana, 1988.– P. 22.
22. Самсонова А.В. Механизмы управления мышцами при беге человека //Тез. докл. 19 Всес. конф. “Физиологические механизмы адаптации к мышечной деятельности”.– Волгоград: ВИФК, 1988.– 317-318 с.
23. Козлов И.М., Кичайкина Н.Б., Самсонова А.В. Биомеханические особенности организации спортивных движений //Биомеханика спорта.– Чернигов, 1989.– С.91-92.
24. Самсонова А.В. Координатный экран /Рац. предл. N 1464/96 от 11.12.89.- Госкомспорт РСФСР по физической культуре и спорту.
25. Самсонова А.В., Козлов И.М., Кичайкина Н.Б., Дьяченко Н.А. Адаптация мышечной системы к внешнему силовому полю при педалировании //Матер, республик, конф. “Закономерности адаптации различных систем организма спортсменов к физическим нагрузкам, искусственным и естественным адаптогенным факторам”.– Л., 1989.– С .72-74.
26. Козлов И.М., Самсонова А.В., Серов С.В. Морфометрические и скоростно-силовые характеристики адаптации мышц голени к спортивным нагрузкам у спринтеров //Матер, республик, конф. “Закономерности адаптации различных систем организма спортсменов к физическим нагрузкам, искусственным и естественным адаптогенным факторам”.– Л., 1989.–С.81-82.
27. Козлов И.М., Самсонова А.В. Исследование биомеханической структуры движений для решения задач эргометрической биомеханики спорта //Эргометрическая биомеханика физической культуры и спорта: Сб. научн. трудов / Под ред. Г.И. Попова.– М.: ВНИИФК, 1989.– С.62-76.
28. Самсонова А.В., Козлов И.М., Кичайкина Н.Б., Дьяченко Н.А. Электромиографическая характеристика педалирования на велостанке в различном темпе //В Сб. Вопросы физического воспитания студентов.– Л.: ЛГУ, 1990.– С. 77-83.
29. Kozlov I.M., Samsonova A.V., Kichaikina N.B. The Structure of Muscular Activity in Cyclic Locomotions // In: Proceed of the 7-th International Symposium “Biomechanics in Sports”.– Footscray Institute of Technology.– P. 295-296.
30. Kozlov I.M., Kichaikina N.B., Samsonova A.V. The Phases of Muscular Activity as the Method of Study of the Movements Control //In: Proceed of the 8-th International Symposium “Biomechanics in Sports”.–1990.–Prague.– P. 89-93.
31. Козлов И.М., Кичайкина Н.Б., Катранов А.Г., Самсонова А.В. Фазовые портреты мышц как метод изучения механизмов управления движениями // В Сб.: Вопросы физического воспитания студентов /Отв. ред. В.В. Борилкевич.– Л.: ЛГУ , 1991.– С.85-93.

32. Самсонова А.В., Серов СВ., Бирбрайер В.В. Использование ПЭВМ для расчета морфометрических характеристик мышц //Тез. докл. 7 Всес. научн. конф. "Проблемы биомеханики спорта".– М., 1991.– С. 127-128.

33. Самсонова А.В., Катранов А.Г., Кичайкина Н.Б., Козлов И.М. Фазовые портреты мышц – новый метод биомеханического анализа движений человека //Тез. докл. 7 Всес. научн. конф. "Проблемы биомеханики спорта".– М., 1991.– С. 128-129.

34. Самсонова А.В. О погрешностях измерения межзвенных углов при движениях человека //В Сб.: Вопросы физического воспитания студентов.– СПб: изд-во СПб университета,. 1992.– Т.23.– С.88-91.

35. Самсонова А.В., Катранов А.Г., Козлов И.М., Кичайкина Н.Б. О некоторых гипотезах рефлекторного управления активностью , мышц при локомоции человека //В Сб. Вопросы физического воспитания студентов.– СПб :изд-во СПб Университета, 1992.– Т. 23.–С. 100-106.

36. Козлов И.М., Самсонова А.В., Синюхин А.Б. Константы для расчета морфометрических характеристик мышц /Шатер. 41 научн.-метод. конф. по физическому воспитанию студентов вузов города Санкт-Петербурга.- СПб: СПТИ.– 1992.– С. 115-118.

