МИНИСТЕРСТВО СПОРТА РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФГБОУ ВО «РОССИЙСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ, СПОРТА, МОЛОДЕЖИ И ТУРИЗМА»

ФГБОУ ВО «МОСКОВСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ АКАДЕМИЯ ФИЗИЧЕСКОЙ КУЛЬТУРЫ»

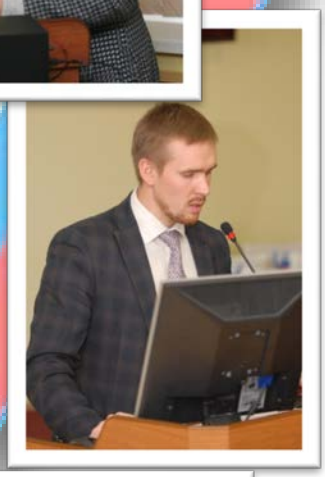
V ВСЕРОССИЙСКАЯ С МЕЖДУНАРОДНЫМ УЧАСТИЕМ НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ

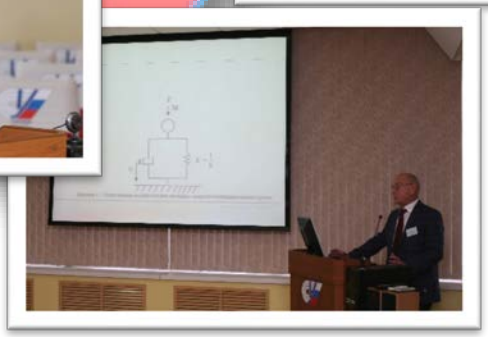
БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ В СПОРТЕ

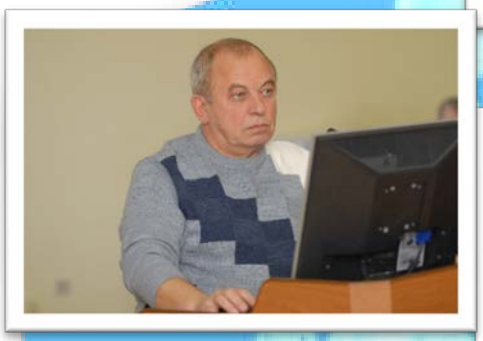
23-24 ноября 2017 г.

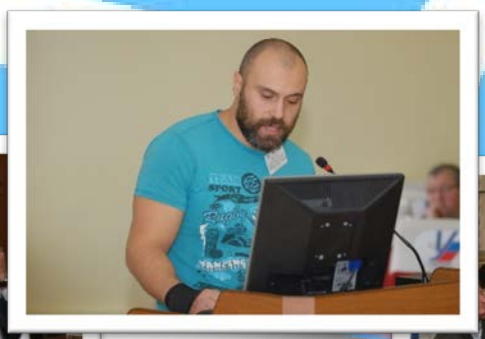
ПРОГРАММА

МОСКВА-МАЛАХОВКА









МИНИСТЕРСТВО СПОРТА РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма»

ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры»

БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ И БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ В СПОРТЕ

МАТЕРИАЛЫ V ВСЕРОССИЙСКОЙ
С МЕЖДУНАРОДНЫМ УЧАСТИЕМ
НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКОЙ КОНФЕРЕНЦИИ

23-24 ноября 2017 г.

Москва – Малаховка

УДК 796.012(063)
ББК 75.0
Б 63

Редактор-составитель: *кандидат педагогических наук, профессор*
Фураев Александр Николаевич

Б 63 **Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте :** материалы V Всероссийской с международным участием научно-практической конференции, 23-24 ноября 2017 г./ Рос. гос. акад. физ. культуры, спорта и туризма, Моск. гос. акад. физ. культуры ; ред.-сост. А. Н. Фураев. – М. ; Малаховка, 2017. – 212 с.

ISBN 978-5-00063-020-4

Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте. Материалы V Всероссийской с международным участием научно-практической конференции.

В сборник вошли материалы научных исследований, представленные на Всероссийской научно-практической конференции «Биомеханика спортивных двигательных действий и биомеханический контроль в спорте», организованной совместно ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма» (ГЦОЛИФК) г. Москвы и ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры» (МГАФК), п. Малаховка при содействии Министерства спорта Российской федерации. Конференция проходила на базе ФГБОУ ВО РГУФКСМиТ 23-24 ноября 2017 года. В сборник вошли материалы, доложенные на конференции и присланные для заочного участия.

Материалы приведены, в основном, в авторской редакции и представлены специалистами различных учебных заведений и НИИ России и ближнего зарубежья. В статьях рассматриваются вопросы анализа биомеханики двигательного аппарата человека, проявление двигательных способностей и биомеханические основы техники спортивных двигательных действий. Обсуждаются современные инструментальные методы контроля биомеханических характеристик, математическое и педагогическое моделирование в спорте.

Сборник предназначен для широкого круга специалистов в сфере физической культуры и спорта, преподавателей вузов, тренеров, аспирантов и студентов.

ББК 75.0

ISBN 978-5-00063-020-4

© Московская государственная академия физической культуры, 2017

БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТЕХНИКИ СПОРТИВНЫХ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ

БИОМЕХАНИКА ДВИГАТЕЛЬНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ И ПЕДАГОГИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ В СПОРТЕ

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ В СПОРТЕ

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ ПО БИОМЕХАНИКЕ В УЧЕБНОМ ПРОЦЕССЕ

ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ТЕХНИКИ ПОДЪЕМА ШТАНГИ НА ГРУДЬ ДЛЯ ТОЛЧКА У ТЯЖЕЛОАТЛЕТОВ ВЫСОКОЙ КВАЛИФИКАЦИИ

Андросов П.И., к.п.н., старший научный сотрудник НИИТ МГАФК
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

Актуальность. На протяжении всего периода существования тяжелоатлетического спорта различными специалистами изучалась техника соревновательных упражнений тяжелоатлетов. Предварительное исследование показывает, что большинство работ по этому направлению посвящено технике рывка. К настоящему времени по результатам анализа техники спортсмена уровня сборной команды России представлена даже микроструктура данного упражнения [5]. На примере рывка разработана автоматизированная информационно-советующая система для оперативной коррекции техники [4].

Толчок - как подъем штанги на грудь, так и толчок от груди, изучен в меньшей степени. Собственно в классическом толчке чаще выделяют проблемы во второй части этого упражнения [2]. Подъем штанги на грудь для толчка реже бывает «слабым звеном». По этому поводу мы не приводим статистику встречаемости «слабых звеньев». Почему так? Здесь уместным будет привести точку зрения одного из специалистов по биомеханике в тренировочном центре Рейн-Арена, который работал со спортсменами сборных команд Германии. Он, в частности, отмечал, что спортивная биомеханика обычно бывает заинтересована средними значениями и стандартными отклонениями, однако практику элитного спорта часто интересуют данные, которые являются далекими от среднего числа [6]. Проявляя солидарность с этим мнением, мы считаем, что не часто встречаемая проблема также может быть актуальной, поскольку речь в статье пойдет о спортсменах элитного уровня.

Цель исследования. Определить основные направления совершенствования техники подъема штанги на грудь для толчка у тяжелоатлетов высокой квалификации.

Испытуемые. 3 тяжелоатлета сборной команды России (2 ЗМС и 1 МСМК).

Методы исследования. Техника спортсменов регистрировалась с помощь скоростной видеосъемки (250 к/с) в условиях соревнований. В настоящем исследовании анализировались подходы, в которых спортсмены показали лучшие результаты на данных соревнованиях. Учитывая возможные проявления асимметрии в технике тяжелоатлетов [1], во всех случаях параметры движений «снимались» с одного и того же конца грифа штанги (со стороны левой руки спортсмена). Для минимизации возможного влияния ростовых показателей на параметры техники изучалась движения спортсменов, рост которых отличался не более чем на 4 см.

Обработка видеоматериалов проводилась с использованием программы Tema Motion.

Результаты исследования и их обсуждение. Основные результаты исследования представлены в таблице 1 и на рисунках 1 и 2.

Таблица 1 - Параметры техники подъема штанги на грудь для толчка

Спорт-смены	Рост (см)	Параметры техники		
		V max (м/с)	H max (см)	H max (в % к росту)
1.	165	1,36	77,4	46,9
2.	167	1,65	74,3	44,5
3.	163	1,60	82,4	50,6

V max – максимальная вертикальная скорость подъема штанги
H max - максимальная высота подъема штанги

Из материалов таблицы 1 видно, что при прочих относительно равных условиях спортсмен 3 поднимает штангу на самую большую высоту по сравнению с двумя другими тяжелоатлетами. Причем, это выражается как в абсолютных, так и в относительных величинах. Но в подъеме штанги на грудь для толчка спортсмены должны поднимать штангу не на максимальную высоту, а только на высоту, которая позволяет успешно выполнить уход в подсед. Здесь важно рассчитать как усилия для подъема снаряда на нужную высоту, так и своевременность и точность ухода в подсед.

Дополнительная информация об особенностях подъема штанги на грудь для толчка у исследуемых спортсменов представлена на рисунках 1 и 2. Следует уточнить, что это не примерные рисунки художника, а кадры скоростной видеосъемки. С помощью графической программы они преобразованы в рисунки с сохранением основных контуров спортсмена и снаряда.

Материалы рисунков 1 и 2 следует рассматривать в сравнении. На них видно, что в момент достижения V max позы спортсменов примерно одинаковые. Основное отличие в том, что у спортсмена 1 ноги «недовыпрямлены» в коленных суставах, а у спортсмена 3 они выпрямлены полностью. Уточним, что после достижения V max штанга продолжает перемещаться вверх.

Более показательными являются позы спортсменов в момент достижения штангой максимальной высоты подъема H max. (Далее снаряд будет перемещаться только вниз). Совершенно очевидно, что спортсмен 1 в данный момент выполнения упражнения находится в более «выгодном» положении. Об этом свидетельствует даже качественная оценка положений спортсменов. Обратим внимание на положения коленных суставов по отношению к тазобедренным. У спортсмена 1 тазобедренные суставы находятся на уровне коленных. А у спортсмена 2 они расположены значительно выше коленных суставов. Во избежание возможных сомнений уточним, что съемка в обоих случаях велась с одной и той же точки.

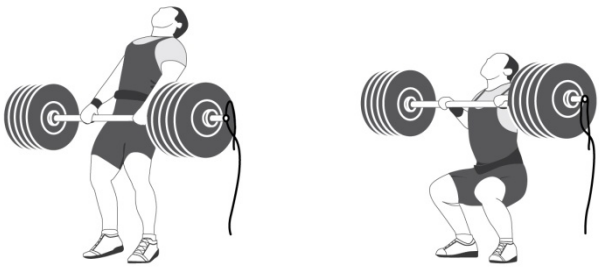


Рисунок 1 – Позы спортсмена 1 в момент достижения V max (слева) и в момент достижения H max (справа)

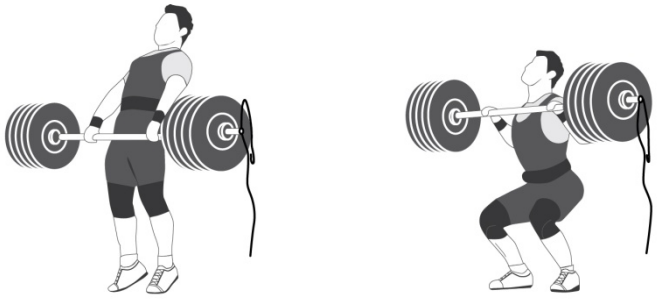


Рисунок 2 – Позы спортсмена 3 в момент достижения V max (слева) и в момент достижения H max (справа)

Почему же положение спортсмена 1 является более выгодным? Все достаточно просто. Он быстрее, чем спортсмен 3 перемещается в сед. У спортсмена 3 в силу того, что он стремится поднять снаряд на большую высоту, переключение от подрыва к подседу получается более «затянутым», более длительным будет и подсед.

Вышеизложенные положения определяют первое из основных направлений совершенствования техники подъема штанги на грудь для толчка, в данном случае, спортсмена 3. Оно связано с «экономизацией» двигательных действий. Второе направление определяется возможностями использования в подъеме штанги на грудь упругих свойств снаряда. Впервые это направление описано в работе [3]. Однако переложение конкретных подходов данного направления на современную реальность (особенности диагностики, изменение физических свойства снаряда) до настоящего времени не сделано. Другие направления совершенствования техники подъема штанги на грудь для толчка (впрочем, как и рывка) в настоящее время связывают с изучением так называемой «китайской тяги» [7, 8]. Однако, результаты этого изучения пока не являются достаточно убедительными.

В качестве заключения отметим, что описанное на примере спортсмена 3 направление совершенствования техники подъема штанги на грудь для толчка может быть использовано многими тяжелоатлетами высокой квалификации. Проблема повышения «экономизации» двига-

тельных действий свойственна значительному числу тяжелоатлетов, в том числе элитного уровня.

Список использованных источников

1. Андросов, П. И. Проявления асимметрии в технике выполнения тяжелоатлетических упражнений / П. И.Андросов // Информационные технологии, компьютерное моделирование и технические средства обучения и тренировки в сфере физической культуры и спорта : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции (9–11 декабря 2015 г.). – Малаховка, 2015. – С. 33 – 39.

2. Андросов, П. И. Биомеханический анализ основных вариантов техники толчка штанги от груди / П. И. Андросов // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, 24-25 ноября 2016 г. / Моск. гос. акад. физ. культуры ; ред.–сост. А. Н. Фураев. – Малаховка, 2016. – С. 5-12.

3. Исмаилов, И. С. Методика совершенствования техники подъёма штанги на грудь с учетом упругой деформации грифа : автореф. дис. … канд. пед. наук : 13.00.04 /И.С. Исмаилов. – М., 1991. – 24 с.

4. Фураев, А. Н. Некоторые итоги использования автоматизированной информационно-советующей системы оперативной коррекции техники выполнения рывка штанги / А. Н. Фураев // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, 24-25 ноября 2016 г. / Моск. гос. акад. физ. культуры ; ред.–сост. А. Н. Фураев. – Малаховка, 2016. – С. 171-177.

5. Хасин, Л. А. Биомеханический анализ техники выполнения рывка современными тяжелоатлетами высокой квалификации с использованием скоростной видеосъемки и математического моделирования / Л. А. Хасин // Вестник спортивной науки. – 2017. - №1. – С. 13-19.

6. Шаде, Ф. Биомеханическое обслуживание: вопросы кооперации / Ф. Шаде // Легкоатлетический вестник ИААФ. – 2010. - № 2. – С. 27-35.

7. Charniga, A. Can there be such a thing as an asian pull? / A. Charniga // Scientific Magazine EWF. – 2016. – N 4. Calzetti – Mariucci egitori. – P. 24-32.

8. Charniga, A. The ankle and an asian pull / A. Charniga // Scientific Magazine EWF. – 2017. – N 6. – P. 10-19.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ НАГРУЗОК НА ОРГАНЫ И СТРУКТУРЫ ЧЕЛОВЕКА

Бегун П.И., д.т.н., профессор;
Лебедева Е.А., к.т.н.;
ФГАОУ ВО «Санкт-петербургский государственный электротехнический университет 2ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина),
ФГБОУ ВО «Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта, г. Санкт-Петербург. Россия
Тихоненкова О.В., к.т.н.
ФГБОУ ВО «Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья им. П.Ф. Лесгафта, г. Санкт-Петербург. Россия

Информация о подготовленности человеческого организма к восприятию различных нагрузок при занятии физической культурой и спортом необходима: 1) спортсменам, 2) ветеранам спорта, 3) пациентам при лечении и реабилитации после серьезной травмы. Физические нагрузки в спорте высших достижений приводят структуры организма в состояние, граничащее между нормальной физиологией и рядом патологических отклонений. Практически любой вид спорта связан со спортивными травмами. Почти 40% всей патологии опорно-двигательного аппарата спортсмена приходится на травмы суставов. На продолжении всей жизнедеятельности, 56,6% ветеранов спорта беспокоят заболевания сердечно - сосудистой системы; в период активных занятий спортом 65,7% из них получали травму спины [2]. Спортивные травмы, условно, можно разделить на две основные категории: а) травматические случаи, связанные с большим силовым внешним воздействием; б) синдром перегрузки, вызываемый повторяющимися воздействиями.

Каждый человеческий организм индивидуален. Индивидуальны геометрические параметры и механические свойства тканей биологических объектов организма. Необходимы индивидуальные исследования допустимых физических нагрузок, не приводящих к патологическим изменениям в организме. Возможности анализа физических взаимодействий

с состоянием тела человека, его органов и структур связаны с моделированием биологических объектов на основе биомеханики [1].

Сложность геометрических форм исследуемых биологических объектов, неоднородность и анизотропия их конструктивных механических свойств, предопределяют построение моделей в рамках механики трехмерного тела и параметрических моделей в конечно-элементных пакетах SolidWorks [3], CosmosWorks, ANSYS. Интерактивный программный пакет Mimics [4] позволяет визуализировать и сегментировать изображения, полученные томографией, и строить на основе томограмм геометрические модели. Например, построение модели патологически измененного шейного отдела позвоночника (рисунок 1). При построении модели: 1. Использованы снимки компьютерной томографии пациента со сколиозом (рисунок 1, *а*). Шаг томограмм – 2мм; 2. Построены маски 7 позвонков (рисунок 1, *б)*; 3. Выделены в позвонках компактная и спонгиозная ткани; 4. По полученным маскам построены 3D-модели; 5. При редактировании масок построены межпозвонковые диски. На рисунке 1,*в* приведена геометрическая компьютерная модель трех позвонков шейного отдела позвоночника. В программе Cosmos, после задания граничных условий и внешнего воздействия, проведен расчет напряжений, перемещений и деформаций в структурах патологически измененного шейного отдела позвоночника. На рисунке 1,*г* приведена эпюра перемещений в шейном отделе позвоночника при нагрузке 0,306 МПа приложенной к телу позвонка с3. Закрепление проведено по нижнему торцу позвонка с 5. Нагрузки на позвонки и межпозвонковые диски значительно уменьшаются после установки имплантата (рисунок 1, д, е). Это позволяет избежать возникновения грыжи межпозвоночного диска.

В последние годы для хирургического лечения межпозвонковых грыж внедрены титановые винтовые импланты контейнерного типа (кейджи). Титановый имплантат вводится в межпозвонковое пространство в сложенном состоянии в виде стержня диаметром 5 мм. После окончательного размещения производится раскрытие имплантата внутри межпозвоночного промежутка. Используемый для изготовления имплантатов чистый титан наряду с уникальной биосовместимостью характеризуется достаточной механической прочностью. Алгоритм построения компьютерной модели для исследования состояния структур шейного отдела позвоночника при внешних воздействиях в норме, при патологическом изменении и с установленным кейджем аналогичен рассмотренному выше. Геометрическая компьютерная модель сборки пятого, шестого и седьмого шейных позвонков с кейджем, построенных в программе SolidWorks при-

ведены на рисунке 2, *б*. В программе Cosmos, после задания граничных условий и внешнего воздействия, проведен расчет напряженно - деформированного состояния (НДС) патологически измененного (рисунок 2, *а*) и структур реконструируемого (2, *в, г*) отдела позвоночника.

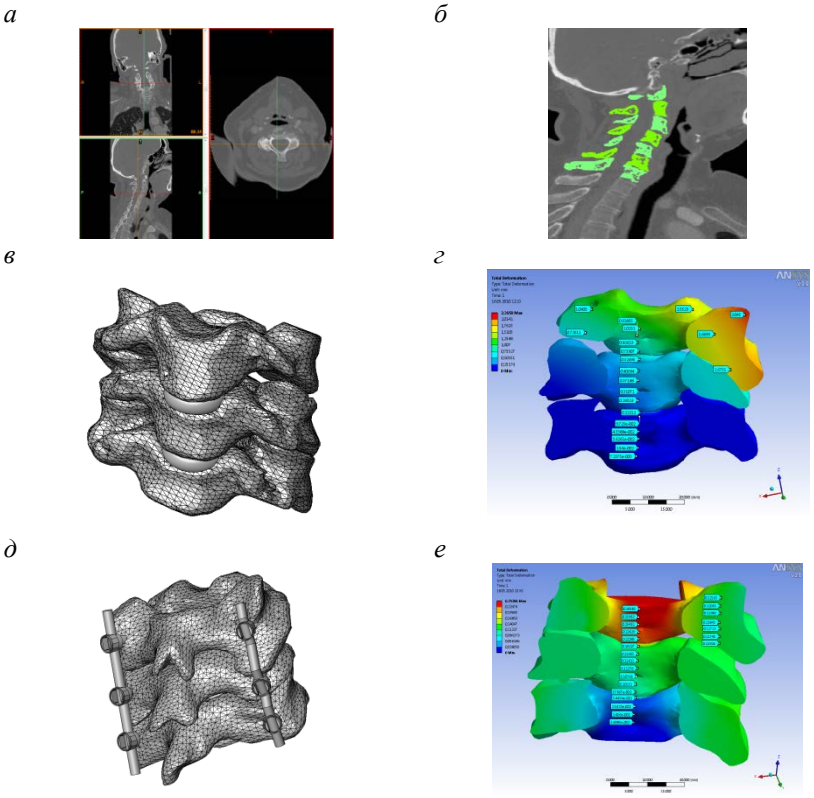


Рисунок 1 - Схемы шейного отдела позвоночника: томографических снимков при патологии (а), масок позвонков с1 – с7 (б), геометрической компьютерной модель трех позвонков (в), эпюры перемещений отдела позвоночника (г), модели отдела позвоночника с имплантатом (д), эпюры перемещений отдела позвоночника с имплантатом (е)

Реализован алгоритм исследования биологических объектов на усталость. При построении модели системы бедренная кость–регенерат–имплантат введены следующие допущения: 1) кость схематизирована двумя однородными изотропными слоями кортикальным и спонгиозным, 2) имплантат выполнен из однородного материала по техническим характеристикам производителя, 3) регенерируемый участок в разломе шейки бедренной кости однороден и изотропен, 4) материалы кортикального, спонгиозного слоев и регенерируемого участка удовлетворяют условиям сплошности, 5) в материалах отсутствуют начальные напряжения. Для каждого элемента сборки выбрана кривая усталости материала.

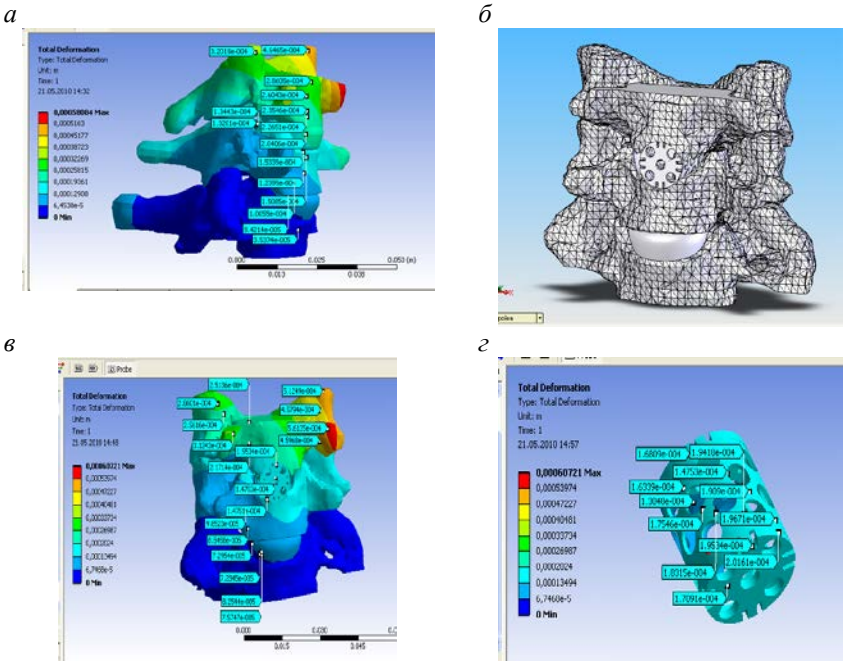


Рисунок 2 - Эпюры перемещений позвонков при патологическом изменении (а), с установленным кейджем (в, г) и геометрическая компьютерная модель позвонков с кейджем (б)

Для имплантата – аналогичную углеродистой стали, а для компонентов биологических структур – аналогичную аустенитной стали.

Пересчет кривой усталости в программе выполняется в соответствии с заданными модулями упругости. Заданы следующие модули упругости для: 1) титановых имплантатов $E_1 = 1{,}1 \times 10^{11}$ Па; 2) кортикальной ткани $E_2 = 4{,}5 \times 10^{9}$ Па; 3) спонгиозной ткани $E_3 = 1{,}75 \times 10^{9}$ Па; 4) регенерата $E_4 = 7{,}6 \times 10^{6}$ Па.