37. Самсонова А.В., Козлов И.М., Синюхин Б.Д. Сравнительный анализ различных способов определения плеч силы тяги мышц нижних конечностей //Матер. 41 научн.- метод, конф. по физич. воспит. студ. вузов города Санкт-Петербурга.– СПб: СПТИ, 1992.– С 124-126.

38. Самсонова А.В., Кичайкина Н.Б., Козлов И.М. Фазовые портреты мышц //Теория и практика физической культуры, 1993.– N 1.– С 1-3.

39. Козлов И.М., Самсонова А.В., Ковганич К.Л. Фазовые траектории как способ оценки сенсомоторной организации физических упражнений //Тез. докл. научно-теоретической конференции "Физическая культура и спорт в современном обществе: методология и практика".– СПб, 1993.– С 31-33.

40. Samsonova A.V. Mechanism of regulation of the rate of the movement during cycling // Abstracts 12 International Symposium on "Biomechanics in Sports".– Budapest-Siofok, 1994.– P. 147.

41. Козлов И.М., Самсонова А.В., Синюхин А.Б. Анатомические данные для биомеханических расчетов //Современные достижения спортивной науки: Тез. докл. международн. конф. во время Игр Доброй Воли.– СПб, 1994.– С. 60.

42. Ковганич К.Л., Серов СЛ., Самсонова А.В. Программа расчета морфометрических характеристик мышц // Современные достижения спортивной науки: Тез. докл. международн. конф. во время Игр Доброй Воли.- СПб, 1994.– С. 82.

43. Самсонова А.В. Формулы для определения морфометрических характеристик мышц нижних конечностей человека //Современные достижения спортивной науки: Тез. докл. международн. конф. во время Игр Доброй Воли.– СПб, 1994.– С. 83.

44. Синюхин Б.Д., Серов С.В., Самсонова А.В., Менькова С.В. Оценка погрешности смещения поверхностных ориентиров при движения человека

//Современные достижения спортивной науки: Тез. докл. международн. конф. во время Игр Доброй Воли.– СПб, 1994.–С.84.

45. Козлов И.М., Самсонова А.В. Биомеханическая оценка функциональных резервов двигательного аппарата человека //Материалы международн. конф. “Адаптация, функциональные резервы и работоспособность спортсменов”.– СПб, 1994.– С.46.

46. Козлов И.М., Самсонова А.В., Кичайкина Н.Б. Центральные и периферические механизмы регуляции активности мышц циклических движениях //Тезисы докладов 2-й Всероссийской конференции по биомеханике. Памяти Н.А. Бернштейна.– Т. 2.–Нижний Новгород, 1994.– С 164-165.

47. Козлов И.М., Муравьев В.П., Самсонова А.В. Критерии отбора специальных упражнений бегунов //Материалы межд. конгресса “Физическая культура, спорт и здоровье нации”, СПб: СПбГАФК им. П.Ф. Лесгафта, 1996.– С.215.

48. Самсонова А.В., Козлов И.М., Кичайкина Н.Б. Биомеханический анализ работы мышц при циклических локомоциях //Тезисы докладов 3-й Всероссийской конференции по биомеханике. 100 лет со дня рождения Н.А. Бернштейна.– Т. 2.– Нижний Новгород, 1996.– С.241.

49. Kozlov I.M., Samsonova A.V. Biomechanical analysis of start Acceleration by cycling: Abstr. 10-th Conference of the European Society of Biomechanics, 1996.– Leuven.– P. 315.

50. Kozlov I.M., Samsonova A.V., Sinukhin A.V. Anatomical Data for Biomechanical Calculations //Current Research in Sports Sciencen. An International Perspective: Plenum Press.– New York – London, 1996.–P. 117-121.

51. Психология спорта в терминах, понятиях, междисциплинарных связях // Словарь-справочник / Сост. Е.Н. Сурков. Под общ. Ред В.У. Агеевца.– СПб ГАФК им. П.Ф. Лесгафта.– СПб, 1996.– 451 с. (коллектив авторов).

52. Козлов И.М., Самсонова А.В. Особенности работы мышц при беге и педалировании //В сб.: Научно-методическое обеспечение физического воспитания, спортивной тренировки и оздоровительной физической культуры.– Челябинск, 1997.– С.55-59.

53. Самсонова А.В. Моторная и сенсорная организация мышечной активности в спортивных движениях.– СПб: ШАТОН, 1998.– 54 с.