Результаты статического исследования НДС системы бедренная кость–регенерат–имплантат при нагрузке 2600 Н приложенной к головке бедренной кости приведены на рисунке 3, *а – в*.

Результаты усталостного анализа представлены на рисунке 4, *а, б.* Усталостный анализ позволяет прогнозировать разрушение конструкции от усталости материала. Если коэффициент нагрузки, вызывающей разрушение 1, то конструкция пригодна к эксплуатации при заданном числе циклов.

Современные экспериментальные исследования, проводимые в лаборатории OrthoLoad, позволяют определять динамические нагрузки в структурах ОДА при различных движениях человека.

На рисунке 5, *а,* приведена схемы геометрической модели большеберцовой кости с протезом, а на рисунке 5, *б, в* эпюры напряжений и перемещений, возникающие в ней во время глубокого сгибания при цементной фиксации кости с титановым протезом.

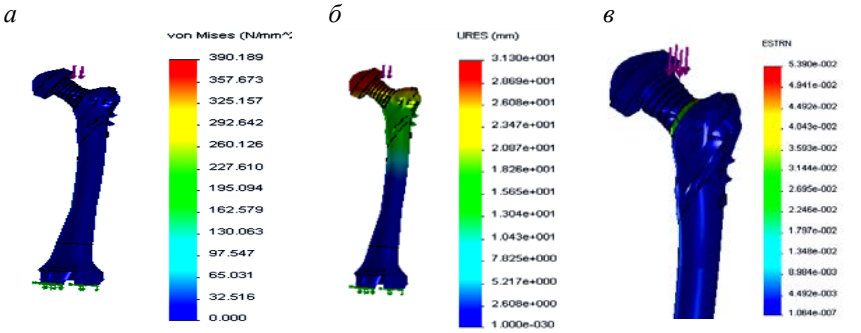


Рисунок 3 - Эпюры при статической нагрузке системы бедренная кость–регенерат – имплантат»: а – напряжений, б – перемещений, в – относительных удлинений

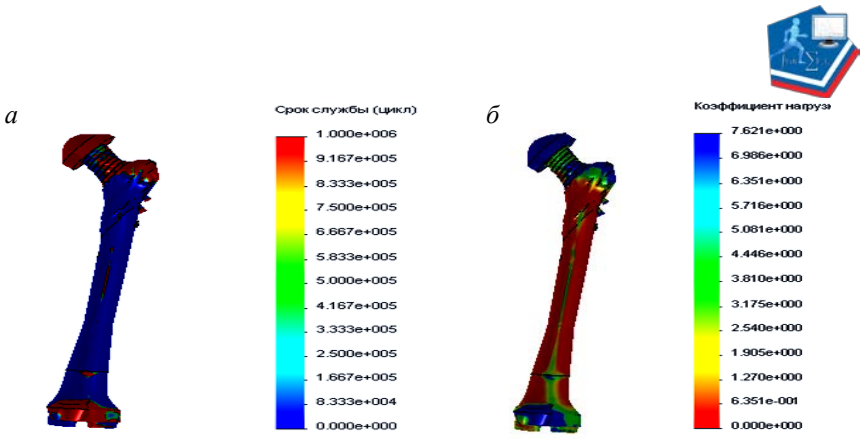


Рисунок 4 - Эпюры в системе бедренная кость–регенерат–имплантат: а – срока службы, б – коэффициента нагрузки, вызывающей разрушения

Перегрузки организма зачастую приводят к повышению давления в кровеносных сосудах и внутри глазного яблока. Превышение критического давления в первом случае в сосудах с аневризмами приводят к некрозу, а во втором случае к глаукоме, катаракте и гиперметропии.

На рисунке 6 приведены эпюры напряжений перемещений аневризмы задней соединительной артерии головного мозга. Геометрические параметры аневризмы получены по ангиограмме в круговом диапазоне 240º.

Модуль нормальной упругости артерии и аневризмы $E=6\cdot10^6$ Па; диаметр артерии d=2 мм; при внутрисосудистом давлении p=10 кПа и внутричерепном давлении p=2,7 кПа. Напряжение в аневризме меньше критического.

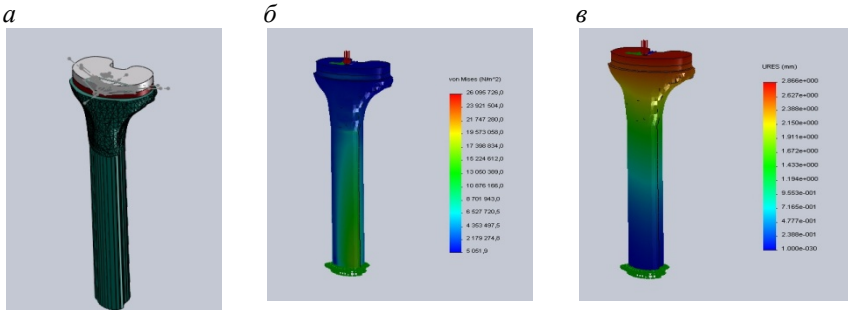


Рисунок 5 - Схемы компьютерной геометрической (а) модели большеберцовой кости с протезом и эпюр напряжений (б) и перемещений (в), возникающих в ней во время глубокого сгибания

а *б*

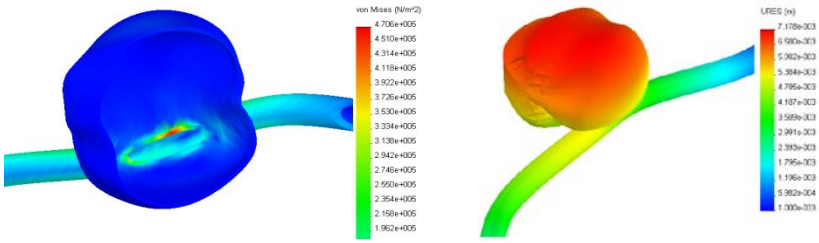


Рисунок 6 - Эпюры напряжений (а) и перемещений (б) аневризмы задней соединительной артерии головного мозга

Возможности построения модели и анализа допускаемых нагрузок на органы и структуры спортсмена связаны с симбиозом компьютерных клинических и биомеханических исследований.

Список использованных источников

1. Модели биомеханики человека / П. И. Бегун, С. В. Воробьев, С. В. Кривохижина, Е. А. Лебедева. – СПб. : ЛЭТИ, 2016. – 196 с.

2. Внебрачный, Д. И. Динамика параметров физического состояния и психомоторных функций ветеранов спота / Д. И. Внебрачный, Е. Н. Чернышова // Вісник Чернігівского держ. пед. ун-ту імені Т. Г. Шевченка. Чернігів, 2009. – Вип. 69. – С. 59-63.

3. Мюррей, Д. SolidWorks / Д. Мюррей. – М. : ЛОРИ, 2001. – 458 с.

4. Mimics 12. Пакет обработки изображений. Базовый обучающий курс [Электронный ресурс]. – Режим доступа:URL: http://www.materialise.com/en/medical (дата обращения: 15.07.2016).

ПЕДАГОГИКО-БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ СТРУКТУРИРОВАНИЕ УПРАЖНЕНИЯ «РЫВОК» В ТЯЖЕЛОЙ АТЛЕТИКЕ

Воронович Ю.В.;
Могилевский институт МВД Республики Беларусь
Лавшук Д.А., к.п.н., доцент;
Загревский В.И., д.п.н., профессор
Могилевский государственный университет имени А.А. Кулешова, г. Могилев, Республика Беларусь

Связь работы с крупными научными программами (проектами) и темами. Исследование выполнялось в соответствии с планом научно-исследовательской работы на 2011–2015 г.г. Учреждения образования «Могилевский государственный университет им. А.А. Кулешова» (тема «Совершенствование средств и методов физического воспитания учащейся молодежи и системы подготовки педагогических кадров») и планом фундаментальных научных исследований Республики Беларусь на 2011–2015 г.г. (ГКПИ «Конвергенция», задание 3.5.04 «Создание программно-аппаратных средств биомеханической диагностики и интеллектуальных тренажеров для оптимизации тренировочной и соревновательной деятельности спортсменов».

Введение. Педагогико-биомеханический анализ техники спортивных упражнений выполняется по различным направлениям [1-7], но в конечном итоге преследуется цель обоснования рациональной структуры соревновательного упражнения или эффективности двигательных действий в различных частях анализируемого движения. Такой подход предполагает [1, с. 102]:

- педагогическое структурирование упражнения по поставленным двигательным задачам в отдельных частях упражнения;
- биомеханическое обоснование выделения отдельных компонентов упражнения в самостоятельные структуры упражнения.

Выделяемые в результате биомеханического анализа самостоятельные структуры упражнения не являются самостоятельно функционирующими структурными образованиями, а являются результатом логически обоснованной дифференциации упражнения на отдельные его части. Подобное дробление упражнения на более мелкие его компоненты вызвано

необходимостью биомеханического описания технических действий спортсмена в отдельных частях упражнения.

Цель исследования. На основе педагогико-биомеханического анализа спортивного тяжелоатлетического упражнения «Рывок» выполнить его педагогическое структурирование по отдельным компонентам двигательных действий.

Организация и методы исследования. В качестве анализируемого упражнения рассматривалось соревновательное тяжелоатлетическое упражнение «Рывок». Для выявления особенностей реализации двигательных режимов в зависимости от массы спортивного снаряда биомеханическому анализу были подвергнуты три соревновательные попытки с различной нагрузкой: 70 кг – малый вес, 100 кг – средний вес, 140 кг – максимальный вес. Для регистрации параметров техники исследуемого упражнения использовалась видеосъемка цифровой видеокамерой с частотой съемки 50 кадров в секунду. Количество объектов наблюдения – 18 спортсменов-тяжелоатлетов сборной г. Могилева и Республики Беларусь (мастера спорта и выше). К видеосъемке предъявлялись традиционные требования к организации биомеханических исследований. По материалам регистрации движений выполнялся биомеханический и педагогический анализ технических действий атлетов и структурно-фазового состава движений с использованием авторских компьютерных программ «Анализ» и «Промер» [1].

Полученные результаты и их обсуждение. В рамках выполненного нами исследования, в спортивном тяжелоатлетическом упражнении «Рывок» мы выделяем следующие биомеханически обоснованные структурные компоненты: периоды, стадии, фазы.

I. Опорный период подготовительных действий – разгон:

1 стадия – тяга:

1 – фаза взаимодействия атлета со штангой до момента ее отделения от помоста;

2 – фаза предварительного разгона.

2 стадия – подрыв:

1 – фаза амортизации;

2 – фаза финального разгона.

II. Период основных действий – подсед:

1 стадия – невесомость:

1 – фаза уменьшения опорной реакции;

2 – фаза безопорного состояния;

2 стадия – перегрузка:

3 – фаза увеличения опорной реакции;
4 – фаза кратковременной динамической осанки в глубоком приседе.

III. Период завершающих действий – подъем:

1 стадия – динамический подъем:

1 – фаза подъема;
2 – фаза принятия рабочего положения.

2 стадия – статическое равновесие:

1 – фаза коррекции;
2 – фаза реализации статического равновесия – фиксация.

Структурную схему расчленения упражнения по педагогическому принципу решения двигательных задач в биомеханической трактовке можно представить схематично (рисунок 1).

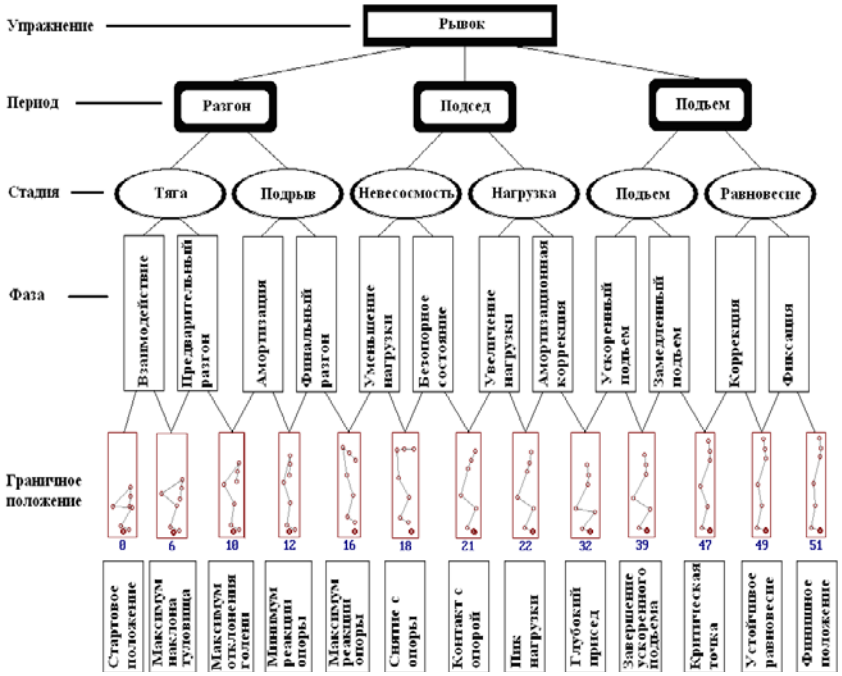


Рисунок 1 - Педагогическое структурирование соревновательного упражнения «Рывок» в тяжелой атлетике

Биомеханическая трактовка членения упражнения подразумевала выделение компонентного состава упражнения по управляющим действиям спортсмена в суставах для решения двигательных задач и определение биомеханически обоснованных границ фазового перехода по программам места, ориентации и позы атлета. Наиболее мелкая структурная единица в рассматриваемой схеме – фаза. Фаза представляет собой как самостоятельный компонент педагогического решения двигательной задачи, так и детерминированный компонент биомеханического решения целевой направленности движения.

Объединение нескольких фаз в стадии несет содержательно-смысловую нагрузку совершенствования техники упражнения по принципу интегрирования в одно целостное движение нескольких фазовых структур. Наиболее крупным структурными агрегатами в рассматриваемой схеме являются периоды, объединяющие как стадии, так и фазовые компоненты упражнения.

Предварительно выполненные исследования показали, что в упражнениях с малым и средним весом нет глубокого приседа, и поэтому эти разновидности упражнения нельзя расчленить на части, не разорвав их целостную структуру. В упражнении с максимальным весом присутствует поза глубокого приседа. Принять положение глубокого приседа можно, не выполняя соревновательного упражнения, и тем самым безболезненно расчленить соревновательное упражнение на две крупные части в качестве самостоятельных спортивных упражнений: двигательные действия до и после глубокого приседа. Но оказывает ли подобное освоение заключительного периода упражнения повышение или понижение мышечной нагрузки на опорно-двигательный аппарат нижних конечностей? Остается ли в этом случае техническая основа подъема без изменений? Остается ли их количественный состав без изменений в фазовых компонентах упражнений, являются ли параметрические критерии граничных положений постоянными или они меняются соответственно изменяющемуся весу поднимаемой штанги?

Дальнейший количественный анализ тяжелоатлетического упражнения рывок в зависимости от массы спортивного снаряда выявил следующие прямые и обратные зависимости:

1. При выполнении рывка штанги во всех трех попытках отмечается прямая зависимость длительности выполнения упражнения в зависимости от веса поднимаемой штанги.

2. Анализ расчетных показателей силы реакции опоры показывает, что в момент снятия с опоры горизонтальная составляющая силы реакции

опоры достигает для каждого из рассматриваемых упражнений максимальных отрицательных значений. Зависимость между весом штанги и величиной горизонтальной составляющей силы реакции опоры в данном случае обратная.

3. С возрастанием веса штанги происходит все большее удаление плечевых суставов от вертикального положения. Таким образом, в виде закономерности отмечается прямая зависимость расстояния от плечевых суставов до опорной вертикали от веса штанги: чем больше вес штанги, тем больше плечи атлета отклонены от опорной вертикали в момент снятия с опоры.

4. Анализ высоты подъема штанги при выполнении упражнения во всех трех попытках показывает, что с увеличением веса штанги уменьшается высота ее подъема. В данном случае наблюдается обратная зависимость.

5. С увеличением веса поднимаемой штанги величина тяги опоры на себя уменьшается, следовательно, отмечается обратная зависимость между весом штанги и показателем тяги опоры на себя.

6. Длительность фазы *«увеличение нагрузки»* обусловлена временем достижения максимального мышечного напряжения в коленных суставах, противодействующего тяжести поднимаемой штанги и веса спортсмена в уступающем режиме работы мышц, в процессе перехода атлета из граничного положения «контакт с опорой» в положение «пик мышечной нагрузки». Между временем достижения положения «пик мышечной нагрузки» и весом поднимаемой штанги существует прямая зависимость.

Выводы.

1. На основе биомеханического анализа техники тяжелоатлетического упражнения «Рывок» биомеханически обоснованы и терминологически определены для педагогического структурирования исследуемого упражнения его структурные компоненты: периоды, стадии, фазы.

2. Каждому отдельному периоду, всем выделенным стадиям и фазам соревновательного упражнения «Рывок» дано терминологическое определение и биомеханическое обоснование выделенных структурных компонентов.

3. Показано, что расчленение упражнения по педагогическому принципу решения двигательных задач в биомеханической трактовке является корректным и целесообразным.

4. На основании углубленного количественного анализа данного упражнения в зависимости от веса поднимаемого снаряда выявлены прямые и обратные зависимости.

Список используемых источников

1. Воронович, Ю. В. Биомеханика тяжелоатлетических упражнений : монография / Ю. В. Воронович, Д. А. Лавшук, В. И. Загревский ; М-во внутр. дел республики Беларусь, Могилевский ин-т М-ва внутренних дел Республики Беларусь. – Могилев, 2014. – 196 с. : ил.

2. Воронович, Ю. В. Сравнительный биомеханический анализ кинематических паказателей техники рывка в тяжелой атлетике / Ю. В. Воронович, Д. А. Лавшук, В. И. Загревский // Мир спорта. – 2012. – № 1 (46). – С. 47–52.

3. Воронович, Ю. В. Сравнительный биомеханический анализ основных динамических характеристик техники рывка в тяжелой атлетике / Ю. В. Воронович, Д. А. Лавшук, В. И. Загревский // Мир спорта. – 2013. – № 1 (50). – С. 35–40.

4. Загревский, В. И. Структурно-параметрическая перестройка техники гимнастических упражнений / В. И. Загревский, О. И. Загревский // Теория и практика физической культуры. – 2015. - № 11. – С. 66-68.

5. Коренберг, В. Б. Основы качественного биомеханического анализа / В. Б. Коренберг. – М. : Физкультура и Спорт, 1979. – 208 с.

6. Сучилин, Н. Г. Педагогико-биомеханический анализ спортивных движений на основе программно-аппаратурного видеокомплекса / Н. Г. Сучилин, Л. Я. Аркаев, В. С. Савельев // Теория и практика физической культуры. – 1996. - № 4. – С. 12–20.

7. Тутевич, В. Н. Теория спортивных метаний (механико-математические основы) / В. Н. Тутевич. – М. : Физкультура и спорт, 1969. – 312 с.

СТИМУЛЯЦИОННЫЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЦНС КАК СРЕДСТВО ИЗМЕНЕНИЯ КООРДИНАЦИОННОЙ СТРУКТУРЫ ЛОКОМОТОРНЫХ ДВИЖЕНИЙ

Городничев Р.М., д.биол.н., профессор;
Моисеев С.А., к.биол.н.; Пухов А.М., к.биол.н;
Пивоварова Е.А., к.биол.н.; Иванов С.М.;
Маркевич В.В.; Рощина Л.В.
ФГБОУ ВО «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта»
г. Великие Луки, Россия

Актуальность. Поиски нетрадиционных средств целенаправленного управления координационной структурой спортивных движений являются одной из актуальных проблем, решение которой возможно лишь при использовании новых научных знаний и технических достижений. В 1985 году ученые Университета Шеффилда (Великобритания) разработали методику электромагнитной стимуляции, позволяющую активировать периферические нервы, мышцы, спинной мозг и, что особенно важно, моторную зону коры головного мозга человека. Первоначально такая инновационная методика применялась преимущественно в диагностике и лечении ряда заболевании [4]. В настоящее время имеются работы с использованием данной методики, которые направлены на решение научных задач в области спорта. Так, показана принципиальная возможность повышения силового компонента мышечной активности при электромагнитной стимуляции четырехглавой мышцы бедра [6]. Электромагнитная стимуляция разных структур ЦНС использовалась для увеличения силовых свойств мышц верхних [2] и нижних конечностей [1].

Известно, что в спинном мозге имеются нейрональные сети, регулирующие локомоции человека [3]. Такие нейронные сети могут быть активированы чрескожной электрической стимуляцией спинного мозга [7]. Вызванная электростимуляцией активность нейрональных сетей спинного мозга определяет внешнюю и внутреннюю структуру локомоторных движений. Представлялось оправданным изучить изменения координационной структуры вызванных электростимуляцией спинного мозга локомоторных движений дополнительным ритмическим электромагнитным воздействием на моторную зону коры головного мозга.

Организация исследования. Исследование проведено на базе НИИ ВЛГАФК, в котором приняли участие 6 испытуемых мужского пола в возрасте 20-24 лет. Было получено информированное письменное согласие испытуемых на участие в экспериментах и разрешение комитета по этике ВЛГАФК. Испытуемые располагались в вертикальном положении на беговой дорожке H/P/Cosmos (Германия) в условиях полной вывески веса тела (рисунок 1).

Рисунок 1 - Общий вид эксперимента

Изучали особенности кинематических и электромиографических параметров шагоподобных движений, вызванных чрескожной электрической стимуляцией спинного мозга (ЧЭССМ) и электромагнитной стимуляцией моторной зоны коры головного мозга (ТМС). При ЧЭССМ использовали стимулятор лабораторный электрофизиологический СЛЭ-1 (Россия). Активный стимулирующий электрод располагался на кожной поверхности над спинным мозгом на уровне Т11 – Т12 позвонков, индифферентные электроды располагались симметрично на подвздошных гребнях тазовых костей. Стимулирующие импульсы имели бифазную прямоугольную форму, заполненные несущей частотой

10 кГц, длительностью 1 мс. Сила тока подбиралась индивидуально для каждого испытуемого и находилась в диапазоне от 15-30 мА, частота стимуляции составляла 30 Гц.

При электромагнитной стимуляции головного мозга использовали магнитный стимулятор «Magstim Rapid 2» (Magstim Co. Ltd, Wales, UK). Применяли L-катушку диаметром 2X100 мм. Центр катушки размещали по анатомическим ориентирам в области моторной зоны коры левого полушария головного мозга (контралатерально). За точку стимуляции принималось место, при стимуляции которого регистрировался стабильный моторный ответ m. tibialis anterior с амплитудой не менее 50 мкВ. Частота стимулов составляла 3 Гц, длительность пачки стимулов – 10 с. Интенсивность стимуляции подбиралась индивидуально для каждого испытуемого и находилась в пределах 45-55% от максимального выхода электромагнитного стимулятора.

Электромиограммы (ЭМГ) регистрировали с помощью 16-и канального электромиографа ME 6000 (Mega Electronics, Финляндия) со следующих мышц: m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius medialis (MG), m. rectus femoris (RF), m. biceps femoris (BF). В исследованиях использовалась система видеозахвата «Qualisys» (Швеция). Данная система включала 8 видеокамер, позволяющих регистрировать движения с большой частотой дискретизации (500 Гц). Светоотражающие маркеры были размещены на акромиальной, вертельной, верхнеберцовой, нижнеберцовой, конечной антропометрических точках. Анализировали электромиограммы и кинематическую структуру шагов правой ноги. Системы видеоанализа и электромиографии были синхронизированы. ЭМГ-параметры и кинематические характеристики регистрировались при избирательном и совместном воздействии ЧЭССМ и ТМС.

Статистическую обработку выполняли в программе Statistica 10.0. Рассчитывали среднее арифметическое (M), ошибку среднего арифметического (m), рассчитывали изменения параметров, выраженные в процентах. Достоверность различий определяли с помощью однофакторного дисперсионного анализа для повторных измерений (ANOVA) при уровне значимости $P<0,05$.

Результаты исследования. В состоянии покоя при полной вывеске веса тела средняя амплитуда ЭМГ мышц бедра находилась в диапазоне от 3 до 6 мкВ, мышц голени – от 6 до 11 мкВ, регистрировались минимальные колебания антропометрических точек сегментов тела. Избирательная и совместная ЧЭССМ и ТМС вызывала шагоподобные движения,

которые различались по внешней структуре и электромиографическому рисунку (рисунок 2).

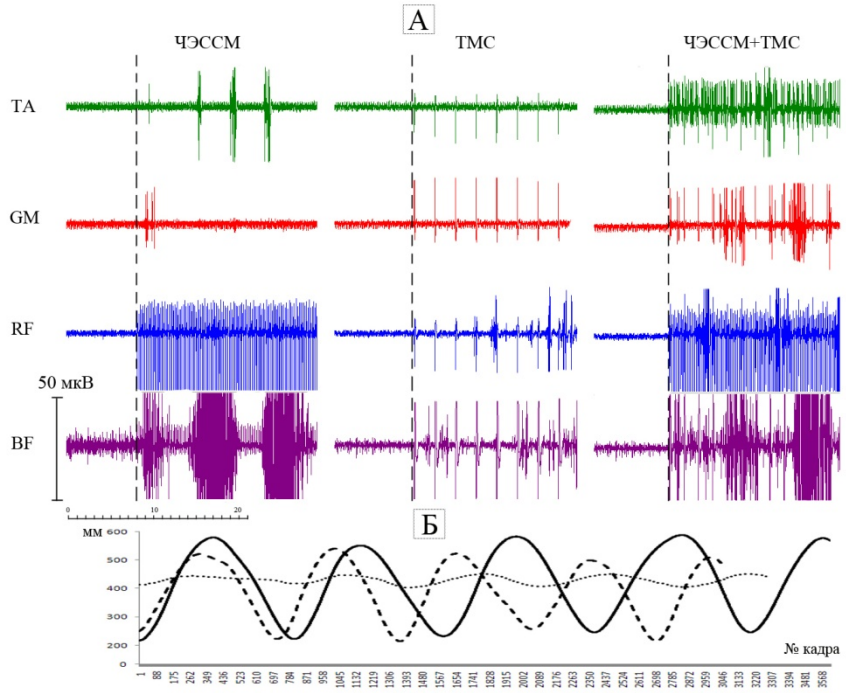


Рисунок 2 - ЭМГ (А) и динамограммы (Б) шагоподобных движений в условиях полной вывески веса тела (испытуемый Г.Д., 33 г.); сплошная линия – ЧЭССМ, точечная – ТМС, пунктирная – ЧЭССМ+ТМС

Под избирательным влиянием ЧЭССМ средняя амплитуда ЭМГ увеличилась в большей степени для мышц бедра – от 38% до 120% по отношению к фоновым данным (рисунок 3). Регистрировалось увеличение дистанции в трехмерном пространстве всех фиксируемых антропометрических точек сегментов тела, в большей степени нижнеберцовой и конечной – на 491% и 445% соответственно. Амплитуда колебаний антропометрических точек сегментов тела во фронтальной плоскости воз-

растала при ЧЭССМ более чем на 500% к уровню фона, кроме верхнеберцовой, где изменения были небольшими – 31%.

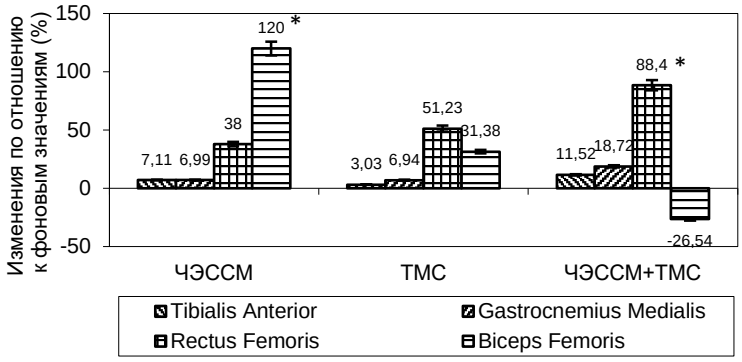


*Рисунок 3 - Изменение средней амплитуды ЭМГ под воздействием разных видов стимуляции; * - достоверность различий между фоновыми значениями и во время стимуляции (P<0,05)*

Избирательная ТМС увеличивала среднюю амплитуду ЭМГ всех исследуемых мышц, более значительно в проксимальных мышцах – в среднем на 40% относительно фоновых значений (рисунок 3). Дистанция регистрируемых антропометрических точек в системе 3D возрастала, в большей мере для дистальных точек – нижнеберцовой и конечной (246% и 110%). Амплитуда колебаний изменялась под влиянием стимуляции в большей мере для дистальных антропометрических точек, где рост составил для нижнеберцовой - 197% и конечной -128%.

При одновременном применении ЧЭССМ и ТМС амплитуда ЭМГ увеличивалась во всех мышцах в широком диапазоне – от 11% до 88% относительно фоновых значений, кроме BF, где регистрировалось снижение активности на 26%. Дистанция и амплитуда колебаний антропометрических точек значительно увеличивалась более чем на 500%, при этом в дистальных сегментах тела изменения при стимуляции были более значительными.

Обсуждение результатов исследования. Селективная электрическая стимуляция в области T11-T12 позвонков спинного мозга и избирательная электромагнитная стимуляция коры головного мозга повышают биоэлектрическую активность всех исследуемых мышц и амплитуду ко-

лебаний антропометрических точек сегментов тела. Есть основания полагать, что эффект совместной электростимуляции спинного мозга и стимуляции головного мозга происходит не за счет линейного сложения результатов селективного воздействия на отдельные уровни ЦНС, а за счет их синергии, являющейся, вероятно, следствием одновременной активации кортико-спинальных нисходящих путей и нейрональных сетей спинного мозга, ответственных за модуляцию шагательного паттерна. Известно, что ритмические разряды спинальных интернейронов, лежащие в основе локомоторной активности, генерируются посредством двух механизмов: ритмическим изменением возбудимости одиночных нейронов, называемых водителями ритма; синаптическим взаимодействием нервных клеток нейрональной сети спинного мозга [5]. Допускается, что эти механизмы могут работать вместе и производить разные паттерны ритмической активности в нервной системе. В связи с этим, логично предположить, что электромагнитное воздействие на моторную зону коры головного мозга приводит к активации кортико-спинальных нисходящих путей, которые в конечном итоге модулируют работу спинального генератора шагательных движений и определяют кинематические и электромиографические параметры вызванных локомоций.

Выводы. Избирательная стимуляция (ЧЭССМ, ТМС) увеличивает биоэлектрическую активность исследуемых мышц. При совместном применении двух видов стимуляции амплитуда ЭМГ возрастает лишь в трех мышцах (TA, GM, RF), а в BF – снижается.

Амплитуда колебаний и дистанция антропометрических точек сегментов тела под влиянием применяемых видов стимуляции возрастает более значительно в дистальных сегментах нижних конечностей.

Работа выполнена в рамках гранта РФФИ №16-04-00371.

Список использованных источников

1. Беляев, А. Г. Влияние магнитной стимуляции на силовые возможности скелетных мышц : автореф. дис. ... канд. биол. наук : 14.00.51 / А. Г. Беляев. – Смоленск, 2015. – 23 с.

2. Городничев, Р. М. Магнитная стимуляция головного мозга как новый метод диагностики функционального состояния двигательной системы спортсменов / Р. М. Городничев, Д. А. Петров, Р. Н. Фомин // Теория и практика физической культуры. – 2006. - № 1. – С. 2-5.

3. Существует ли генератор шагательных движений у человека? / В. С. Гурфинкель, Ю. С. Левик, О. В. Казенников, В. А. Селионов // Физиология человека. – 1998. – Том 24, № 3. – С. 42-50.

4. Никитин, С. С. Магнитная стимуляция в диагностике и лечении нервной системы : руководство для врачей / С. С. Никитин, А. Л. Куренков. – М. : САШКО, 2003. – 387 с.

5. От нейрона к мозгу : пер. с англ. / Д. Николлс, Р. Мартин, Б. Валлас, П. Фукс. – 2-е изд. – М. : Изд-во ЛКИ, 2008. – 672 с.

6. Попов, Г. И. Специфика магнитной стимуляции в зависимости от спортивной специализации / Г. И. Попов, Э. А. Малхасян, В. С. Маркарян // Физиология человека. – 2015. – Т. 41, № 3. – С. 90-97.

7. Novel and direct access to the human locomotor spinal circuitry / Y. Gerasimenko, R. Gorodnichev, E. Machueva [et al.] // J. Neuroscience. – 2010. - № 30(10). – P. 3700–3708.

ОСОБЕННОСТИ ТЕХНИКИ ИСПОЛНЕНИЯ ПАРТНЕРОМ «ПОДКРУТКИ» В ПАРНОМ КАТАНИИ

Депутат А.Д., аспирант;
Мещеряков А. В., к.б.н., доцент
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК)», г. Москва, Россия

Введение. «Подкрутка» – один из сложнейших элементов парного катания. Ранее «подкрутки» различались по способу отталкивания: аксель, сальхов, ритбергер, тулуп и лутц [2, 4]. Сегодня используется преимущественно один способ исполнения – лутц.

Движения в подкрутках, по аналогии с другими элементами одиночного и парного катания, могут быть разделены на составные части:

- фаза разбега, включающий фазу приобретения скорости и фазу подготовки к выбросу;
- фаза выброса, состоящий из фазы амортизации и замаха, и фазы активного выбрасывания;
- фаза полета с фазами группировки и разгруппировки;
- фаза приземления с фазой амортизации и фазой выезда.

«Подкрутки» включают движения, свойственные прыжкам и поддержкам. С прыжками «подкрутки» объединяет наличие полета, группировки и разгруппировки звеньев тела, а также стремление к выполнению в

полете максимального числа оборотов на большой высоте со значительным перемещением тела в пространстве. С поддержками «подкрутки» объединяет характер разбега, движения партнера при выбросе партнерши, а также движения в приземлении [4].

Актуальность исследования: в связи с введением новой системы судейства в фигурном катании на коньках, принятой ISU в 2004 году, возникает проблема на этапе начального обучения и на этапе совершенствования у спортсменов элементов парного катания. Базовое обучение должно строиться так, чтобы спортсмены в будущем имели возможность овладевать элементами самого высокого уровня за короткий срок с меньшими усилиями и риском получить травму.

Цель исследования. Провести анализ техники исполнения «подкрутки» высококвалифицированными спортсменами в парном катании.

Задачи:

1. Выявить наиболее оптимальное соотношение ростовых характеристик партнеров в дуэтах.
2. Рассмотреть особенности техники исполнения «подкрутки» высококвалифицированных спортсменов в парном катании.
3. Отметить время выполнения «подкрутки» дуэтами и оценку технического элемента.

Результаты и обсуждение. Несмотря на то, что «подкрутки» являются уже сложно-координационными движениями, они включают в себя сложные движения: прыжки, поддержки и др. Для успешного выполнения подкруток необходимо учитывать ряд специфических биомеханических особенностей выполнения движений и их связь между собой. Во время исполнения подкруток в наибольшей степени должна проявляться согласованность действий партнеров. В первую очередь важна временная согласованность, которая выражается в предельно точном «сопровождении» партнером движений партнерши. При качественном выполнении подкруток в результате этого «сопровождения» резко возрастает эффективность движений партнерши, выражающаяся в увеличении высоты, длины полета и скорости вращения тела [1].

В исследовании были проанализированы видеоматериалы 5 соревнований 2016 и 2017 годов. Выбранные 10 дуэтов (лидеры соревнований) исполняют подкрутку в три оборота. Нами рассмотрены две фазы: фаза выброса и фаза полета. Эти фазы у 10 дуэтов, выполняются примерно одинаково, хотя и имеют специфические особенности. Временные рамки в этих двух фазах играют ключевую роль, так как они больше всего влияют на высоту вылета, длину полета и скорость вращения партнерши в воздухе.

Большое разнообразие наблюдается в выполнении фазы амортизации спортсменами. Выбранные дуэты имеют различия в ростовых характеристиках и это отражается на технике исполнения. В случае если разница в росте у партнеров достигает 30 см, партнеру (мужчине) необходимо принимать гораздо низкое положение в фазе амортизации и замаха, чем это необходимо дуэтам, у которых разница в росте составляет 20 см.

Максимальная оценка, которая может быть получена за исполнение элемента «подкрутка» – 8,70 балла.

Особенности техники исполнения «подкрутки» в парном катании и оценка технического элемента выбранных дуэтов представлены в таблице 1. Ростовые характеристики представлены на рисунке 1.

Таблица 1 – Особенности техники исполнения «подкрутки» в парном катании

Дуэт	Способ исполнения	Оценка за элемент, балл
№1	ноги рядом, ягодицы выше колен, голова партнера на уровне головы партнерши	5,88
№2	ноги широко, ягодицы на уровне колен, голова партнера на уровне головы партнерши	7,31
№3	ноги широко, ягодицы на уровне колен, голова партнера на уровне головы партнерши	7,26
№4	ноги широко, ягодицы на уровне колен, голова партнера ниже головы партнерши	8,49
№5	ноги очень широко, ягодицы на уровне колен, голова партнера ниже головы партнерши	8,14
№6	ноги очень широко, ягодицы выше колен, голова партнера ниже головы партнерши	8,08
№7	ноги широко, ягодицы на уровне колен, голова партнера ниже головы партнерши	8,04
№8	ноги рядом, ягодицы на уровне колен, голова партнера на уровне головы партнерши	7,94
№9	ноги широко, ягодицы выше колен, голова партнера ниже головы партнерши	4,97
№10	ноги широко, ягодицы выше колен, голова партнера ниже головы партнерши	7,04

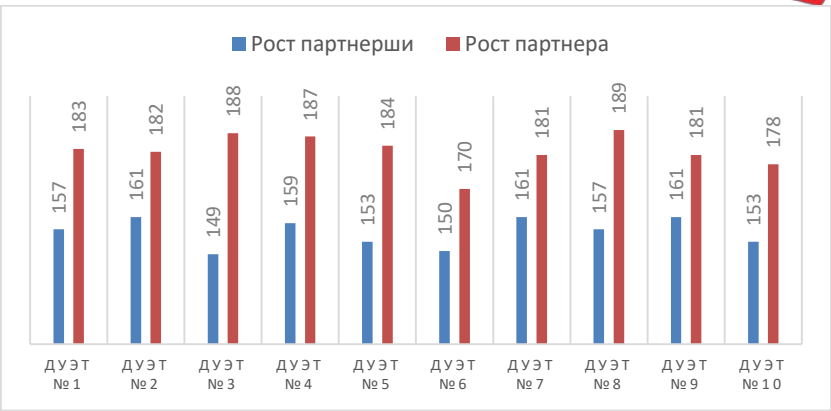


Рисунок 1 – Ростовые характеристики партнеров

В дуэте №6 партнер принимает относительно высокое положение в фазе амортизации: ягодицы выше уровня колен, ноги поставлены широко, но благодаря этому среднее значение времени, которое он тратит на «сопровождение» партнерши является самым низким среди выбранных дуэтов: 0,31 с. Такая резкость партнера в фазе выброса дает большой вращательный момент партнерше и благодаря этому партнерше требуется гораздо меньше времени и высоты на выполнение трех оборотов в воздухе: 0,72 с. Подобный способ исполнения имеет меньшую высоту исполнения в сравнении относительно дуэта №8 и недостаточно сильный визуальный эффект. Подготовка к выполнению элемента занимает меньше времени и сам элемент выполняется неожиданно. Это обязательно оценивается положительно судьями – 8,08 (средний балл) за исполнение. Время выполнения «подкрутки» дуэтами представлено на рисунке 2.

В дуэте №8 партнер находится в фазе амортизации с достаточно низким положением центра массы тела: его ягодицы находятся ниже или на уровне колен, ноги поставлены рядом. В связи с этим, среднее значение времени, которое он тратит на «сопровождение» партнерши равняется 0,39 с. Такой способ выполнения предъявляет очень высокие требования к мышечному каркасу нижних конечностей тела партнера и к согласованности действий партнеров. Данный способ не является неожиданным для зрителя, но является одним из самых зрелищных: 0,79с партнерша нахо-

дится в воздухе. Вместе с высоким ростом партнёрши это дает большой прирост в высоту, что так же хорошо оценивается судьями: 7,94 балла.

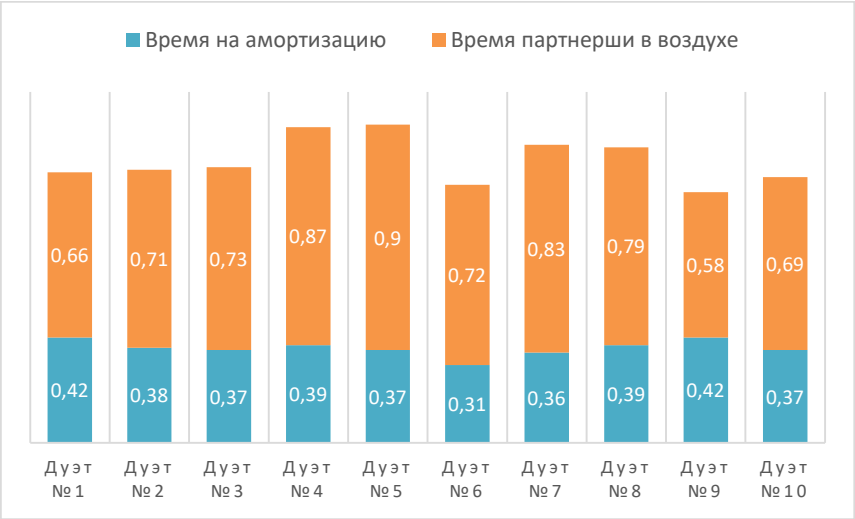


Рисунок 2 – Время выполнения «подкрутки» дуэтами

Если рассматривать технику исполнения дуэтов №4 и №5, то видно, что их исполнение является чем-то средним между техникой исполнения дуэтами №6 и №8. В фазе амортизации партнеры дуэтов №4 и №5 принимают низкое положение: их ягодицы находятся на уровне колен, центр массы тела снижен, а ноги стоят широко. Такой симбиоз техник дает 14% прибавки к длительности фазы полета партнерши дуэта №8 и 25% прибавку к длительности фазы полета партнерши дуэта №6. Благодаря отмеченному увеличению в фазе полета, дуэты №4 и №5 в среднем получают 8,49 и 8,14 баллов соответственно.

Таким образом, оптимальная разница в росте для выполнения элемента «подкрутка» составляет 30см. Бóльшая разница в росте предъявляет дополнительные требования к партнеру: необходимо ниже садиться в фазе амортизации, что негативно сказывается на резкости в фазе выброса. Широкое положение ног партнера в фазе амортизации позволяет сократить время на сопровождение в фазе выброса, что положительно сказывается на скорости вращения партнерши. Увеличение скорости вращения партнерши

позволяет разучивать «подкрутку» в четыре оборота. Совмещение в фазе амортизации широкой постановки ног и низкого положения центра массы тела партнера позволяет добиться увеличения высоты вылета партнерши и длительность нахождения ее в воздухе. Бóльшая высота и длительность обязательно положительно оценивается судьями.

Список использованных источников

1. Депутат, А. Д. Использование видеофиксации технических элементов в фигурном катании / А. Д. Депутат, А. В. Мещеряков // Практика и перспектива использования интеллектуально-игровых технологий в спортивной и прикладной подготовке спортсменов : материалы I Всероссийской научно-практической конференции (г. Москва, 10-17 декабря 2015 г.) / под общ. ред. М. А. Новоселова. – М., 2015. – С. 45-48.

2. Депутат, А. Д. Особенности техники исполнения «подкрутки» в парном катании / А. Д. Депутат, А. В. Мещеряков // Ученые записки университета им. П. Ф. Лесгафта. – 2017. - № 7 (149). – С. 43-49.

3. Мещеряков, А. В. Перекрестные эффекты адаптации к стрессорным ситуациям / А. В. Мещеряков, С. П. Левушкин // Историческая и социально-образовательная мысль. – 2015. – Том 7, № 3. – С. 122-125.

4. Мишин, А. Н. Биомеханика движений фигуриста / А. Н. Мишин. – М. : Физкультура и спорт, 1981. – 144 с.

ОСОБЕННОСТИ ТЕХНИКИ ИСПОЛНЕНИЯ «ПОДКРУТКИ» ПАРТНЕРШАМИ В ПАРНОМ КАТАНИИ

Депутат А.Д., аспирант;
Мещеряков А. В., к.б.н., доцент
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК)», г. Москва, Россия

Введение. «Подкрутка» – один из сложнейших элементов парного катания. Ранее «подкрутки» различались по способу отталкивания: ак-

сель, сальхов, ритбергер, тулуп и лутц. Сегодня используется преимущественно один способ исполнения – лутц.

Движения в «подкрутках», по аналогии с другими элементами одиночного и парного катания, могут быть разделены на составные части:

- фаза разбега, включающий фазу приобретения скорости и фазу подготовки к выбросу;
- фаза выброса, состоящий из фазы амортизации и замаха, и фазы активного выбрасывания;
- фаза полета с фазами группировки и разгруппировки;
- фаза приземления с фазами ловли, амортизации и выезда.

«Подкрутки» включают движения, свойственные прыжкам и поддержкам. С прыжками «подкрутки» объединяет наличие полета, группировки и разгруппировки звеньев тела, а также стремление к выполнению в полете максимального числа оборотов на большой высоте со значительным перемещением тела в пространстве. С поддержками «подкрутки» объединяет характер разбега, движения партнера при выбросе партнерши, а также движения в приземлении [1].

Актуальность исследования: в связи с введением новой системы судейства в фигурном катании на коньках, принятой ISU в 2004 году, возникает проблема на этапе начального обучения и на этапе совершенствования у спортсменов элементов парного катания. Базовое обучение должно строиться так, чтобы спортсмены в будущем имели возможность овладевать элементами самого высокого уровня за короткий срок с меньшими усилиями и риском получить травму.

Цель исследования. Провести анализ техники исполнения «подкрутки» высококвалифицированными спортсменами в парном катании.

Задачи:

4. Рассмотреть особенности техники исполнения «подкрутки» высококвалифицированных спортсменов в парном катании.
5. Отметить влияние сгибов различных звеньев тела на качество «подкрутки», исполняемую дуэтами и оценку технического элемента.

Результаты и обсуждение. Несмотря на то, что «подкрутки» являются уже сложно-координационными движениями, они включают в себя сложные движения: прыжки, поддержки и др.

Фазы разбега и приземления имеют большую вариативность, разные дуэты исполняют их по-разному. Например, фаза разбега может выполняться как беговыми шагами вперед, так и беговыми шагами назад. Различия только в удобстве для спортсменов и визуальной составляющей.

Большое разнообразие наблюдается в выполнении фазы амортизации спортсменами [1].

В исследовании были проанализированы видеоматериалы 5 соревнований 2016 и 2017 годов. Выбранные 10 дуэтов (лидеры соревнований) исполняют подкрутку в три оборота. Нами рассмотрены две фазы: фаза выброса и фаза полета. Эти фазы у 10 дуэтов, выполняются примерно одинаково, хотя и имеют специфические особенности. Углы сгибов различных звеньев тела партнерши в фазе выброса серьезно влияют на технику исполнения в фазе полета и в фазе приземления. Качественно выполненные фазы выброса и фазы приземления положительно влияют на оценку [2,3].

Максимальная оценка, которая может быть получена за исполнение элемента «подкрутка» — 8,70 балла. Особенности техники исполнения «подкрутки» в парном катании выбранных дуэтов представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Особенности техники исполнения «подкрутки» в парном катании

Дуэт	Способ исполнения
№1	маховое движение ногой отсутствует, толчковая рука согнута в момент отрыва от партнера
№2	маховое движение согнутой ногой, толчковая рука выпрямлена в момент отрыва от партнера
№3	маховое движение согнутой ногой, толчковая рука согнута в момент отрыва от партнера
№4	маховое движение согнутой ногой, толчковая рука выпрямлена в момент отрыва от партнера
№5	маховое движение слегка согнутой ногой, толчковая рука выпрямлена в момент отрыва от партнера
№6	маховое движение прямой ногой, толчковая рука выпрямлена в момент отрыва от партнера
№7	маховое движение прямой ногой, толчковая рука выпрямлена в момент отрыва от партнера
№8	маховое движение слегка согнутой ногой, толчковая рука согнута в момент отрыва от партнера
№9	маховое движение прямой ногой, толчковая рука согнута в момент отрыва от партнера
№10	маховое движение согнутой ногой, толчковая рука согнута в момент отрыва от партнера

Углы сгиба различных звеньев тела партнерши, положение ее тела относительно тела партнера и оценка технического элемента даны в таблице 2. Ростовые характеристики партнеров указаны на рисунке 1.

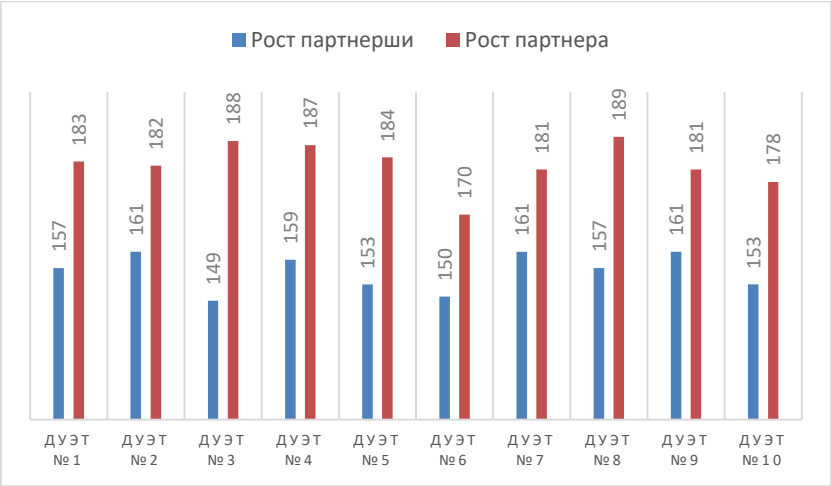


Рисунок 1 – Ростовые характеристики партнеров

При рассмотрении дуэтов с равными ростовыми характеристиками (№4 и №8), можно увидеть схожую технику исполнения в фазе амортизации, но в фазе выброса углы сгиба в тазобедренном суставе имеют явные различия. Партнерша в дуэте №4 выполняет маховое движение согнутой ногой, что вызывает сгиб в тазобедренном суставе (135º). Стоит заметить, такой вариант исполнения позволяет партнерше выполнить полноценное движение толчковой рукой и данное движение дает дополнительную высоту, что обязательно позитивно оценивается судьями — 8,49 баллов. В дуэте №8 партнерша практически не имеет сгиба в тазобедренном суставе (175º) и выполняет маховое движение прямой ногой. При таком варианте исполнения партнерша имеет достаточно высокую скорость вращения и ей сложно сделать полноценное движение толчковой рукой. Почти горизонтальное положение тела партнерши в воздухе относительно тела партнера (100º) является следствием недостаточной работы толчковой руки. Такое положение тела партнерши в воздухе может вызывать сложности в фазе приземления: партнерша может касаться телом партнера в момент ловли, а партнер

не может оказывать должной амортизации для мягкого приземления партнерши и все это может выглядеть как ошибка. Однако, такая техника исполнения является достаточно эффектной и эффективной, т.к. горизонтальное положение партнерши в воздухе создает «эффект высоты», а высокая скорость вращения позволяет разучивать «подкрутку» в четыре оборота. Судьи так же должны позитивно оценивать большое расстояние, которое преодолевает партнерша в воздухе.

Таблица 2 – Время выполнения «подкрутки» дуэтами и оценка технического элемента

Дуэт	A	B	C	D	E	Оценка за элемент
№1	104	119	99	150	127	5,88
№2	84	88	149	146	113	7,31
№3	77	81	142	118	108	7,26
№4	97	99	132	149	123	8,49
№5	71	80	162	134	98	8,14
№6	109	114	160	147	121	8,08
№7	77	84	155	146	125	8,04
№8	95	96	175	119	100	7,94
№9	98	111	118	142	106	4,97
№10	100	105	162	127	104	7,04

A – Угол сгиба партнерши в коленном суставе в фазе амортизации (º);
B – Угол сгиба партнерши в тазобедренном суставе в фазе амортизации (º);
C – Угол сгиба партнерши в тазобедренном суставе в фазе выброса (º);
D – Тело партнерши относительно тела партнера в фазе выброса (º);
E – Тело партнерши относительно тела партнера в воздухе (º).

Исходя из измерений сгибов в тазобедренном и коленном суставах в фазе амортизации, в дуэтах №1 и №6 партнерши выполняют все движения с одинаковой амплитудой, но в дуэте №1 можно увидеть сильную разницу в углах сгиба в тазобедренном суставе в фазе выброса, относительно дуэта №6, — 61º (99º против 160º). Однако, показания положения тела партнерши относительно тела партнера в фазе выброса и в воздухе практически равны. Разница в углах сгиба в тазобедренном суставе в фазе выброса объясняет столь большую разницу в финальной оценке за элемент. Партнерше в дуэте №1 необходимо выполнять дополнительное движение в воздухе для выравнивания своего тела для дальнейшего вра-

щения в воздухе, что сказывается на высоте вылета партнерши и качестве исполняемого элемента. Отсутствие маха негативно влияет на слитность и на скорость вращения в воздухе. В таком варианте исполнения усилия партнера имеют меньшую эффективность и резкость его движений так же снижается.

В дуэте №5 партнерша находится в фазе амортизации с самым низким положением центра массы тела: ее коленный и тазобедренный суставы согнуты на 71º и 80º соответственно. Это *частично* объясняется большой разницей в росте — более 30 см. Высокому партнеру сложно сделать быстрое и взрывное движение, ее длинная и амплитудная работа позволяет совместить движения партнеров и добиться как слитности в движениях, так и хорошей высоты. Данный вариант исполнения является достаточно требовательным к мышечному каркасу обоих партнеров.

Если рассматривать технику исполнения дуэтов №2 и №7, то видно, что их исполнение является чем-то средним между техникой исполнения дуэтами №5 и №6. У обоих дуэтов разница в росте равна 20 см. В фазе амортизации партнерши дуэтов №2 и №7 выполняют активные движения в элемент и, благодаря относительно ровному телу в фазе выброса и слегка согнутой маховой ногой, выполняют полноценное движение толчковой рукой. Такой вариант исполнения достаточно прогнозируемый и хорошо подходит для дуэтов на стадии обучения.

Таким образом, сильный сгиб в тазобедренном суставе в момент активного выбрасывания негативно сказывается на качестве фаз полета и ловли и это влияет на финальную оценку; активное сгибание коленного сустава в фазе амортизации позволяет партнерам с большой разницей в росте добиться слитности в движениях.

Список использованных источников

1. Депутат, А. Д. Использование видеофиксации технических элементов в фигурном катании / А. Д. Депутат, А. В. Мещеряков // Практика и перспектива использования интеллектуально-игровых технологий в спортивной и прикладной подготовке спортсменов : материалы I Всероссийской научно-практической конференции (г. Москва, 10-17 декабря 2015 г.) / под общ. ред. М. А. Новоселова. – М., 2015. – С. 45-48.

2. Депутат, А. Д. Особенности техники исполнения «подкрутки» в парном катании / А. Д. Депутат, А. В. Мещеряков // Ученые записки университета им. П. Ф. Лесгафта. – 2017. - №7 (149). – С. 43-49.

3. Мещеряков, А. В. Перекрестные эффекты адаптации к стрессорным ситуациям / А. В. Мещеряков, С. П. Левушкин // Историческая и социально-образовательная мысль. – 2015. – Том 7, № 3. – С. 122-125.

4. Мишин, А. Н. Биомеханика движений фигуриста / А. Н. Мишин. – М. : Физкультура и спорт, 1981. – 144 с.

КОНТРОЛЬ ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ПРИ ПРОХОЖДЕНИИ УЧАСТКОВ С ПРЕПЯТСТВИЯМИ В ВЕЛОСПОРТЕ – BMX

Медведев В.Г., к.п.н.; Дышаков А.С.
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК)», г. Москва, Россия

Актуальность. Несмотря на то, что специализированный соревновательный трек в BMX включает до восьми типов препятствий различной сложности («roller», «table-top», «double», «triple», «step-down», «step-up», «triple step up», «rhythmic section» [1]), эффективность техники прохождения препятствий направлена на минимизацию потерь скорости [6] и имеет схожие черты на различных типах препятствий, что подтверждается близостью коэффициентов в уравнениях регрессии:

$$y_d = 0{,}9654 \cdot x - 0{,}4746; \quad (1)$$
$$y_{rs} = 0{,}9671 \cdot x - 0{,}4438; \quad (2)$$

где y_d – средняя скорость прохождения препятствия «double» (15 м), y_{rs}– средняя скорость прохождения препятствия «rhythmic section» (20 м), x – средняя скорость прохождения дистанции 20 м с хода [3].

Установление причин неэффективной техники может вестись по анализу кинематики двигательного действия, но в случае невозможности определить визуальные отличительные параметры техники [2,4,5,7], целесообразным является рассмотрение динамических характеристик (инерционных, силовых).

Целью данного исследования было выявить отличительные динамические характеристики при прохождении участков с препятствиями в велоспорте – BMX у испытуемых с различной реализационной эффективностью техники.

Испытуемые. На первом этапе исследования: 33 велогонщика BMX различной квалификации, из которых 22 юноши (масса тела – 51,06±16,436 кг, длина тела – 1,599±0,1503 м, возраст – 12,7±3,52 лет) и 11 девушек (масса тела – 46,08±13,729 кг, длина тела – 1,576±0,1265 м, возраст – 14,8±5,27 лет). На втором этапе исследования из числа испытуемых были выбраны 2 спортсмена имеющие близкий потенциал (по результатам прохождения горизонтального прямого участка, но резко отличающуюся реализационную эффективность техники преодоления препятствий.

Методы. Быстрота прохождения участков с препятствиями типа «double» и «rhythmic section» на велодроме «Амурский» оценивалась с помощью оптронных пар MuscleLab (рисунок 1). Регистрировалась средняя скорость прохождения дистанции 15 и 20 м, соответственно [1]. По полученному корреляционному полю и построенной линией регрессии проводился отбор испытуемых для дальнейшего сравнительного анализа (рисунок 2 и 3, рисунок 4).

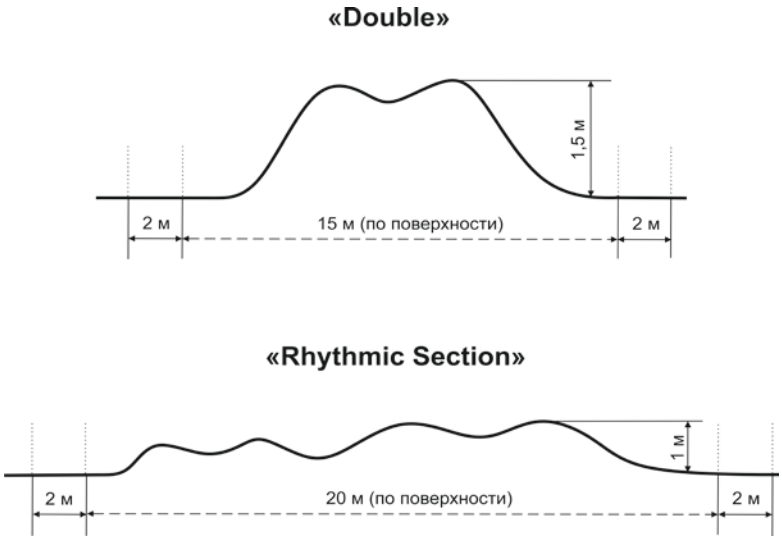


Рисунок 1 – Схема препятствий «double» и «rhythmic section» (и расположение оптронных пар на участке (точечные линии)

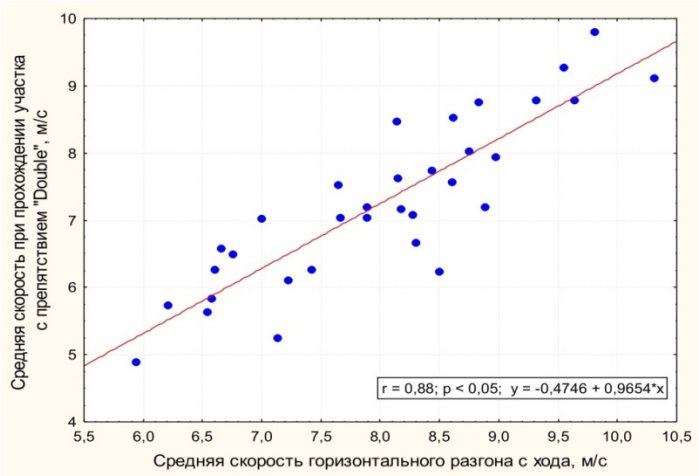


Рисунок 2 – Корреляционное поле, линия и уравнение регрессии показателей прохождения велогонщиками горизонтального прямого участка и препятствия «Double»

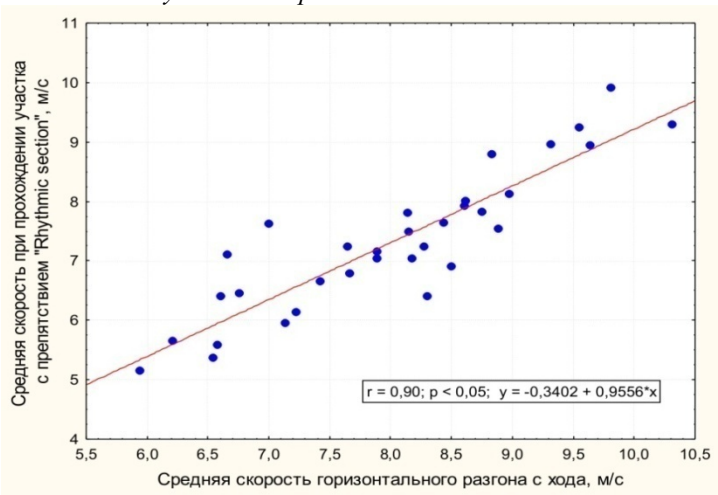


Рисунок 3 – Корреляционное поле, линия и уравнение регрессии показателей прохождения велогонщиками горизонтального прямого участка и препятствия «Rhythmic Section»

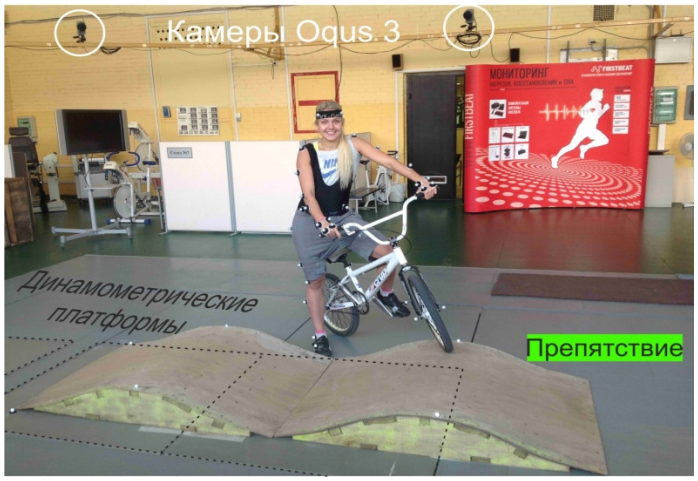


Рисунок 4 – Оптико-электронный и динамометрический аппаратно-программный комплекс Qualisys

Для трехмерного анализа техники прохождения препятствий использовался оптико-электронный аппаратно-программный комплекс Qualisys с динамометрическими платформами AMTI (6 камер Oqus, частота – 100 Гц; 3 динамометрические платформы AMTI BP12001200). Выполнялся разгон с места на участке 7,5 м с максимально быстрым преодолением препятствия: длина основания – 2 м, высота – 0,18 м, 2 бугра (рисунок 4).

При помощи программного обеспечения Qualisys Track Manager проводился анализ динамограмм сил реакции опоры, возникающих при наезде колесами велосипеда на препятствие.

Обсуждение результатов исследования.

Среди динамических показателей, различающих реализационную эффективность техники преодоления препятствий, следует отметить продольную горизонтальную составляющую силы реакции опоры, импульс которой определяет изменение горизонтальной скорости движения системы велосипедист-велосипед.

Сравнительный анализ динамограмм силы реакции опоры (F_x) при наезде на препятствие у спортсменов с оценками реализационной эффективности техники «выше среднего» и «ниже среднего» выявил наличие

высоких отрицательных значений (до -700 Н) горизонтальной силы реакции опоры у спортсменов с «неэффективной» техникой (рисунок 5). Отрицательный импульс приводит к снижению горизонтальной скорости движения ОЦМ системы велосипедист-велосипед, и, как следствие, к ухудшению результата на участке с препятствием.

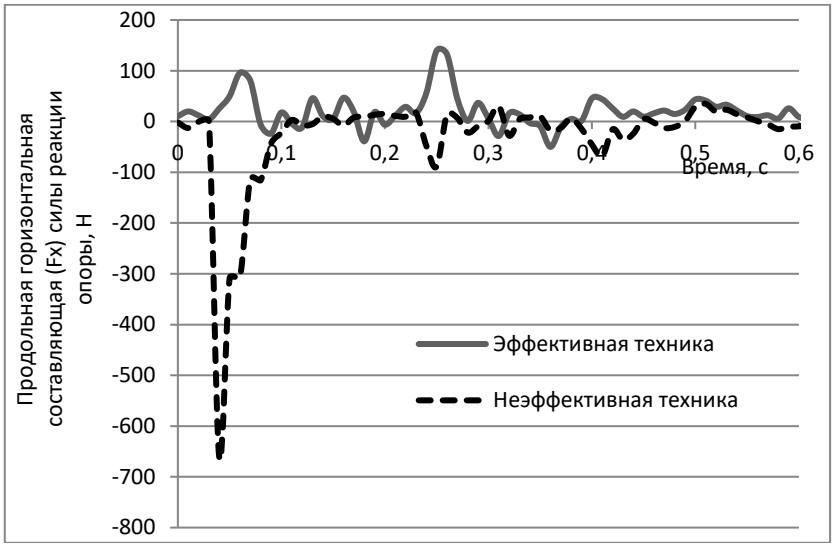


Рисунок 5 – Динамограммы силы реакции опоры (F_x) при наезде на препятствие у спортсменов с различной реализационной эффективностью техники

Кроме того, чрезмерные горизонтальные силы могут вызвать опрокидывающий момент силы (рисунок 6), который может стать причиной падения с велосипеда и получения спортсменом серьёзных травм. В связи с этим контроль динамических показателей преодоления препятствий спортсменами с низкой реализационной эффективностью техники является первостепенной задачей в рамках снижения травматизма в BMX-Racing.

Выводы:

1. Для оценки реализационной эффективности техники преодоления различных препятствий можно использовать усредненное уравнение регрессии по формуле (3):

$$y = 0{,}96625 \cdot x - 0{,}4592; \qquad (3)$$

где y – средняя скорость прохождения препятствия; x – средняя скорость прохождения горизонтального прямого участка с хода.

2. Для анализа причин неэффективной техники при прохождении участков с препятствиями целесообразным является контроль таких динамических характеристик, как продольная горизонтальная составляющая силы реакции опоры и момент силы реакции опоры относительно поперечной горизонтальной оси.

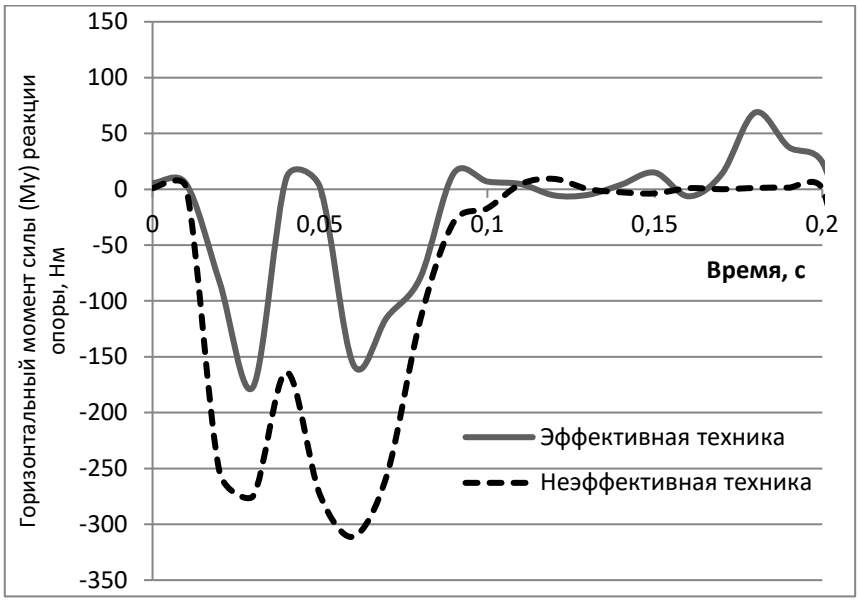


Рисунок 6 – Графики изменения момента силы (M_y) реакции опоры при наезде на препятствие у спортсменов с различной реализационной эффективностью техники

Список использованной литературы

1. Дышаков, А. С. Эффективность различных способов прохождения препятствий в BMX-race / А. С. Дышаков, В. Г. Медведев // Современные проблемы, перспективы и направления подготовки спортивного

резерва и квалифицированных кадров в училищах олимпийского резерва : материалы Всероссийской науч.-практ. конференции, посвященной 40-летнему юбилею МССУОР № 2 Москомспорта. – М., 2017. – С. 77-80.

2. Медведев, В. Г. Контроль технической подготовленности спортсменов с использованием доступных видеоанализирующих систем / В. Г. Медведев // Фитнес-аэробика-2016 : материалы Всероссийской научно-практической интернет конференции / под ред. М. Ю. Ростовцевой. – М., 2017. – С. 77-78.

3. Медведев, В. Г. Методика контроля технической подготовленности велогонщиков BMX / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Фундаментальные и прикладные исследования физической культуры, спорта, олимпизма: традиции и инновации : материалы I Всероссийской научно-практической конференции, 24-25 мая 2017 г. / под ред. А. А. Передельского. – М., 2017. – С. 453-459.

4. Медведев, В. Г. Модификация интегративного подхода к изучению и оценке техники двигательных действий в педагогических исследованиях / В. Г. Медведев // Материалы открытой итоговой научно-практической конференции ППС РГУФКСМиТ, 16-18 ноября 2016 г. / Рос. гос. ун-т физ. культуры, спорта, молодежи и туризма. – М., 2016. – С. 97-100.

5. Медведев, В. Г. Педагогическая оценка техники двигательных действий с использованием портативных видеоанализирующих систем / В. Г. Медведев, Е. А. Лукунина, Ан. А. Шалманов // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, 24-26 ноября 2016 г. / Моск. гос. акад. физ. культуры ; ред.-сост. А. Н. Фураев. – Малаховка, 2016. – С. 79-85.

6. Медведев, В. Г. Показатели результативности в BMX-Race / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Актуальные проблемы биохимии и биоэнергетики спорта XXI века : материалы Всероссийской научно-практической интернет конференции с международным участием (Москва, 10-26 апреля 2017 г.) / под общ. ред. Р. В. Тамбовцевой [и др.]. – М. : Изд-во РГУФКСМиТ (ГЦОЛИФК), 2017. – С. 113-118.

7. Медведев, В. Г. Проверка эффективности применения в педагогических исследованиях модифицированного интегративного подхода к изучению техники двигательных действий на примере велоспорта – BMX / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, 24-26 ноября

2016 г. / Моск. гос. акад. физ. культуры ; ред.-сост. А. Н. Фураев. – Малаховка, 2016. – С. 85-92.

О ДИНАМИКЕ РЕКУПЕРАТИВНЫХ СПОСОБНОСТЕЙ МЫШЕЧНО-СУХОЖИЛЬНЫХ СТРУКТУР НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

Дышко Б.А., д.б.н., к.п.н.
ООО «Спорт Технолоджи»,
Ассоциация Биомехаников Спорта,
г. Москва, Россия

Актуальность. Совершенствование рекуперативных способностей мышечно-сухожильных нижних конечностей человека/спортсмена (МССНК) является одним из путей повышения его (человека) скоростно-силовых возможностей [1, 5,6]. Показано [4, 5], что рекуперативные способности МССНК можно оценить, используя «упруго-вязкую» механическую модель с одной степенью свободы и «эквивалентную биомеханическую добротность» (ЭБД) . Величина ЭБД зависит от «упруго-вязких» характеристик МССНК [4]. Известно [4], что значения «упруго-вязких» характеристик МССНК могут зависеть от многих факторов, в том числе и от скорости приземления на опору. Цель работы. Изучение влияния значений скорости приземления на опору, опосредованно связанную со скоростью растяжения МССНК в фазе торможения, на значения эквивалентных «упруго-вязких» характеристик МССНК и динамику рекуперативных способностей МССНК. Методы и методика исследования. В исследовании приняли участие двое испытуемых. Первый - физкультурник, 180 см, 84 кг, 40 лет, второй – баскетболист, 188 см, 81 кг, 28 лет, МС.

Испытуемые спрыгивали с возвышения на динамометрическую платформу, приземляясь на носки выпрямленных напряженных ног, сохраняя позу приземления. На каждой высоте выполнялось по 3 попытки. Скорость приземления варьировалась изменениями высоты спрыгивания с 9 до 30 см через 3 см (1.33 – 2.77 м/с). В эксперименте использовалась динамометрическая платформа МБН, Россия. Относительная погрешность измерения вертикальной составляющей силы реакции опоры (ВСРО) – не более ±2.5%, собственная частота - не менее 350 Гц. Эквивалентные био-

механические характеристики МССНК (коэффициенты жесткости и демпфирования, ЭБД) определялись по методике [4, 5] из анализа динамограммы ВСРО тестового упражнения (рисунок 1). Данные эксперимента представлены в таблице 1.

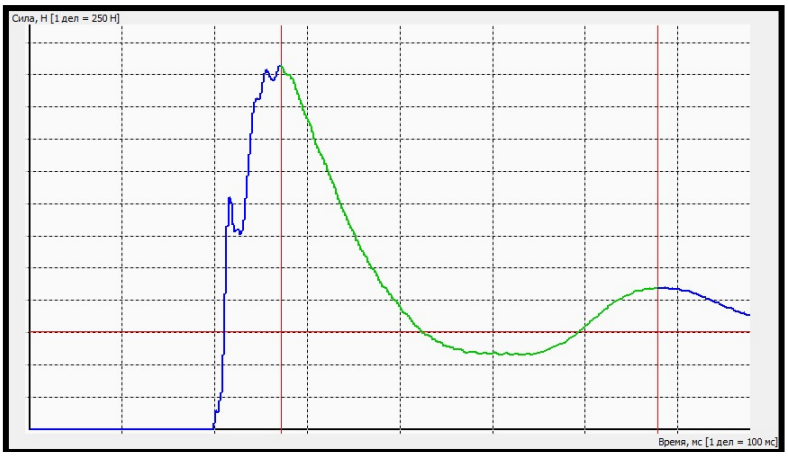


Рисунок 1 - Динамограмма вертикальной составляющей силы реакции опоры при выполнении тестового упражнения – спрыгивание на динамометрическую платформу на носки выпрямленных напряженных ног с сохранением позы приземления.

Результаты и их обсуждение. Динамика эквивалентных коэффициентов жесткости и демпфирования МССНК приведены на рисунках 2, 3, 4, 5 и в таблице 1.

У первого испытуемого максимумы этих характеристик получены на высотах 12 см (таблица 1, рисунок 2, 4) и 15 см (таблица 1, рисунки 3,5).У второго испытуемого максимумы этих характеристик получены на высоте 21 см. Для каждого испытуемого выявлена тесная статистическая взаимосвязь

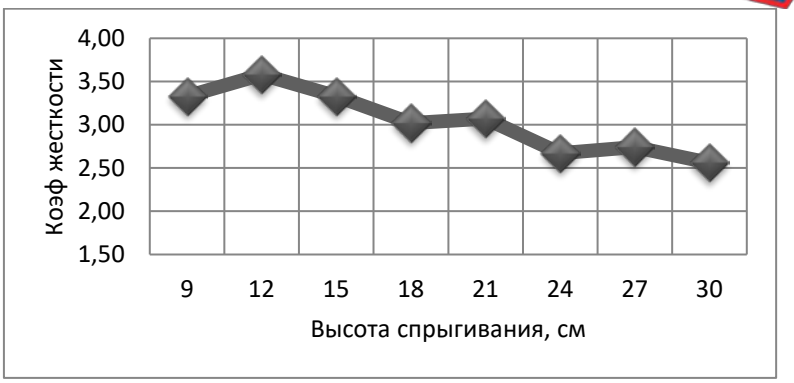


Рисунок 2 - Динамика эквивалентного коэффициента жесткости МССНК 1-го испытуемого (средние значения)

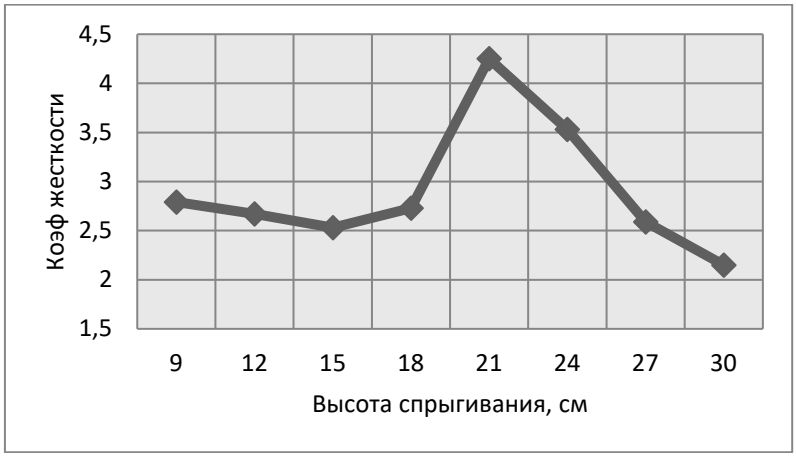


Рисунок 3 - Динамика эквивалентного коэффициента жесткости МССНК 2-го испытуемого (средние значения)

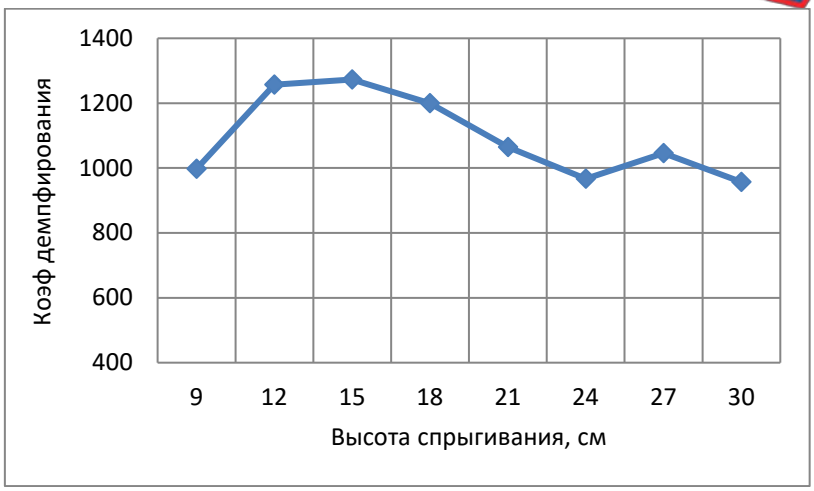


Рисунок 4 - Динамика эквивалентного коэффициента демпфирования 1-го испытуемого (средние значения).

Рисунок 5 - Динамика эквивалентного коэффициента демпфирования 2-го испытуемого (средние значения)

Таблица 1 - Средние значения исследуемых биомеханических характеристик

Высота спрыгивания, см	Коэфф. жесткости х 10^4, Н/м	Коэфф. демпфирования, Н/м/с	ЭБД
9	3.33	997	1.73
	2.79	897	1.76
12	3.58	1257	1.43
	2.67	807	1.83
15	3.33	1273	1.36
	2.53	934	1.54
18	3.02	1200	1.48.
	2.73	952	1.57
21	3.07	1065	1.54
	4.25	1520	1.23
24	2.67	967	1.61
	3.53	1378	1.24
27	2.74	1046	1.50
	2.59	991	1.47
30	2.56	957	1.59
	2.15	870	1.53

Верхняя строка – данные первого испытуемого, нижняя – второго, между этими характеристиками МССНК. У первого испытуемого $r=0.817$, $p<0.01$, $n=24$, у второго - $r=0.864$, $p<0.01$, $n=24$. Эти результаты подтверждают ранее сделанное предположение [5], что жесткость и демпфирование МССНК обусловлены одними теми же физическими и физиологическими феноменами.

Относительно динамики эквивалентного коэффициента жесткости МССНК можно сказать следующее. Известно, что хотя жесткость сухожилий больше жесткости мышц [2, 3, 6], из-за больших длин сухожилий их нельзя считать абсолютно жесткими по сравнению с жесткостью активных мышц. ТО есть при растяжении мышечно-сухожильных структур общее удлинение распределяется между активной мышцей и сухожилием. При ***«привычных»*** возмущениях мышца работает в режиме ***«коротко диапазонной жесткости»***, который характеризуется высокими значениями коэффициента жесткости мышцы [2, 3]. Если же скорость растяжения предварительно напряженных МССНК достаточна для разрыва замкнутых

актомиозиновых мостиков, суммарная жесткость МССНК может меняться в значительной степени [3, 6].Можно предположить, что максимумы эквивалентных коэффициентов жесткости (12 и 21 см) для испытуемых обусловлены «привычными режимами» их двигательной активности.

Важно отметить, что минимумы ЭБД (рис. 7, 8) отмечены на скоростях приземления, соответствующих максимумам эквивалентных коэффициентов жесткости. Дальнейший рост скорости приземления на опору ведет к росту ЭБД у обеих испытуемых. То есть, на скоростях приземления ***«интервала максимальной коротко диапазонной жесткости»*** функционирования МССНК максимизация значений эквивалентного коэффициента демпфирования ведет к уменьшению рекуперативных свойств МССНК.

Рисунок 6 - Динамика ЭБД МССНК 1-го испытуемого (средние значения)

Рисунок 7 - Динамика ЭБД МССНК 2-го испытуемого (средние значения)

Выводы.

1. Индивидуальные рекуперативные способности мышечно-сухожильных структур нижних конечностей спортсмена в значительной степени обусловлены спецификой его двигательной деятельности.

2. Степень рекуперации энергии упругой деформации мышечно-сухожильных структур нижних конечностей в режиме «коротко диапазонной жесткости» уменьшается за счет одновременного увеличения эквивалентных коэффициентов жесткости и демпфирования.

3. Можно предположить, что совершенствование рекуперативных способностей мышечно-сухожильных структур нижних конечностей будут способствовать упражнения, характеризующиеся «ударным» взаимодействием спортсмена с опорой. При этом скорость приземления на опору должна превышать скорость «интервала кротко диапазонной жесткости», то есть подбираться индивидуально.

Список использованных источников

1. Верхошанский, Ю. В. Основы специальной физической подготовки спортсменов / Ю. В. Верхошанский. — М. : Физкультура и спорт, 1988. — 331 с.

2. Гурфинкель, В. С. Скелетная мышца, структура и функция / В. С. Гурфинкель, Ю. С. Левин. – М. : Наука, 2005. – 142 с.

3. Гурфинкель, В. С. Является ли рефлекс на растяжение основным механизмом в системе регуляции вертикальной позы человека? / В. С. Гурфинкель, М. И. Липшиц, К. Е. Попов // Биофизика. – 1974. – Т. 19, вып. 4. – С. 744–748.

4. Дышко, Б. А. Оценка упруговязких свойств голеностопного сочленения / Б. А. Дышко, Б. С. Фарбер // Протезирование и протезостроение : сборник трудов. – М. : Изд-во ЦНИИПП, 1988. – Вып. 83. – С. 88— 95.

5. Дышко, Б. А. Электромеханические аналогии при функциональном анализе эквивалентных биомеханических характеристик мышечно- сухожильных структур голеностопного сустава человека / Б. А. Дышко // Теория и практика физической культуры. – 1989. - № 5. – С. 52-56.

6. Зациорский, В. М. Биомеханика двигательного аппарата человека / В. М. Зациорский, А. С. Аруин, В. Н. Селуянов. – М. : Физкультура и спорт, 1981. – С. 97–112.

ОЦЕНКА УРОВНЯ ОСВОЕНИЯ ТЕХНИКИ ПРЫЖКА НА ЛЫЖАХ С ТРАМПЛИНА ЮНЫМИ СПОРТСМЕНАМИ

Лебедев Г.К.
ФГАОУ ВО» Уральский федеральный университет
имени первого Президента России Б.Н. Ельцина»,
«Институт физической культуры, спорта
и молодежной политики»,
г. Екатеринбург, Россия

Отставание российских прыгунов на лыжах с трамплина от ведущих спортсменов Австрии, Германии, Словении и других стран вызвано прежде всего отсутствием должной конкуренции при включении в сборные команды России, заметно их отставание в параметрах подготовленности, многие из которых формируются на ранних этапах многолетней подготовки – начальной подготовки и учебно-тренировочном этапе. Необходимо обеспечить повышение специальной технической подготовленности юных лыжников-прыгунов.

Термин «техника в прыжках с трамплина» - это мастерство, которое делает возможным достижение спортсменом наилучшего результата на соревнованиях. Формирование устойчивого двигательного навыка в технике прыжка с трамплина у спортсменов обычно занимает несколько лет. Б. Йост [2] отмечал необходимость последовательного освоения уровней техники прыжка: начального уровня техники; уровня хорошей техники в нормальных условиях; уровня стабильной техники в соревновательных условиях; уровня высокой соревновательной техники; уровня техники чемпионов. Для спортсменов на этапе начальной подготовки и учебно-тренировочном этапе актуальным является последовательное достижение первых трех уровней техники прыжка.

Структура техники прыжка на лыжах с трамплина включает следующие фазы: разгон, отталкивание и начальная фаза полета, полет, приземление, выкат. Разделяя прыжок на дискретные фазы, при тренировке техники его исполнения, необходимо учитывать непрерывность и взаимосвязь комбинаций движений и переходы между этими движениями между фазами. Качество исполнения прыжка на лыжах не может быть описано через отдельную переменную, требуется оценка полного профиля выполнения прыжка. Поэтому необходимо определиться с соответствующими переменными, которые будут информативными о качестве движения прыгуна в наблюдаемых фазах.

Для оценки уровня специальной технической подготовленности юных лыжников-прыгунов нами предложены метод экспертной оценки выполнения прыжка на лыжах с трамплина, биомеханический (кинематический) анализ техники выполнения прыжков и анализ фактических результатов соревнований. Оценка кинематических параметров техники прыжка на лыжах с трамплина спортсменов ГАУ ДО СО СДЮСШОР «Аист» (г. Нижний Тагил) осуществлялась с помощью программ оценки видео изображения Dartfish (версия ProSuite 9.0) и VideoMotion (версия 4.4) на соответствие модельным характеристикам техники прыжка на лыжах с трамплина, предложенным Брунстремом А.Б. [3]. Получение видео изображений прыжка осуществлялось с помощью семи видеокамер Brickcom OB-200Np LR WDRPro-20X Kit с частотой 50 кадров в сек., установленных в соответствии с требованиями обеспечения получения изображения всех фаз прыжка без разрыва изображения.

Таблица 1 – Оценочные экспертные критерии технической подготовленности спортсменов при освоении начальной техники прыжка по результатам двух тренировочных прыжков

	Уровень подготовленности									
	Низкий			Средний			Высокий		Модельный	
	Оценка (коэффициент)									
	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
Кол-во ошибок	≥4,5	4	3,5	3,0	2,5	2	1,5	1	0,5	0

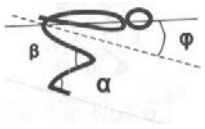
Возможные ошибки (по материалам Ю.В. Калинина [1])		
№	Фаза прыжка	Перечень ошибок
1	Разгон	Неустойчивое положение тела в стойке разгона
2		Низкая скорость разгона
3	Отталкивание	Раннее или позднее отталкивание со стола отрыва
4		Принятие неоптимальной позы в фазе отталкивания
5	Полет	Ограниченный контроль тела и лыж при принятии аэродинамической позы полета
6		Нестабильность полета, выражающаяся в ненужных движениях рук, потере контроля тела, согнутых коленях, не полностью выпрямленных ногах
7		Несимметричная и/или несбалансированная позиция рук/ног
8		Разнонаправленное расположение лыж и/или несбалансированные движения лыж
9	Приземление	Отсутствие попытки сделать «телемарк» в точке касания горы приземления и отсутствие позы «телемарк» (ступни параллельны) приземления
10		Недостаточно правильные и гармоничные движения в переходе из фазы полета в фазу приземления
11		Недостаточное преобразование приземления в мягкую позицию «телемарк» или минимальный «телемарк» в конце процедуры приземления
12		Движения руками для стабилизации устойчивости
13		Недостаточность контроля лыж (лыжи не параллельны и расстояние между лыжами больше чем 2 ширины лыж) и/или обе лыжи приземлились плоскостью (на канты)
14	Выкат	Небольшие периоды неустойчивости, обе лыжи не касаются плоскостью земли и/или не параллельны, тело не вертикально
15		Падения

Для обработки разнообразной информации, полученной в результате контрольных испытаний, и для соизмеримости было принято, чтобы все лучшие показатели различных сторон подготовленности спортсменов имели величину, равную единице. Это позволяет создать систему условной градации значений коэффициентов того или иного показателя и строить номограммы. В них по величине значений показателей были выделены четыре зоны: модельная (от 1,0 до 0,90); высокая (от 0,89 до 0,70); средняя (от 0,69 до 0,40); низкая (от 0,39 до 0).

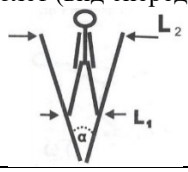
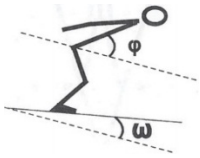
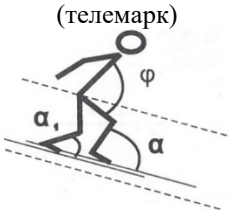
В связи с необходимостью поэтапного освоения юными спортсменами уровней техники прыжка: начальной техники, хорошей техники в нормальных условиях, стабильной техники в соревновательных условиях, нами были разработаны нормативы и дана расшифровка оценок для каждого уровня, представленные в таблицах 1-3.

Таблица 2 – Оценочные критерии технической подготовленности при освоении хорошей техники прыжка в нормальных условиях по результатам двух тренировочных прыжков

	Уровень подготовленности									
	Низкий			Средний			Высокий		Модельный	
	Оценка (коэффициент)									
	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
Кол-во ошибок	≥4,5	4	3,5	3,0	2,5	2	1,5	1	0,5	0

Модельные угловые характеристики [2,3]			
№	Фаза прыжка	Угловые характеристики	Модельные значения
1	Разгон 	Угол, образованный линией, проходящей через центры коленного и голеностопного суставов и треком разгона	α =50º-60º
2		Угол между линиями направлений бедра и голени	β =60º-70º
3		Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного сустава, ушной раковиной спортсмена и треком	γ =7º-10º

		Уровень подготовленности									
		Низкий			Средний			Высо-кий		Модельный	
		Оценка (коэффициент)									
		0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
Кол-во ошибок		≥4,5	4	3,5	3,0	2,5	2	1,5	1	0,5	0
4	Отталкивание на столе отрыва	Угол, образованный линией, проходящей через центры коленного и голеностопного суставов и плоскостью стола отрыва								α =50º-60º	
5		Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного и голеностопного суставов и поверхностью стола отрыва								β =80º-85º	
6		Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного сустава, ушной раковины и поверхностью стола отрыва								γ =20º-30º	
7	Ранняя фаза полета	Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного и голеностопного суставов и касательной к траектории полета								α =60º-65º	
8		Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного сустава, ушной раковины и касательной к траектории полета								γ =30º-33º	
9		Угол между плоскостью лыж и касательной к траектории полета								W =4º-6º	
10	Полет (вид с боку)	Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного и голеностопного суставов и касательной к траектории полета								α =45º-48º	
11		Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного сустава, ушной раковины и касательной к траектории полета								γ =30º-33º	
12		Угол между плоскостью лыж и касательной к траектории полета								W =28º-30º	

		Уровень подготовленности									
		Низкий			Средний			Высо-кий		Модельный	
		Оценка (коэффициент)									
		0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
Кол-во ошибок		≥4,5	4	3,5	3,0	2,5	2	1,5	1	0,5	0
13	Полет (вид спереди)	Угол разведения лыж								α =37º-43º	
14		Расстояние одной ноги от другой								L1=50-60см	
15		Максимальное расположение носков лыж								L2=1,2-1,5 м	
16	Подход к приземлению 	Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного сустава, ушной раковины и касательной к профилю горы приземления								γ =30º-33º	
17		Угол между плоскостью лыж и касательной к профилю горы приземления								W =5º-15º	
18	Приземление (телемарк) 	Угол, образованный линией, проходящей через центры тазобедренного сустава, ушной раковины и касательной к профилю горы приземления								W =80º-85º	
19		Угол между плечевым и коленным суставом не опорной ноги								α=70º-75º	
20		Угол между плечевым и коленным суставом опорной ноги								α1=30º-35º	

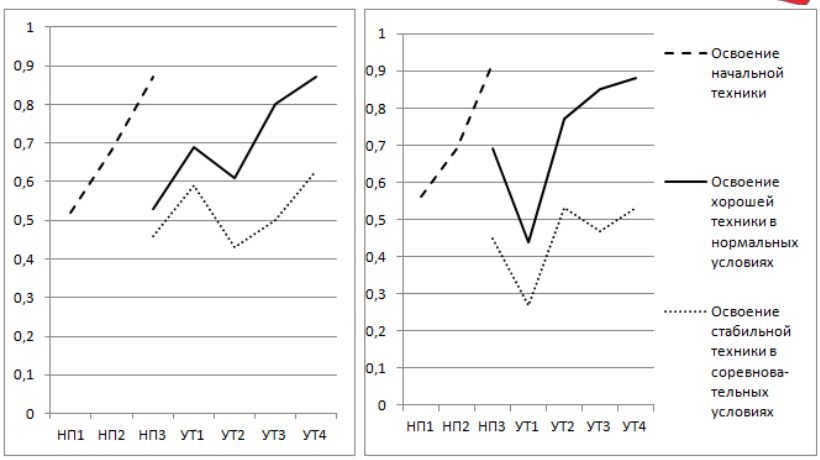
Примечание: 1) Фиксируются угловые отклонения от пределов модельных значений ≥2º. 2) Угловые характеристики спортсмена на горе разгона оцениваются за 6-8 м до края стола отрыва, на столе отрыва в завершающей части отталкивания, в ранней фазе полета в пределах 3-4 м от края стола отталкивания, на подходе к приземлению за 3-4 м от места приземления.

Таблица 3 – Оценочные критерии технической подготовленности лыжников-прыгунов в соревновательных условиях (по материалам А.А. Злыднева [3]) по средним судейским оценкам за технику прыжка на наиболее значимых соревнованиях

Уровень подготовленности									
Низкий			Средний			Высокий		Модельный	
Коэффициент (оценка)									
0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1,0
≤36	38	40	42	44	46	48	50	52	≥54

Оценка уровня освоения начальной техники и хорошей техники прыжка лыжниками–прыгунами СДЮСШОР «Аист» осуществлялось в рамках годичного тренировочного процесса в октябре 2016 г. и марте 2017 г. Уровень освоения стабильной техники прыжка на лыжах с трамплина в соревновательных условиях оценивался в октябре 2016 г. (по итогам летнего соревновательного периода) и в апреле в конце учебно-тренировочного года (по итогам зимнего соревновательного периода) по итогам наиболее значимых соревнований: первенства и чемпионата России, этапов Кубка России, Молодежных и юношеских игр. Средние значения оценок уровня освоения техники прыжка спортсменов по результатам итогового контроля в конце учебно-тренировочного года представлены на рисунке.

Установлено освоение уровня начальной техники большинством лыжников-прыгунов к концу этапа начальной подготовки НП-3. Происходит существенное снижение уровня хорошей техники в нормальных условиях и стабильной техники в соревновательных условиях у лыжников–прыгунов в группах учебно-тренировочной подготовки УТ-1 у девушек и УТ-2 у юношей из-за пубертатного периода в развитии организма. Также заметно отставание (наиболее существенно у девушек) уровня освоения хорошей техники в нормальных условиях от уровня освоения стабильной техники в соревновательных условиях в последние годы тренировочного этапа подготовки.



А Б

Рисунок – Средние значения оценок уровня освоения техники прыжка у юношей (А) и девушек (Б) разных групп подготовки по результатам итогового контроля

Исследования показали объективность предложенной системы контроля последовательного освоения трех уровней техники прыжка с помощью экспертной и судейской оценки, анализа кинематических параметров техники прыжка на лыжах с трамплина для общей оценки специальной технической подготовленности юных лыжников-прыгунов.

Список использованных источников

1. Зебзеев, Вл. В. Методика технической подготовки юных прыгунов на лыжах с трамплина : монография / Вл. В. Зебзеев, О. С. Зданович, Вик. В. Зебзеев. – Пермь : ОТ и ДО, 2016. – 86 с.

2. Йост, Б. Актуальные вопросы подготовки прыгунов на лыжах с трамплина : лекция [Электронный ресурс] / Б. Йост. – Режим доступа: https://www.youtube.com/watch?v=K_FnIcB3QJw,– Дата обращения: 1 ноября 2017 г.

3. Методика разработки комплексных целевых программ подготовки региональных сборных команд квалифицированных спортсменов на четырехлетний цикл подготовки (на примере лыжников-двоеборцев РФ) / Г. А. Сергеев, А. А. Злыднев, А. А. Яковлев [и др.] ; НГУ им. П. Ф. Лесгафта. – СПб., 2013. – 132 с.

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЖИМА ЛАДОНЬЮ И ЖИМА ПАЛЬЦАМИ У СПОРТСМЕНОВ-СКАЛОЛАЗОВ И НЕСПОРТСМЕНОВ

Мелихова Т.М., к.п.н., доцент;
Аюпов Р.А., аспирант,
ФГБОУ ВО «Уральский государственный университет физической культуры»,
г. Челябинск, Россия

Актуальность. Скалолазание вышло из альпинизма и стало самостоятельным видом спорта в середине прошлого столетия. Этот относительно молодой вид спорта не успел еще войти в состав Олимпийских игр, но считается перспективным.

Как показывает практика [1,2,3], все многообразие физических качеств, необходимых в скалолазании, имеет проявление в комплексной форме. Вместе с тем, они специфичны в каждом виде спорта, поскольку сочетание физических качеств и формы их проявления взаимосвязаны [4]. Особо выделяется синергия собственно силовых и скоростных качеств скалолаза, поэтому есть основание говорить о доминантном значении скоростно-силовых качеств в этом виде спорта.

Одним из приоритетных факторов успешной соревновательной деятельности является сила сгибателей пальцев, так как спортивным снарядом для данного вида спорта являются зацепки (опоры для рук и ног), на которых выполняются упражнения и из которых складываются прохождение дистанции. Во время этого на спортсменов воздействуют силы тяжести, площадь опоры, коэффициенты трения (зацепок, пальцев, скальных туфель и пр.), а также величина опрокидывающего момента при отрицательном наклоне поверхности.

Хват пальцами – самый эффективный способ преодоления дистанции на маршруте, имеющем мелкие выемки и выступы, и поэтому хват руками необходимо тренировать. При этом основная нагрузка концентрируется в пальцах, предплечьях и плечах. Происходит значительная локализация усилий в мышцах кисти, которые вынуждены фиксировать хват и удерживать пальцы на зацепке в определенном положении [2].

Цель исследования - дать сравнительную оценку показателей силы жима ладонью и жима пальцами спортсменов-скалолазов и не спортсменов.

Организация исследования. В исследовании принимали участие 20 юношей в возрасте 14-15 лет. Экспериментальная группа состояла из 10 человек спортсменов-скалолазов с 3-х летним стажем занятий в избранном виде спорта, контрольная группа состояла из 10 человек систематически не занимающихся спортом. Испытуемые выполняли два вида тестов:

1) С использованием кистевого динамометра (жим кистью)

2) Реверсивного (жим пальцами).

Во время эксперимента участник ведущей рукой сжимал динамометр, из трех попыток лучшая засчитывалась.

Результаты исследования. В таблице 1 представлены результаты по оценке силы мышц кисти на кистевом динамометре (жим ладонью).

Таблица 1 – Результаты исследования показателей в жиме ладонью (кг) при P≤0,05

№	ЭГ	КГ
1	43,4	45,7
2	45,8	42,5
3	44,1	43,5
4	45,3	44,3
5	44,7	47,7
6	43,2	44,5
7	44	44,4
8	44,5	45
9	43,6	43,5
10	45,5	44,8
Xср ± σ	44,41±0,75	44,59±0,91

При выполнении кистевой динамометрии у спортсменов-скалолазов и не спортсменов не выявлено статистически значимых различий средних показателей выполнения жима ладонью (P≤0,05). Средние показатели в жиме ладонью у скалолазов - 44,41 кг., а у лиц не занимающихся систематически - 44,59 кг.

Рисунок 1 – «Ведерный» хват

Отсутствие разницы результатов объясняется не использованием скалолазами «ведерного» хвата (хват круглой ручки ведра в полностью зажатом кулаке), который практически отсутствует в данном виде спорта. Строение зацепок не позволяет спортсмену сделать полноценный хват с использованием большого пальца и мышц кисти. В данном тесте точками соприкосновения являются ладонь и третья фаланга пальцев, тем самым происходит жим ладонью. Следовательно, жим ладонью не может являться объективным тестом для оценки тренированности спортсменов-скалолазов.

Таблица 2 – Результаты исследования показателей в жиме пальцами (кг) при P≥0,05

№	ЭГ	КГ
1	27,2	17
2	29	18,5
3	30,2	19,4
4	27,7	17,7
5	27,5	17,8
6	26,3	19,4
7	28,4	18,4
8	29,1	17,9
9	27,8	16,5
10	28,8	17,7
Xср ± σ	28,2±0,9	18±0,71

При выполнении кистевой динамометрии у спортсменов-скалолазов и не спортсменов выявлены статистически значимые различия средних показателей выполнения жима ладонью (P≥0,05). Средние показатели в жиме пальцами у скалолазов – 28,2 кг., а у лиц не занимающихся систематически спортом - 18 кг.

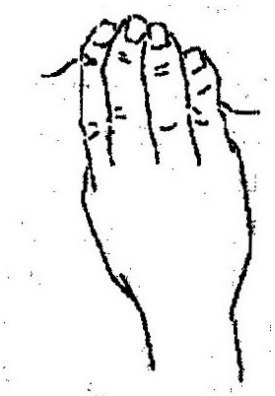


Рисунок 2 – «Коробчатый» хват

Точками соприкосновения пальцев кисти с динамометром являются вторые пясти пальцев и сгибание происходит только при помощи сгибателей пальцев. Данный тест полноценно имитирует «коробчатый» хват (хват при переносе коробок когда пальцы слегка согнуты) спортсменов на зацепки при прохождении трассы.

Выводы. Таким образом, разница показателей жима кистью у не спортсменов и скалолазов не значительна, хотя во многих скоростно-силовых видах спорта это является одной из особенностей тренированности. Также данный тест не может информативно показывать тренированность спортсменов-скалолазов.

В тесте жима пальцами показатели у скалолазов значительно превышают возможности обычных людей. Это говорит о высокой тренированности спортсменов и информативности данного теста. Следовательно, можно говорить о выявлении особенности в физической тренированности спортсменов-скалолазов в тесте жим пальцами.

Список использованных источников

1. Аюпов, Р. А. О методике развития ведущих физических качеств спортсменов-скалолазов 10-11 лет /Р. А. Аюпов //Проблемы подготовки

научных и научно-педагогических кадров: опыт и перспективы : сборник научных трудов молодых ученых. – Челябинск, 2017. – С. 3-5.

2. Дестивель, К. Подготовка скалолазов : пер. с фр. / К. Дестивель. – Екатеринбург, 1991. – С. 57.

3. Кравчук, Т. А. Разработка морфофункциональной модели скалолазов / Т. А. Кравчук // Теория и практика прикладных и экстремальных видов спорта. – 2008. – № 2 (14). – С. 21–23.

4. Мелихова, Т. М. Управление подготовки юных конькобежцев на основе комплексного контроля : учебное пособие для студентов вуза физической культуры / Т. М. Мелихова. –- Челябинск, 2012. – 54 с.

ИЗМЕНЕНИЯ ПОСТУРАЛЬНОГО БАЛАНСА ПОСЛЕ СИЛОВОЙ ТРЕНИРОВКИ

Мельников А.А., д.б.н., профессор;
ФГБУ ПОО «ГУОР по хоккею»,
Ярославль, Россия;
Николаев Р.Ю., к.б.н., доцент;
Абрамова С.В.;
ФГБОУ ВО «Рыбинский государственный авиационный технический университет имени П.А. Соловьева»,
Рыбинск, Россия;
Крошева Е.А., директор
ФГБУ ПОО «ГУОР по хоккею»,
Ярославль, Россия

Введение. Поддержание равновесия позы в статических положениях и движении является важным условием для осуществления любой формы жизнедеятельности. В спорте, например, в таких видах как хоккей, гимнастика, стрельба, единоборства, способность сохранять равновесие вертикальной позы может определять спортивный результат. Снижение эффективности постурального контроля повышает риск травм и повреждений, что может вести не только к временному уходу из тренировочного процесса, но и, часто, к прекращению спортивной карьеры [4]. С целью совершенствования функции равновесия применяются различные виды физических упражнений. Работ, посвященных выявлению эффективности различных тренировочных программ в совершенствовании регуляции

равновесия человека, достаточно много [1, 3]. Несмотря на достигнутый прогресс в понимании физиологических и биомеханических аспектов строения и функционирования системы постуральной регуляции, а также в методическом обеспечении ее совершенствования, остается ряд проблем, требующих решения. Таким образом, целью настоящего проекта является выявление эффективности различных тренировочных программ в совершенствовании регуляции вертикальной позы, а задачей настоящего исследования – оценить эффект обычной силовой тренировки в развитии способности поддержания постурального баланса у нетренированных молодых испытуемых.

Методы исследования. Организация исследования. В исследовании, на добровольной основе, приняли участие молодые студенты (возраст 17-20 лет, n=20) не занимающиеся спортом. Все студенты были разделены на две группы: экспериментальная (группа «Сила», n=10) и контрольная («Контроль», n=10). Группа «Сила» занималась 3 раза в неделю (1,5 часа в день) физическими упражнениями силовой направленности в специализированном тренажерном зале с акцентом на развитие силовых способностей мышц ног и туловища. Силовая тренировка была построена на классических принципах развития силовых способностей, используемых в атлетической гимнастике и бодибилдинге. Контроль занимался физическими упражнениями только в рамках дисциплины «Физическая культура». Группы не отличались по антропометрическим данным (массе и длине тела, обхвату груди, длине стопы).

Все измерения в обеих группах выполнялись дважды до и после периода силовой тренировки. Эффективность силовой тренировки определяли с помощью упражнения приседания со штангой на плечах.

Анализ постуральной устойчивости. Устойчивость вертикальной позы оценивали на стабилографическом АПК «Сабилан-1-02» (ОКБ «Ритм», г. Таганрог).

Обследуемые выполняли последовательно пять постуральных теста с 2 минутным интервалом отдыха между тестами. Продолжительность тестов № 1-3 составила 40 сек, тестов №4 и №5 около 60 сек.

1) Основная стойка (ОС) с открытыми глазами (ОС-ОГ-платформа) и закрытыми глазами (ОС-ЗГ-платформа).

2) ОС на поролоновом коврике (толщина 150 мм, плотность $\rho \approx 22$ кг/м^2) с ОГ (ОС-ОГ-коврик) и с ЗГ (ОС-ЗГ-коврик).

3) Основная стойка (ОС) на пресс-папье с открытыми глазами (ОС-ОГ-папье) и закрытыми глазами (ОС-ЗГ-папье).

Для анализа устойчивости вертикальной позы в тестах № 1-3 использовались два стабилографических показателя - площадь колебаний общего центра давления стоп (ОЦД) (S, мм²), который является интегральным показателем устойчивости позы в сагиттальной и фронтальной плоскости и средняя скорость колебаний ОЦД (Vср, мм/сек) – показатель напряжения постуральной регуляции [1].

Тесты № 4 и № 5 направлены на выявление эффективности постуральных сенсомоторных реакций.

4) Постуральный тест, анализирующий скорость и точность реакции вертикальным телом в ответ на зрительный сигнал. Описание. Испытуемый должен всегда удерживать маркер, характеризующий положения ОЦД, в центре «мишени», изображенной на экране монитора. Мишень через промежуток времени смещается вверх на экране монитора, а испытуемый с помощью отклонения тела вперед должен как можно быстрее установить маркер в центре мишени. По результатам теста по стабилограмме рассчитываются следующие показатели: 1) *латентный период* (сек); 2) скорость броска (*Vбросок*, %/сек); 3) *статизм* (%) – точность попадания в мишень в мишень.

5) Постуральный тест, анализирующий устойчивость вертикальной позы небольшому толкающему воздействию в вытянутые вперед руки испытуемогов условиях ОГ и ЗГ. По результатам теста рассчитываются *амплитуда отклонения* ОЦД в результате толчка, *скорость возврата* в исходное положение (ИП) после толчка, *точность возврата* в ИП.

Статистика. Различия в динамике стабилографических показателей до и после силовой тренировки определялись в группах определяли с помощью двухфакторного анализа для повторных измерений. Первым фактором были сравниваемые группы: Контроль и Сила, а вторым фактором было время проведения тестирования: до и после тренировки. Сравнение показателей до и после тренировочного периода в обеих группах проводили с помощью апостериорного критерия Newman-Keuls. Различия в показателях между группами до и после тренировочного периода определяли с помощью t-критерия Стьюдента (данные имели нормальное распределение).

Результаты.

Исходный уровень. До тренировки S в тестах ОС-ОГ, ОС-ЗГ, ОС-ОГ-коврик, ОС-ОГ-папье и ОС-ЗГ-папье не различалась между группами. Только в условиях ОС-ЗГ-Коврик площадь колебаний была больше в группе Сила, чем контроль (p=0,002). В целом, средняя S во всех условиях

стояния не отличалась между группами. Таким образом, постуральная устойчивость в группах до тренировки была одинаковой.

До тренировки Vср в тестах ОС-ОГ, ОС-ЗГ, ОС-ОГ-Коврик и ОС-ОГ-Папье не отличались между группами. Однако Vср в тестах ОС-ЗГ-Коврик (p=0,07), и ОС-ЗГ-Папье (p=0,05) была выше в группе Сила. В целом, средняя скорость колебаний ОЦД во всех условиях стояния была несколько выше в группе Сила (p=0,077), что указывает на повышенный уровень напряжения постуральной регуляции в группе Сила. Кроме того, до тренировки по мере усложнения условий стояния степень напряжения регуляции позы увеличивалась в большей мере в экспериментальной группе Сила, чем в Контроле (p=0,005).

До тренировки не наблюдалось различий в способности реагировать вертикальным телом на зрительный сигнал. Все показатели: латентный период, скорость броска к мишени, а также общее время восстановления не отличались между группами.

Группы не различались также в устойчивости вертикальной позы к слабому толчку в условиях ОГ. Однако в условиях ЗГ точность восстановления ИП в экспериментальной группе до тренировки была существенно хуже (p<0,01), чем в контроле. Таким образом, в исходном уровне до тренировки экспериментальная группа оказалась с менее развитой функцией равновесия, чем контрольная.

Эффект тренировки. В результате тренировки произошло существенное увеличение силовых способностей мышц ног: показатель в тесте приседание со штангой в группе Сила вырос на 49% (p<0,001).

S колебаний. В группе Контроль никаких существенных изменений в показателе S не выявлено (таблица 1). В группе Сила в результате 3-х месячной силовой тренировки площадь колебаний вертикальной позы изменилась только в тесте ОС-ЗГ-платформа. В других условиях стояния существенных изменений не произошло. Кроме того, никаких достоверных различий в изменении интегрального показателя постуральной устойчивости – S, между группами после периода силовой тренировки не выявлено.

Vср. В результате тренировки в группе Сила было установлено снижение скорости колебаний ОЦД в следующих тестах: ОС-ЗГ-платформа (p=0,021), ОС-ЗГ-Коврик (p=0,034) и ОС-ЗГ-Папье (p<0,0001). Напротив, в группе Контроль достоверных изменений в этом показателе за этот период не выявлено (талица1). Несмотря на выявленные различия в динамике показателей внутри групп (в Контроле не было, а в группе Сила были достоверные изменения), двухфакторный анализ выявил до-

стоверные межгрупповые различия в изменении только скорости колебаний ОЦД в условиях стояния с закрытыми глазами на пресс-папье (p=0,001).

Таблица 1 - Достоверность изменения постуральных показателей в группе Сила и Контроль за 3-х месячный период силовой тренировки

Условие стояния	Различия после периода тренировки в отдельных группах, p		Различия в изменении показателей за период тренировки между группами, p
Площадь колебаний ОЦД (S), мм^2			
ОС-ОГ-платформа	Контроль	0,992	0,445
	Сила	0,280	
ОС-ЗГ-платформа	Контроль	0,710	0,073
	Сила	**0,033**	
ОС-ОГ-Коврик	Контроль	0,303	0.,74
	Сила	0,803	
ОС-ЗГ-Коврик	Контроль	0,608	0,554
	Сила	0,745	
ОС-ОГ-Папье	Контроль	0,870	0,574
	Сила	0,961	
ОС-ЗГ-Папье	Контроль	0,107	0,866
	Сила	0,164	
Скорость колебания ОЦД (Vср), мм/сек			
ОС-ОГ-платформа	Контроль	0,298	0,887
	Сила	0,218	
ОС-ЗГ-платформа	Контроль	0,292	0,320
	Сила	**0,021**	
ОС-ОГ-Коврик	Контроль	0,462	0,970
	Сила	0,432	
ОС-ЗГ-Коврик	Контроль	0,648	0,209
	Сила	**0,034**	
ОС-ОГ-Папье	Контроль	0,172	0,722
	Сила	0,069	
ОС-ЗГ-Папье	Контроль	0,708	**0,001**
	Сила	**0,0001**	

Условие стояния	Различия после периода тренировки в отдельных группах, p		Различия в изменении показателей за период тренировки между группами, p
Показатель	**тест №4 (реакция тела на смещение мишени)**		
латентный период	Контроль	0,696	0,831
	Сила	0,934	
скорость броска	Контроль	0,908	0,455
	Сила	0,247	
статизм	Контроль	0,503	0,541
	Сила	0,136	
Показатель	**тест № 5 (устойчивость к толчку при ЗГ)**		
амплитуда отклонения	Контроль	0,985	0,836
	Сила	0,989	
скорость возврата	Контроль	0,700	0,971
	Сила	0,708	
точность возврата	Контроль	0,405	**0,044**
	Сила	**0,040**	

Примечание. Расшифровку аббревиатуры смотри в тексте.

Таким образом, применение силовой тренировки привело к снижению уровня напряжения регуляции позы в самых сложных условиях стояния: при отсутствии зрительного контроля и на подвижной опоре, пресс-папье, в других условиях различия были не достоверны. Полученные результаты наталкивают на проведение исследований по расшифровке механизмов улучшения постуральной регуляции в результате развития силовых способностей постуральных мышц.

Силовая тренировка не вызывала существенных изменений в скорости и точности реакции вертикальным телом на зрительный сигнал, то есть в ответ на смещение мишени (таблица 1). Это указывает на низкую эффективность силовой тренировки в улучшении точностных постуральных сенсомоторных реакции, связанных с обработкой зрительных сигналов.

Силовая тренировка также не имела эффекта в улучшении устойчивости вертикальной позы к маленькому толчку в условиях ОГ. Однако при отсутствии зрительной информации произошло существенное повышение точности восстановления ИП, но без изменений других показате-

лей – амплитуды и скорости реакции. Это также указывает на ограниченную эффективность силовой тренировки в совершенствовании системы регуляции вертикальной позы.

Заключение. Полученные результаты позволяют заключить, что обычная силовая тренировка оказывает положительное влияние на регуляцию вертикальной позы, однако данный эффект ограниченный. Силовая тренировка не оказала влияния на площадь колебаний вертикальной позы в изученных условиях стояния, однако снизила скорость колебаний позы в более сложных условиях стояния: при отсутствии зрительного контроля и подвижной опоре стояния, на пресс-папье. Процессы произвольного управления вертикальной позой в ответ на зрительный сигнал и в ответ на толкающее воздействие не изменялись существенно после тренировки силовой направленности. Эти результаты указывают о небольшом влиянии силовых способностей постуральных мышц на регуляцию вертикальной позы и ограниченной эффективности обычной силовой тренировки. По-видимому, существует некоторый порог силовых способностей постуральных мышц, превышение которого в результате тренировке не оказывает заметного влияния на функцию равновесия.

Список использованных источников

1. Anderson, K. The impact of instability resistance training on balance and stability / K. Anderson, D. G. Behm // Sports Med. – 2005. – V. 35(1). – P. 43 – 53.

2. Asseman, F. Effects of the removal of vision on body sway during different postures in elite gymnasts / F. Asseman, O. Caron, J. Cremieux // Intern. J. Sports Medicine. – 2005. – Vol. 26(2). – P. 116–119.

3. Hrysomallis, C. Balance ability and athletic performance / C. Hrysomallis // Sports Med. – 2011. – Vol. 41(3). – P. 221-232.

4. Murphy, D. F. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature / D. F. Murphy, A. J. Connolly, B. D. Beynnon // Br. J. Sports Med. – 2003. – Vol. 37. – P. 13–29.

ДИНАМИКА ЛИНЕЙНЫХ СКОРОСТЕЙ ЗВЕНЬЕВ ТЕЛА В ЦИКЛЕ ОДНОВРЕМЕННОГО БЕСШАЖНОГО КЛАССИЧЕСКОГО ХОДА ЛЫЖНИКОВ-ГОНЩИКОВ ВЫСОКОЙ КВАЛИФИКАЦИИ

Новикова Н.Б., к.п.н.
Санкт-Петербургский научно-исследовательский институт физической культуры (ФГБУ СПбНИИФК), г. Санкт-Петербург, Россия

Актуальность. Спортивный результат в лыжных гонках обеспечивается максимальной реализацией моторного потенциала спортсмена в условиях соревнований. Одним из значимых факторов реализационной эффективности спортсменов высокого класса является рациональная и эффективная техника движений. В последние годы значительно возросла роль одновременного бесшажного хода, что связано как с изменением технических характеристик трасс и инвентаря лыжников, так и с направленностью физической подготовки спортсменов. В настоящее время бесшажный ход применяется не только на равнине, но на подъемах различной крутизны, что стало причиной активной борьбы международной федерации лыжного спорта за сохранение традиционного классического стиля [4].

Техника современного одновременного бесшажного лыжного хода достаточно широко изучена и описана в литературе [1,2,5-7]. Можно считать очевидным кардинальное изменение характера движений и последовательности работы различных мышечных групп в бесшажном ходе, произошедшие в последние десятилетия. Большинство зарубежных исследованиях основаны на изучении техники элитных лыжников при передвижении на лыжероллерах в лабораторных условиях [5-8] Так, определено, что одним из важных факторов увеличения продолжительности цикла в одновременных ходах является эффективное отталкивание палками, сопровождающееся предварительным растяжением мышц и активным снижением центра тяжести (падение на палки) для достижения более раннего и высокого импульса силы отталкивания [7].

Одновременный бесшажный ход чаще всего применяется на равнине в гонках классическим стилем. Кинематические параметры техники этого хода на дистанциях спринта достаточно широко изучены, определе-

ны оптимальные значения пространственных и временных характеристик сильнейших спортсменов [1, 2]. Вместе с тем, на длинных дистанциях одновременный бесшажный ход применяется не только на равнине, но и на подъемах различной крутизны и его параметры при этом существенно меняются. Так, в исследованиях на лыжероллерном тредбане было показано, что по сравнению с равнинным вариантом в бесшажном ходе в подъем на 18% больше силы давления палок, пик силы отталкивания определяется позже, углы в локтевых, коленных и голеностопных суставах меньше, мах руками назад после отталкивания короче. При передвижении в подъем лыжники на 25% выше поднимают центр тяжести, максимально приподнимаясь на носки и ставят палки под более острым углом к горизонту [8].

В то же время, кинематика техники одновременного бесшажного хода на снегу может несколько отличаться от данных, полученных в лабораторных условиях. В ранее проведенных исследованиях были определены угловые характеристики одновременного бесшажного хода лыжников-гонщиков, специализирующихся на длинных дистанциях, а также особенности кинематики этого хода на равнине и подъеме в условиях, приближенных к соревновательным [3].

Мы предположили, что измерение внутрицикловых линейных скоростей движения суставных звеньев в цикле одновременного бесшажного хода высококвалифицированных лыжников-гонщиков позволит получить дополнительные данные для определения резервов повышения дистанционной скорости.

Цель нашей работы заключалась в исследовании особенностей техники одновременного бесшажного хода лыжников-дистационщиков высокого класса и определении факторов, влияющих на скорость передвижения на равнине и подъеме.

Задачи исследования:

1. Определить линейные скорости звеньев тела в цикле одновременного бесшажного хода на подъеме и равнине.

2. Установить взаимосвязь кинематических показателей и внутрицикловых скоростей звеньев тела.

3. Определить факторы повышения дистанционной скорости высококвалифицированных лыжников-гонщиков при передвижении одновременным бесшажным ходом.

Испытуемые. В исследовании приняли участие 9 лыжников гонщиков высокой квалификации (4 МС, 2 МСМК, 3 ЗМС), специализирующиеся на длинных дистанциях. Спортсмены передвигались с соревновательной скоростью на подъеме крутизной 6-7º и на равнине. Продолжитель-

ность рабочих отрезков составила 30-35 сек, время отдыха между отрезками (равномерного передвижения в аэробной зоне интенсивности) 4-5 минут, общее количество отрезков – 24.

Методы исследования. В соответствии с целью и задачами исследования применялись педагогические наблюдения, видеосъемка, видеоанализ и методы математической статистики. Видеосъемка осуществлялась неподвижной камерой, установленной перпендикулярно лыжной трассе, на расстоянии, позволяющем захватить как минимум два цикла движений спортсменов. Обработка видеозаписей производилась при помощи программы Dartfish Software 9. Измерялась средняя скорость передвижения на отрезке подъема или равнины, время выполнения цикла движений, время контакта палок со снегом (время отталкивания), а также внутрицикловая скорость движения стопы, кисти, колена, таза и плечевого сустава относительно неподвижной точки.

Обсуждение результатов исследования.

Скорость передвижения на подъеме составила в среднем 3,88 м/с, на равнине – 6,12 м/с (таблица 1). На равнине лыжники продемонстрировали значительно большую протяженность цикла движений и меньшее время выполнения отталкивания. Частота движений на равнине также на равнине была закономерно ниже, чем на подъеме. Разница в скорости самого быстрого и самого медленного спортсмена составила 0,56 м/с на подъеме и 1,06 м/с на равнине.

Таблица 1 - Средние значения кинематических характеристик одновременного бесшажного хода на подъеме и на равнине

	Скорость, м/с	Протяженность цикла, м	Время цикла, с	Частота движений, циклов в минуту	Время отталкивания руками, с
Подъем	3,88	2,83	0,73	82,13	0,37
	0,25	0,16	0,04	3,66	0,03
Равнина	6,12	4,72	0,77	77,91	0,27
	0,47	0,41	0,03	3,50	0,03

На рисунках 1 и 2 показана динамика внутрицикловых линейных скоростей звеньев тела (средние значения) в одновременном бесшажном ходе (ОБШХ). Начало графика (отметка 0 с на горизонтальной оси) соответствует постановке палок на снег.

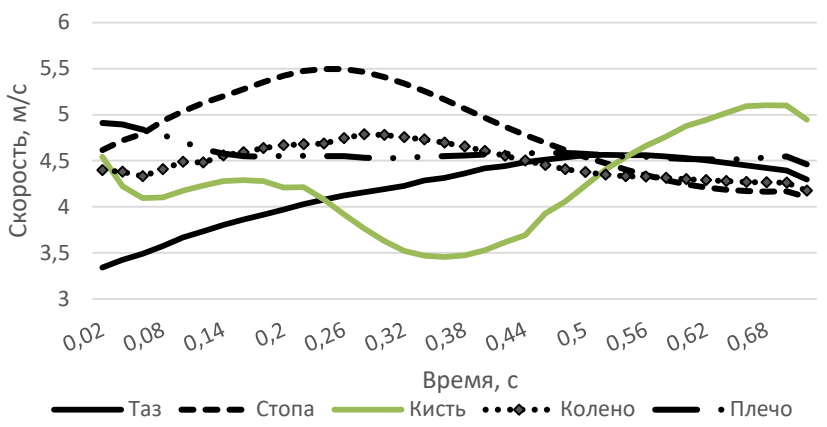


Рисунок 1 - Динамика внутрицикловых скоростей звеньев тела в цикле ОБШХ на подъеме

Графики внутрицикловых скоростей звеньев тела различаются более выраженным и более поздним увеличением скорости движения стоп на подъеме, большим изменением скорости таза в цикле хода на подъеме, более выраженным изменением скорости движения кистей рук на равнине. Скорость движения плечевого сустава относительно скорости движения других звеньев на подъеме выше чем на равнине, что по-видимому объясняется большими вертикальными перемещениями в одновременном бесшажном ходе при преодолении подъемов.

Были проанализированы индивидуальные особенности техники лыжников и определена зависимость между внутрицикловыми линейными скоростями движения суставов и кинематическими характеристиками. Установлено, что спортсмен, продемонстрировавший самую высокую скорость передвижения на подъеме, имел наименьшие изменения скорости таза в цикле хода, то есть его движение было более равномерно. Так разница в скорости таза перед началом отталкивания (минимальной) и в скорости после окончания отталкивания (максимальной) у самого быстрого спортсмена составила 1,07 м/с, а в среднем эта величина составляла 1,22 м/с. Кроме того, для более быстрых спортсменов характерны в начале отталкивания палками более высокая скорость движения колена и сто-

пы и относительно низкая скорость движения кисти.

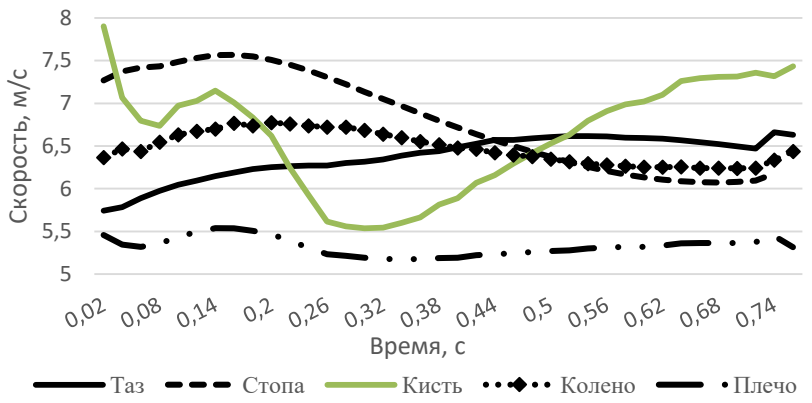


Рисунок 2 - Динамика внутрицикловых скоростей звеньев тела в цикле ОБШХ на равнине

Можно заключить, что более быстрые спортсмены, в начальный момент отталкивания опираясь на палки продвигают вперед колени и, затем, стопы, и уже после активно отталкиваются руками. При передвижении на равнине эти особенности выражены еще ярче. У спортсмена, продемонстрировавшего самую высокую скорость, внутрицикловая скорость движения таза менялась в пределах от 6,85 м/с до 7,34 м/с (разница составила всего 0,49 м/с), а в среднем в группе спортсменов разница между самой высокой и низкой скоростью таза была 0,87 м/с. Скорость движения стоп лидера в начале цикла выше средних значений на 1,2 м/с, а скорость движения колена на 0,92 м/с. Скорость движения кисти у всех спортсменов имеет сходный волнообразный характер в начале отталкивания, но у «быстрого» лыжника определяется самая высокая скорость махового движения кисти вперед во второй фазе цикла.

Выводы.

Полученные данные позволили определить факторы повышения дистанционной скорости при передвижении одновременным бесшажным ходом.

1. Активное движение коленей и стоп в первой фазе цикла одновременного бесшажного хода при одновременном снижении скорости движения кистей рук.

2. Минимизация изменений скорости центра масс тела (отсутствие резких замедлений и ускорений).

3. Активные маховые движения во второй фазе цикла одновременного бесшажного хода.

Необходимо проведение дальнейших исследований техники одновременного бесшажного хода на различном рельефе, в том числе, включающих изучение особенностей движений ведущих иностранных лыжников-гонщиков.

Список использованных источников

1. Колыхматов, В. И. Сравнительный анализ техники передвижения одновременным бесшажным ходом элитных спортсменов ведущих лыжных держав на дистанциях классического спринта / В. И. Колыхматов // Актуальные вопросы подготовки лыжников-гонщиков и биатлонистов высокой квалификации : материалы III Всероссийской научно-практ. конференции тренеров по лыжным гонкам и биатлону / Смоленская гос. акад. физ. культуры, спорта и туризма. – Смоленск, 2015. – С. 146-158.

2. Колыхматов, В. И. Одновременный бесшажный ход: основные ошибки и модельные параметры современной техники передвижения на лыжах / В. И. Колыхматов // Актуальные вопросы подготовки лыжников-гонщиков : материалы II Всероссийская научно-практ. конф. тренеров по лыжным гонкам / Смоленская гос. акад. физ. культуры, спорта и туризма. – Смоленск, 2013. – С. 129-135.

3. Новикова, Н. Б. Особенности современной техники одновременного бесшажного классического хода на длинных дистанциях лыжных гонок / Н. Б. Новикова // Инновационные технологии в системе спортивной подготовки : материалы Всероссийской научн.-практ. конф. с международным участием. – СПб., 2017. – С. 88-92.

4. Guidelines Max Pole Length Classical Technique Competitions Cross-Country [Электронный ресурс]. – Режим доступа: URL: http://www.fis-ski.com/inside-fis/document-library/cross-country/#deeplink=guildelines (дата обращения 25.08.2017)

5. Biomechanical Analysis of Double Poling in Elite Cross-Country Skiers / H.-C. Holmberg, S. Lindinger, T. Stöggl, E. Eitzlmair, E. Müller // Medicine & Science in Sports & Exercise. – 2005. – V. 37 (Issue 5). – P. 807-818.

6. Contribution of the legs to double-poling performance in elite cross-country skiers / H.-C. Holmberg, S. Lindinger, T. Stöggl, G. Björklund, E. Müller // Medicine & Science in Sports & Exercise. – 2006. – V. 38 (10). – P. 1853-1860.

7. Sandbakk, O. A Reappraisal of Success Factors for Olympic Cross-Country Skiing / O. Sandbakk, H-C. Holmberg // International Journal of Sports Physiology and Performance. – 2014. – No. 9. – P. 117-121.

8. Stöggl, T. L. Double-Poling Biomechanics of Elite Cross-country Skiers: Flat versus Uphill Terrain / T. L. Stöggl, H.-C. Holmberg // Medicine & Science in Sports & Exercise. – 2016. – V. 48 (Issue 8). – P. 1580–1589.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ТЕХНИКИ СПОРТИВНЫХ ДВИГАТЕЛЬНЫХ ДЕЙСТВИЙ В ВОЛЕЙБОЛЕ

Олейников Р.В., старший преподаватель
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники», г. Москва, г. Зеленоград, Россия

Биомеханика нападающего удара и современной подачи

Нападающий удар производится чаще всего при двойной передаче мяча и завершением у сетки. Перемещение начинается у линии нападения, угол между которой и линией разбега обычно острый. Прыжок с вытягиванием обеих рук вверх завершает разбег - игрок перекатывается с пяток на носки, а затем делает толчок от пола. Торс поворачивается в сторону ударной руки - ее в этот момент отводят назад. В наивысшей точке совершают удар по мячу вперед и вниз, направляя в зону противника. Данный удар можно совершать без разбега, с одной прыжковой ногой. Допустимы и боковые удары.

Кинематика данного удара - разбег и отталкивание.

Действие спортсмена на опору определяется моментом силы, а совершенная работа путем, пройденным центром тяжести игрока. Этот путь можно увеличить, если понизить центр тяжести к полю. Но в таком случае снижается работа, а значит сила вылета будет меньше. Чтобы этого избежать, стоит понижать ЦТ к опоре только на последних шагах.

По данным Осколковой В.А. (1954) и Зотзоп К., Коу В. (1976) понижение общего ЦТ в таком случае может составить 0.27 м. Механизм "перевернутого маятника" выражается в том, что чем ниже опустится ОЦТ, тем дальше и быстрее его придется поднимать во время отталкива-

ния. Для этого между ногой и опорой создается меньший угол (рисунок 2-I). Несмотря на сгибание ног в коленном суставе в начале действия на пол (рисунок 2), тазобедренный сустав и центр тяжести у спортсменов начинают подниматься вверх. Это также объясняется "перевернутым маятником" - поворот ноги и тела относительно точки опоры вперед-вверх. При вертикальном положении ног относительно пола перед выпрыгиванием, эффект маятника пропадает, а значит и высота вылета понижается.

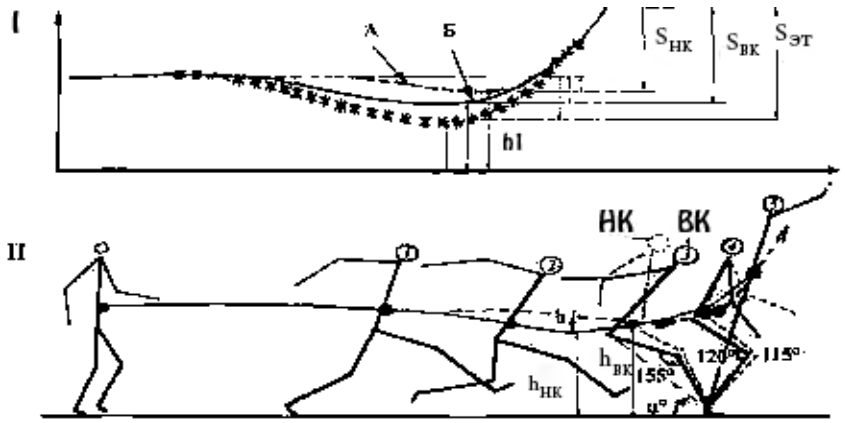


Рисунок 2 - Кинематика нападающего удара в волейболе

I - траектория ОЦТ спортсменов высокой и низкой квалификации;
II - $h_{ВК}$ и $h_{НК}$ - высота ОЦМ тела над опорой в момент постановки стопы на опору

Передача энергии упругой деформации

При установке перед прыжком, ноги разгибаются в колене до 155 градусов, а также торс наклоняется вперед. Единовременность этих движений растягивает двухсоставную головку двуглавой мышцы бедра.

После окончательного приземления на пол, эта деформация создает энергию, которая обеспечит быстрое разгибание в тазобедренном суставе.

Четырехглавая мышца при этом испытывает сильное напряжение, что позволяет легче амортизировать и быстрее разгибать ноги в момент прыжка. Спина и задняя часть ног выступает в роли единой силы, разгибающей стопу. Факт совместного участия мышц передней и задней по-

верхности бедра в выпрямлении туловища и разгибании тазобедренного и коленного суставов подтверждается данными электромиографии (рисунок 3).

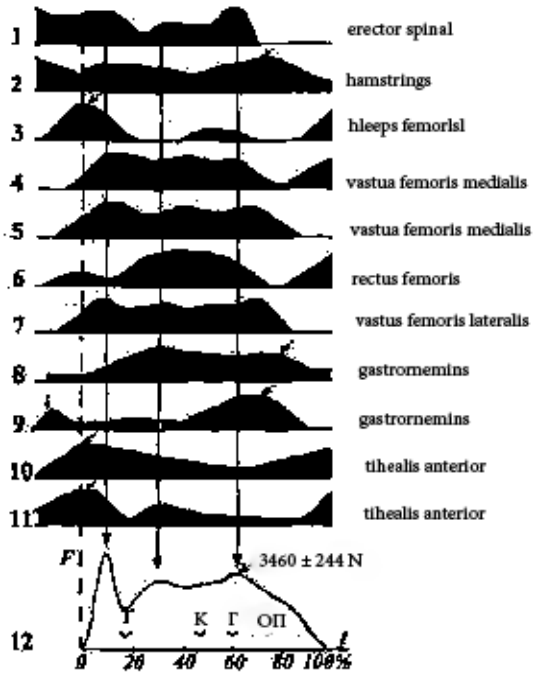


Рисунок 3 - Огибающая электрической активности мышц нижних конечностей и вертикальная составляющая сил реакции опоры

Обозначения: 1,3,5,7,9,11 и 12 - выполнение нападающего удара в волейболе;

2,4,6,8,и 10 - в прыжке после шага (напрыгивание);

Т, К, Г - момент времени начала разгибания в суставах;

ОП - отрыв пятки от опоры. Сводные данные [5].

Электрическая активность передней большеберцовой мышцы указывает на то, что она сгибает ногу в голеностопном суставе (стопу вверх) для выполнения быстрого переката с пятки на всю ногу. Таким образом,

энергию деформации в основном передают двусуставные головки мышц: икроножной, двуглавой, четырехглавой.

Оптимальное расстояние между стопами

Техника отталкивания также упирается и в более незаметные детали. Эксперименты K.P. Willson и R.M. Hees (G. У. Hay; 1975), показали, что средняя величина | расстояния между ступнями в прыжках с двух ног равна 25.4 см.

Похожие результаты были получены и в другой работе [1]. Большее или меньшее расстояние снижало высоту прыжка. Но среднее значение не даст верного результата для всех. Во-первых, при параллельном расположении ног силы I тяга будет направлена ровно вверх, а лишние "боковые" моменты примерно равны 0. Во-вторых, прямая мышца бедра крепится к гребню таза. Расстояние между гребнями таза приблизительно 25 см., что совпадает с данными экспериментов (испытуемые в работах [2] и [3] были одной возрастной группы).

Следовательно, правильная расстановка стоп определяется расстоянием между гребнями таза.

Биомеханические основы техники удара

Ударное действие делится на части:

1. Замах - увеличение расстояние между мячом и рукой.
2. Движение руки после замаха до контакта с мячом.
3. Удар - непосредственно соприкосновение.
4. Послеударное движение [4].

Основные задачи при ударе:

1. получить максимальную скорость кисти к началу удара,
2. увеличить ударную массу.

Экспериментально выявлена прямая связь между скоростью бьющего объекта и скоростью вылета мяча (См. обзор [6]). Но как получить наибольшую скорость кисти перед ударом?

Суть замаха - растянуть упругие компоненты мышц плеч, торса и бедра (прогиб туловища и сгибание ног в колене). Рассмотрим два вида замаха и нанесения удара по мячу, из исследования H. Oka, T. Okamoto, V. Kumamoto (1976).

Первый способ (рисунок 4 - А). При замахе плечо поднимается выше его обычного положения вправо - назад с одновременным прогибом и поворотом торса относительно таза.

Второй способ (рисунок 4-Б). Плечо двигается только назад, но обеспечивается максимальный прогиб.

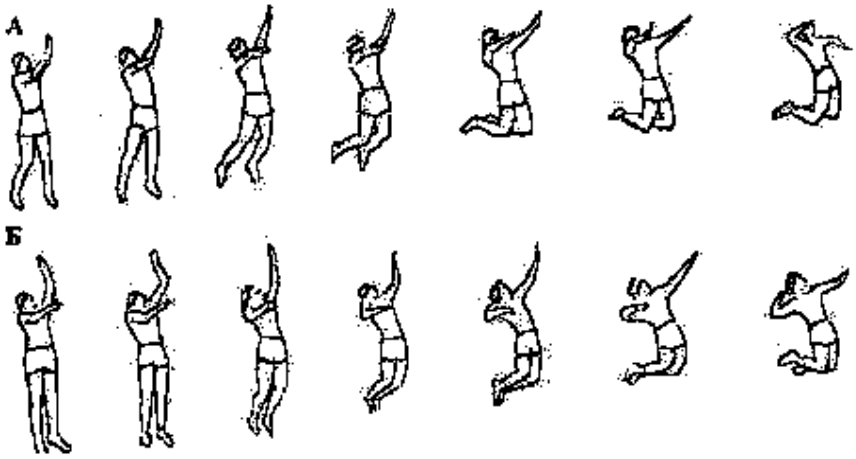


Рисунок 4 - Кинематика нападающего удара.

Замах с полностью прямой рукой нельзя считать рациональным. С прямой рукой при вращательном движении возникает больший момент инерции, которого сложно достичь быстро и который сложно остановить при уже вращающемся теле. Если прижать руку ближе к телу, то общий радиус уменьшится, а с ним в квадратичном соотношении момент инерции. Тактическое преимущество в том, что противник до момента удара не узнает направление удара. Если замах осуществляется предплечьем выше линии горизонта (рисунок 4 - А), то растягиваются упругие компоненты грудной и широчайшей мыши, а если ниже, то только грудной.

Для максимально результативного удара лучшей техникой считается вариант с максимальным радиусом вращения (увеличивается линейная скорость кисти и ударная масса). Плечо закреплено и его нельзя отводить назад. Преждевременное напряжение мышц - антагонистов резко уменьшит ускорение бьющей поверхности. Время контакта кисти с мячом при выполнении нападающего удара порядка сотой секунды, чего не хватит для корректировки движений.

Список использованных источников

1. Martin, T. P. Effects of Various Knee Angle and foot Spacing Combinations on Perfomance in the Vertical Jump / T. P. Martin, G. A. Stull // J. Research Quarterly. – 1969.

2. Гафаров, Х. З. О пропорциональности костей таза и бедренной кости / Х. З. Гафаров, П. С. Андреев //Архив анатомии, гистологии и эмбриологии, 1983.

3. Marhold, G. Zum problem des optimalen Beschieunigungswegwsbei sportlihen Hochsprugen / G. Marhold // Biomechanics J. – 1969.

4. Донской, Д. Д. Точность двигательных действий / Д. Д. Донской, В. М. Зациорский. – М., 1979.

5. Кувшинников, В. В. Биомеханический анализ прямого нападающего удара и экспериментальное обоснование эффективных средств его совершенствования : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / В. В. Кувшинников. – М., 1971. – 23 с.

6. Баротниец, Клаус. Биомеханический анализ действий в некоторых видах спортах : автореф. дис. … канд. пед. наук : 13.00.04 / Клаус Баротниец. – М., 1975. – 23 с.

ОРГАНИЗАЦИОННО-ПЕДАГОГИЧЕСКИЕ ПОДХОДЫ К СНИЖЕНИЮ ТРАВМАТИЗМА В BMX - RACING

Островенко Д.А.;
Медведев В.Г., к.п.н.
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК)», г. Москва, Россия

Актуальность. В отличие от классических велосипедов BMX – велосипед имеет всего одну передачу. Соревновательная деятельность в велоспорте – BMX предполагает преодоление дистанции на максимальной скорости, что приводит к увеличению числа травм во время тренировочной и соревновательной деятельности. В связи с этим изучение причин травматизма в BMX-Racing с целью его профилактики является актуальной проблемой [8].

Целью данного исследования было определить подходы к снижению уровня травматизма в BMX-Racing.

Испытуемые. Для исследования частоты встречаемости травм на тренировках и соревнованиях были проанализированы медицинские данные спортсменов, занимающихся на базе ГБУ «Спортивная школа олим-

пийского резерва «Нагорная» Москомспорта. Для анализа причин травм в анкетировании принимали участие 10 спортсменов (возраст 17 - 22 года, квалификация МС, КМС) и 7 тренеров СШОР «Нагорная» по велоспорту – BMX.

Методы:

1. Анализ литературных источников;
2. Педагогическое наблюдение;
3. Видеоанализ;
4. Анкетирование;
5. Экспертные оценки;
6. Методы математической статистики.

Для определения причин падения спортсменов и разработки рекомендаций по снижению травматизма экспертам (7 тренеров высшей категории) было предложено проанализировать заранее подготовленные видео с соревнований Кубка Мира в Манчестере по BMX [1] с часто встречаемыми падениями на велосипеде.

Обсуждение результатов исследования. На основе анализа отчета по частоте случаев (из числа всех занимающихся) травмирования спортсменов СШОР «Нагорная» за 2016 год нами были получены следующие результаты:

– первая степень (незначительные травмы, не требующие специального вмешательства и контроля) – 100%;

– вторая степень (мелкие надрывы, небольшие рваные раны, травмы мягких тканей, ушибы, переломы пальцев рук или ног без смещения) – 20%;

– третья степень (пациенты амбулаторные и в стационаре, переломы с минимальным смещением и незначительные травмы головы) – 30%;

– четвертая степень (пациенты, нуждающиеся в неотложном медицинском вмешательстве, серьезные переломы со смещением, требующие применения анестетиков, черепно-мозговые травмы, включая сотрясение мозга и переломы черепа) – 50%;

– пятая степень (травмы с риском для жизни, разрывы внутренних органов, тяжелые травмы головы) – 10%;

Необходимо отметить, что это данные по общим обращениям спортсменов в медчасть за 2016 г., т.е. некоторые спортсмены обращались за помощью 2 и более раз за данный период.

По частоте встречаемости выделены следующие типы травм разной степени тяжести в велоспорте BMX:

– *травмы верхних конечностей*: тренировочные занятия - 47,71%, соревнования - 19,46%;

– *травмы нижних конечностей*: тренировочные занятия - 8,67%, соревнования - 0%;

– *травмы туловища*: тренировочные занятия – 4,34%, соревнования – 2,17%;

– *травмы внутренних органов*: тренировочные занятия – 2,17%, соревнования – 0%;

– *травмы головы*: тренировочные занятия – 6,5%, соревнования – 8,67%;

– *травмы тазобедренного сустава*: тренировочные занятия – (0%), соревнования – (2,17%).

Приведенные выше данные позволяют сделать вывод о том, что спортсмены больше всего травмируются на тренировках при обучении новым техническим элементам. Многие травмы случаются из-за того, что спортсмены не используют защитную экипировку, тренировочный процесс имеет не правильную структуру. Поэтому можно предположить, что использование защитной экипировки и методически правильная организация тренировочного процесса позволит снизить количество и степень тяжести травм при занятиях велоспортом – BMX.

Проведенный видеоанализ Кубка Мира в Манчестере позволил выделить основные причины и их количество при различных падениях:

37% - столкновение с соперником,

12% - потеря сцепления с полотном трека на вираже,

51% - удар о трамплин в результате приземления.

Примеры видеорядов представлены на рисунках 1-4.

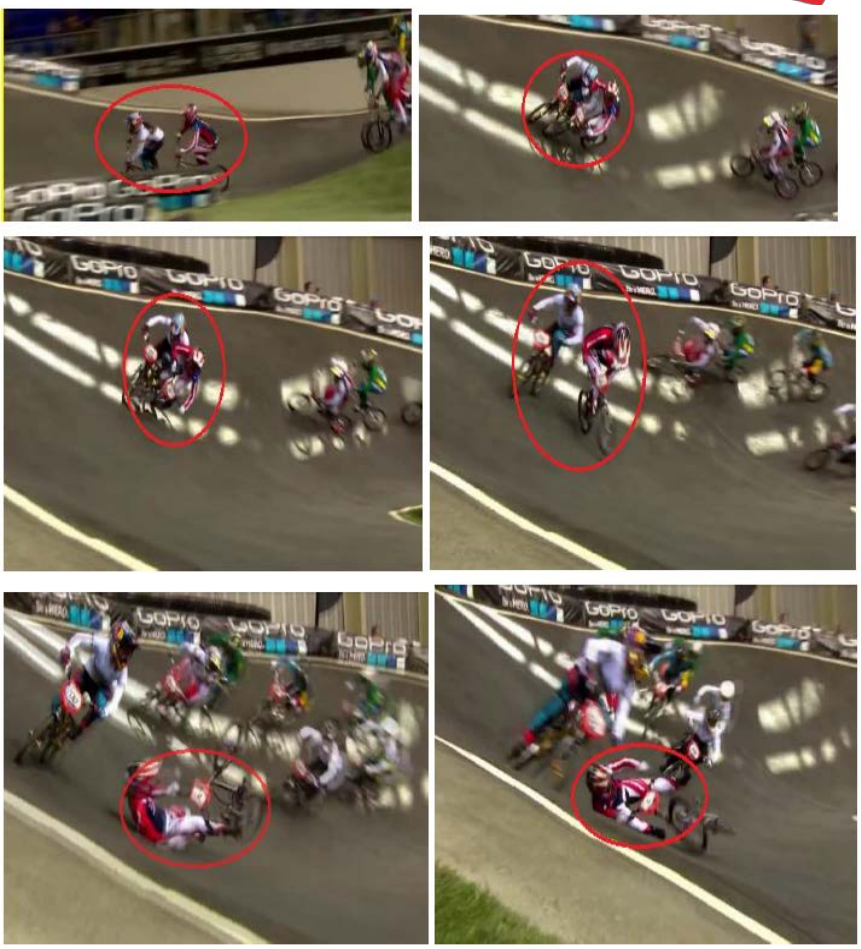


Рисунок 1 – Падение «столкновение с соперником»
(выборочный видеоряд)

Рисунок 2 – Падение «столкновение с соперником в полете»
(выборочный видео ряд)

Рисунок 3 – Падение «потеря сцепления с полотном трассы на вираже»
(выборочный видео ряд)

Рисунок 4 – Падение «удар о трамплин в результате приземления» (выборочный видео ряд)

Выводы:

1. На основе анализа сводных данных о травмах ГБУ СШОР «Нагорная» за 2016 год частота травмирования на тренировках составила 69,39 %, а на соревнованиях – 30,61 %. Причем 67,71 % травм приходится на пояс верхних конечностей.
2. Основными подходами к снижению травматизма выделены: использование эффективной экипировки спортсмена как на соревнованиях, так и на учебно-тренировочных занятиях; разбор причин частых падений велосипедистов и разучивание приёмов, позволяющих устранить подобного рода причины.
3. Для исключения травмирования вследствие низкой технической подготовленности спортсмена целесообразно проводить педагогический контроль техники прохождения различных участков велогонщиками BMX [2, 3, 4, 5, 6, 7].

Список использованных источников

1. BMX Race Crashes [Электронный ресурс] // EchoBoom Sports by The Orchard . – 2013. – Режим доступа: URL: https://www.youtube.com/watch?v=hPOtGLv1GzM.

2. Дышаков, А. С. Эффективность различных способов прохождения препятствий в BMX-race / А. С. Дышаков, В. Г. Медведев // Современные проблемы, перспективы и направления подготовки спортивного резерва и квалифицированных кадров в училищах олимпийского резерва : материалы Всероссийской науч.-практ. конференции, посв. 40-лет. юбилею МССУОР №2 Москомспорта. – М., 2017. – С. 77-80.

3. Медведев, В. Г. Методика контроля технической подготовленности велогонщиков BMX / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Фундаментальные и прикладные исследования физической культуры, спорта, олимпизма: традиции и инновации : материалы I Всероссийской научно-практической конференции, 24-25 мая 2017 г. / под ред. А. А. Передельского ; Рос. гос. ун-т физ. культуры, спорта, молодежи и туризма. – М., 2017. – С. 453-459.

4. Медведев, В. Г. Показатели результативности в BMX-Race / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Актуальные проблемы биохимии и биоэнергетики спорта XXI века : материалы Всероссийской. науч.-практ. интернет конференции с международным участием (Москва, 10-26 апреля 2017 г.) / под общ. ред. Р.В. Тамбовцевой [и др.] ; Рос. гос. ун-т физ. культуры, спорта, молодежи и туризма. – М., 2017. – С. 113-118.

5. Медведев, В. Г. Техника прохождения виражей в велоспорте – BMX / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Экстремальная деятельность человека. – 2016. – №4 (41). – С. 25-28.

6. Медведев, В. Г. Техника разгона по горизонтальной прямой в BMX-Race / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Экстремальная деятельность человека. – 2016. – № 3 (40). – С. 9-12.

7. Медведев, В. Г. Техника стартового действия в BMX-Race / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Экстремальная деятельность. – 2017. - № 1 (42). – С. 45-48.

8. Медведев, В. Г. Травматизм в BMX-Race / В. Г. Медведев, А. С. Дышаков // Экстремальная деятельность человека. – 2015. – № 2 (35). – С. 75-78.

ПОКАЗАТЕЛИ СРАВНИТЕЛЬНОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ТЕХНИКИ ВЫПОЛНЕНИЯ БРОСКОВ В ПРЫЖКЕ ГАНДБОЛИСТОВ И ГАНДБОЛИСТОК

Петрачева И.В., к.п.н.;
Котов Ю.Н., к.п.н.
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК), г. Москва, Россия

Во многом результат в игре определяется результативностью бросков, выполняемых игроками второй линии нападения с дальних и средних дистанций и игроками первой линии нападения с крайних позиций. В многолетней подготовке совершенствование технического мастерства связано с освоением разных способов бросков при использовании различных подготовительных действий. Можно с уверенностью утверждать, что на этапе подготовки гандболистов высокой квалификации среди задач технической подготовки первостепенной становится задача совершенствования техники бросков на основе результатов исследования основных биомеханических характеристик их выполнения. Повышению эффективности тренировочного процесса и определению наиболее рациональных способов выполнения бросков в гандболе способствует количественная оценка показателей техники [2,3,4].

В совершенствовании бросков определяющим является коррекция характеристик техники бросков в проведении учебно-тренировочного процесса, при которой необходимо уделять внимание показателям сравнительной эффективности техники игроков разного амплуа. В системе совершенствования техники бросков существуют особенности подготовки игроков разного амплуа, определяющиеся характером соревновательной деятельности и связанные с их индивидуальными проявлениями в технике выполнения бросков. К числу наиболее актуальных вопросов подготовки высококвалифицированных гандболистов относится решение проблемы совершенствования технического мастерства, уровень которого определяет и демонстрирует спортивный результат [1,5,6].

Методика. В данном исследовании были использованы методы количественной оценки техники броска в прыжке, которая осуществлялась с помощью аппаратно-программного комплекса «Видеоанализ дви-

жений». Регистрировались показатели техники броска с помощью специальной одноплоскостной видеосъемки с частотой 50 Гц, используя программный модуль «Star Trace Gazer» обрабатывались результаты видеосъемки.

Испытуемыми были гандболистки команды «Луч» (n=12) и гандболисты команды УОР № 2 города Москвы (n=15). Был проведен анализ техники бросков в прыжке игроками первой линии и игроков первой линии нападения. Для анализа использовались показатели бросков, лучших по скорости вылета мяча из трех попыток, выполненных каждым гандболистом. Проведенный однофакторный дисперсионный позволил выявить дискриминативные показатели техники игроков разного амплуа.

В данном исследовании для оценки эффективности техники выполнения бросков было проведено сравнение средних показателей скорости мяча и максимальных значений горизонтальных скоростей звеньев руки при выполнении бросков игроками разного игрового амплуа в финальной фазе разгона мяча. Результаты гандболистов представлены в таблице 1.

У игроков второй линии нападения значения скорости вылета мяча и максимальных скоростей отдельных звеньев руки выше по сравнению с игроками первой линии нападения. У них средний показатель скорости вылета мяча составил 24 м/с, а скорость в лучших попытках достигала 25,41 м/с. У игроков первой линии средний показатель скорости вылета мяча составил 21,7 м/с. Различия между средними показателями статистически достоверны ($p \leq 0,05$).

У игроков второй линии среднее значение максимальных скоростей лучезапястного сустава – 13,59 м/с, локтевого сустава – 10,18 м/с и плечевого сустава – 4,42 м/с.

У гандболистов первой линии нападения эти значения скоростей звеньев руки составили: 14,97 м/с, 12,22 м/с, 9,82 м/с и 4,27 м/с соответственно. У игроков второй линии нападения средние показатели максимальных горизонтальных скоростей звеньев руки выше, чем первой линии. Различия средних показателей скоростей пальца и лучезапястного сустава статистически достоверны ($p \leq 0,05$), а различия средних показателей скоростей локтевого сустава и плечевого суставов не достоверны ($p > 0,05$).

Таблица 1 – Средние показатели максимальных горизонтальных скоростей звеньев правой руки при выполнении финального разгона мяча в бросках в прыжке

Амплуа игроков	n	$\overline{x}$	σ	Min	Max	P
1. Максимальная скорость мяча, м/с						
Вторая линия нападения	8	24,00	0,64	23,44	25,41	≤0,05
Первая линия нападения	7	21,70	1,55	19,38	23,33	
2. Максимальная горизонтальная скорость лучезапястного сустава, м/с						
Вторая линия нападения	8	13,59	0,43	13,00	14,16	≤0,05
Первая линия нападения	7	12,22	1,01	10,72	13,21	
3. Максимальная горизонтальная скорость локтевого сустава, м/с						
Вторая линия нападения	8	10,18	0,47	9,52	10,98	>0,05
Первая линия нападения	7	9,82	0,73	8,65	10,51	
4. Максимальная горизонтальная скорость плечевого сустава, м/с						
Вторая линия нападения	8	4,42	0,29	4,00	4,89	>0,05
Первая линия нападения	7	4,27	0,38	3,86	4,75	

Нами были выявлены существенные различия в средних показателях максимальных значений горизонтальных скоростей звеньев руки между гандболистками первой и второй линии нападения. По скорости вылета мяча игроки второй линии нападения значительно превышают игроков первой линии. Средняя скорость вылета мяча разыгрывающих и полусредних нападающих составила 17,32 м/с, а у крайних и линейных игроков – всего 14,22 м/с. Максимальные значения горизонтальных скоростей лучезапястного и локтевого суставов игроков второй линии статистически достоверно ($p<0,05$) превышают показатели скоростей этих звеньев руки игроков первой линии нападения. У игроков второй линии нападения скорость лучезапястного сустава составила 10,49

м/с, локтевого – 8,21 м/с, а у игроков первой линии эти показатели составили всего 9,07 и 6,74 м/с соответственно.

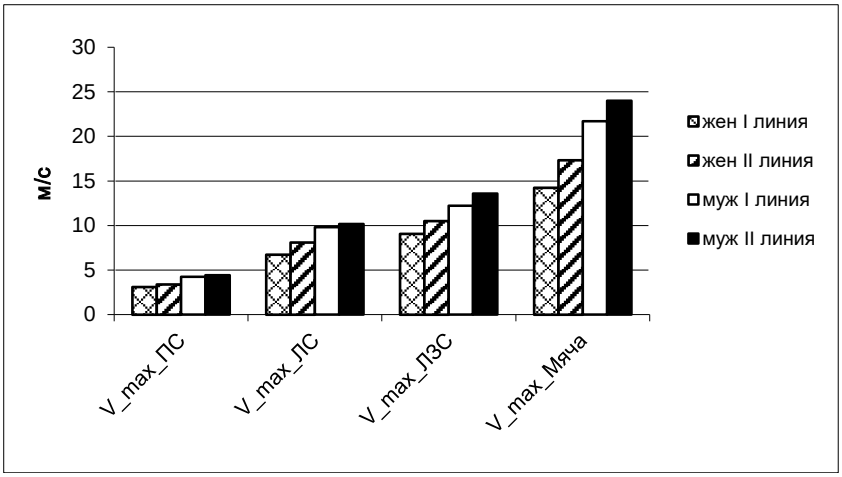


Рисунок 1 – Средние показатели максимальных линейных скоростей звеньев руки и мяча гандболисток и гандболистов высокой квалификации разного амплуа

По результатам сравнения средних показателей максимальных значений скоростей звеньев руки у игроков разного амплуа были выявлены большие различия у гандболисток. Так у гандболисток разность скоростей лучезапястного сустава составила 1,42 м/с, локтевого – 1.37 м/с и плечевого сустава – 0,26 м/с -, а у гандболистов эти показатели составили всего 1,37 м/с, 0,36 м/с и 0,15 м/с соответственно. Результаты этого сравнения представлены на рисунке 2.

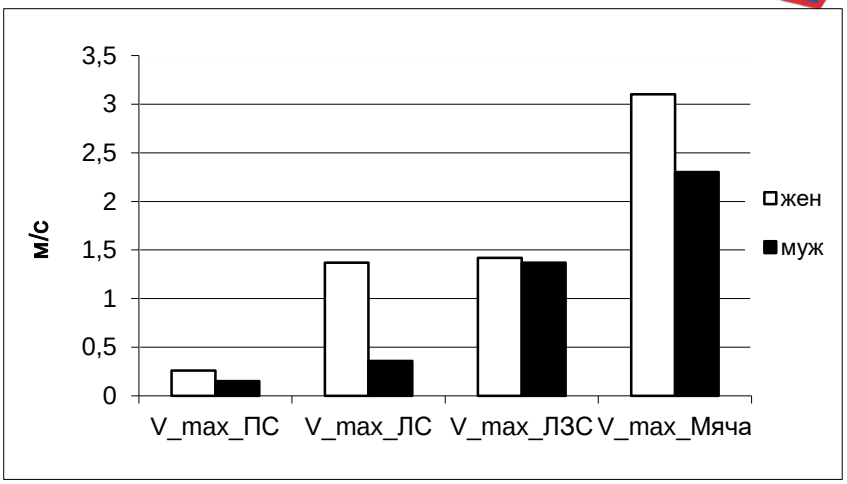


Рисунок 2 – Средние показатели максимальных линейных скоростей звеньев руки и мяча гандболистов высокой квалификации разного амплуа

Таким образом, сравнительный анализ биомеханических показателей техники бросков гандболистов и гандболисток сборной команды и суперлиги чемпионата России дал возможность выявить гендерные различия в технике выполнения бросков в прыжке. В результате проведенного анализа кинематических параметров разгона звеньев руки были выявлены большие различия между игроками первой и второй линий нападения у женщин, чем у мужчин.

Список использованных источников

1. Игнатьева, В. Я. Подготовка гандболистов на этапе высшего спортивного мастерства / В. Я. Игнатьева, В. И. Тхорев, И. В. Петрачева. – М. : Физическая культура, 2005. – 267 с.

2. Петрачева, И. В. Биомеханизм движения маховых звеньев при выполнении гандбольных бросков в прыжке / И. В. Петрачева, Ю. Н. Котов, М. Кайс // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием, 24-26 ноября 2016 г. / Моск. гос. акад. физ. культуры ; ред.-сост. А. Н. Фураев. – Малаховка, 2016. – С. 113-118.

3. Ohniec, K. Comparison of kinematic parameters of jump shot performance by female handball players of different ages / K. Ohniec, L. Antekolovi, I. Grui // Journal of act kinesiology. – 2010. – N 2. – P. 33-40.
4. Pori, P. Jump shot performance in team handball-a kinematic model evaluated on the basis of expert modeling / P. Pori, M, Bon, M. Šibila // Journal faculty of sport. – 2005. – N 1. – P. 40-49.
5. Sommervoll, Y. Effects of gender and teaching experience in kinematic and contemporary aspects overarm throwing technique / Y. Sommervoll // Journal faculty of social sciences and technology. – 2005. – N 6. – P. 25-27.
6. Wagner, H. Performance and kinematics of various throwing techniques in team-handball / H. Wagne // Department of Sport Science and. Journal of Sports Science and Medicine. – 2011. – № 10. – P. 73-80.

ОСОБЕННОСТИ РЕГУЛЯЦИИ ПРОИЗВОЛЬНЫХ БЫСТРЫХ ЦИКЛИЧЕСКИХ ДВИЖЕНИЙ С ИЗМЕНЕНИЕМ ИХ НАПРАВЛЕНИЯ ПО ДАННЫМ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ

Пискунов И.В., аспирант;
Моисеев С.А., к.б.н.
ФГБОУ ВО «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта»,
г. Великие Луки, Россия

Актуальность. Электрические явления рассматриваются как неотъемлемая часть физиологических процессов, лежащих в основе регуляции произвольных движений человека [5]. При изучении физиологических механизмов, лежащих в основе управления произвольными движениями человека, нередко используется методика регистрации биоэлектрической активности скелетных мышц, принимающих активное участие в реализации двигательного действия в совокупности с видеорегистрацией и методом видеоанализа [6,7]. Такой подход используется в ряде работ по изучению локомоций, в которых получены сведения о характеристиках биоэлектрической активности скелетных мышц при выполнении ходьбы и бега с разной скоростью по прямой, приводятся данные о порядке включения и выключения мышц в работу [1,4]. Однако, весьма скудны сведения об особенностях функционирования нервно-мышечного аппарата

спортсмена в условиях изменения траектории бега с максимальной скоростью, а также о взаимодействии мышц-антагонистов при работе такого рода.

В связи с этим целью данной работы явилось изучение особенностей регуляции быстрых произвольных циклических движений при изменении траектории бега по данным электромиографической активности скелетных мышц и кинематической структуры бегового шага.

Методы и организация исследований. В экспериментах приняли участие 12 спортсменов 20-25 лет, специализирующихся в беге на короткие дистанции, разной спортивной квалификации - от I взрослого разряда до кандидата в мастера спорта. Исследования были одобрены комитетом по этике ВЛГАФК и получено информированное письменное согласие испытуемых на участие в экспериментах в соответствии с принципами Хельсинской декларации.

Испытуемые выполняли бег с максимальной скоростью по прямой с интервалами отдыха между попытками до полного восстановления, затем в аналогичных условиях выполняли бег по виражу. Исследования проводились после предварительной разминки. Регистрировали кинематические и электромиографические параметры.

Кинематические параметры бегового шага регистрировали с помощью системы 3D-анализа (Qualisys, Швеция). Светоотражающие маркеры размещались на следующих антропометрических точках сегментов тела: вертельной, верхнеберцовой, нижнеберцовой, конечной. На основании 3D-видеоанализа беговой шаг был разделен на 4 фазы: разведение стоп в полете, сведение стоп в полете, подседание, отталкивание (рисунок1).

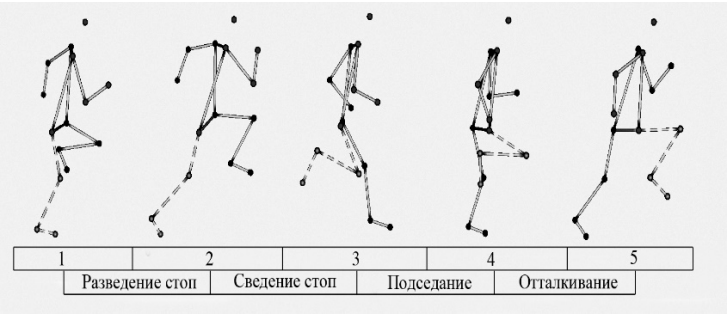


Рисунок 1 - Структура бегового шага (анализировали параметры левой конечности – на рисунке показана непрерывной линией)

Примечания: *1 – отрыв правой ноги от опоры; 2 – наибольший вынос стопы левой ноги;*

3 – постановка левой ноги на опору; 4 – разгибание левой ноги в коленном суставе;

5 - отрыв левой ноги от опоры.

Регистрацию электромиограмм выполняли с помощью 16-ти канального биомонитора «МЕ 6000» (Финляндия). Регистрировали электрическую активность следующих скелетных мышц: двуглавой бедра (ДБ), прямой бедра (ПБ), внутренней широкой бедра (ВБ), наружной широкой бедра (НБ), камбаловидной (КМ), передней большеберцовой (ПБМ). Анализировали следующие параметры ЭМГ: длительность электроактивности, среднюю амплитуду электромиограмм, частоту следования биопотенциалов.

Вычисляли следующие статистические параметры: среднее арифметическое (М), ошибку среднего арифметического (m), коэффициент реципрокности. Коэффициент реципрокности определялся как отношение амплитуды ЭМГ антагониста к амплитуде ЭМГ агониста и выражался в процентах. Достоверность различий определяли с помощью непараметрического критерия Вилкоксона для парных сравнений.

Результаты и их обсуждение. В предварительных исследованиях были зарегистрированы и проанализированы электромиограммы 24 скелетных мышц, которые, согласно данным, представленным в публикациях по динамической морфологии [3], могли активно участвовать в реализации бегового шага. На основе такого анализа были выявлены 6 скелетных мышц, которые проявляли наибольшую электроактивность во время бега.

Биоэлектрическая активность мышц имела свои специфические особенности, отражающиеся в длительности их электроактивности, величинах средней амплитуды и частоты биопотенциалов. В таблице 1 представлены величины амплитуды ЭМГ при беге с изменением траектории движения в разных фазах бегового шага.

Установлено, что в фазе разведения стоп в полете, амплитуда ЭМГ снижалась в ДБ и мышцах голени, в большей степени в передней большеберцовой мышце – 22,7%, по отношению к бегу по прямой, при этом происходит снижение длительности электроактивности всех регистрируемых мышц. В данной фазе было зарегистрировано увеличение коэффициентов реципрокности мышц бедра и стопы (таблица 2). Длительность данной фазы при беге по виражу была на 800мс больше, чем при беге по прямой.

Таблица 1 - Амплитуда ЭМГ при беге с максимальной скоростью по прямой и виражу, M ± m, n = 12

Направление	Фазы бегового шага	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**
Бег по прямой	Разведение стоп	987,1± 211,6	65,4± 7,7	168,5± 18,1	152,2± 30,6	275,6± 36,6	339,0± 23,5
	Сведение стоп	880,2± 152,8	156,7± 15,1	484,1± 44,4	436,2± 33,1	362,7± 28,2	291,5± 16,5
	Подседание	797,8± 129,5	305,4± 54,7	478,8± 63,0	377,2± 26,3	642± 49,1	191,9± 35,0
	Отталкивание	605,1± 178,3	130,6± 19,9	135,9± 31,0	96± 20,6	328,8± 68,1	158,7± 33,5
Бег по виражу	Разведение стоп	812,6± 151,4	76,7± 15,3	189,6± 20,5	207,44 ± 27,1	252,6± 33,7	227,2± 33,5
	Сведение стоп	870,3 ± 117,9	182,6± 14,7	518,3± 61,8	484,1± 48,3*	362,4± 41,6	261,9± 12,2*
	Подседание	991,6± 170,2	254,8± 36,2	363,3± 43,6	354± 43,2	123,7± 53,8	549,7± 40,4
	Отталкивание	1041,5 ± 235,9	147,4± 32,0	138,9± 34,9	137,7± 26,2*	358,5± 72,2*	197± 27,1

Примечания: ** - достоверность различий между значениями в соответствующих фазах при беге по прямой и виражу (P<0,05). 1- двуглавая бедра, 2- прямая бедра, 3-внутренняя широкая бедра, 4- наружная широкая бедра, 5- камбаловидная, 6- передняя большеберцовая.*

В фазе сведение стоп в полете электроактивность мышц передней поверхности бедра увеличивалась по сравнению с бегом по прямой на 16,6% у ПБ, 7% - ВБ, 11% - НБ. У мышц голени отмечалось снижение амплитуды ЭМГ на 5% по сравнению с бегом по прямой. Длительность электроактивности изменялась незначительно на 1-2%.Коэффициенты реципрокности мышц бедра не претерпевали существенных изменений при смене направления бега, однако, для мышц голени коэффициент реципрокности достоверно увеличился (таблица 2). Длительность фазы сведения стоп в полете была больше на 100мс, чем при беге по прямой.

При выполнении бегунами подседания амплитуда ЭМГ ДБ увеличивалась на 24%, а в ПБМ зарегистрировано повышение - более чем в 2

раза. В других исследуемых мышцах отмечено снижение электроактивности, в сравнении с бегом по виражу, в разной степени, например, ВБ – на 24%, КМ – на 80%. Продолжительность пороговой электроактивности в данном случае снижалась при изменении направления бега в ПБ и увеличивалась в НБ, ПБМ, остальные мышцы имели одинаковую продолжительность электроактивности в обоих экспериментальных условиях. Было зарегистрировано снижение коэффициентов реципрокности у мышц-антагонистов бедра на 26-40%, и увеличение у мышц-антагонистов голени на 21% в данной фазе бегового шага (таблица 2). Время данной фазы при беге по виражу было больше на 300мс.

Таблица 2 - Коэффициенты реципрокности (%) мышц - антагонистов бедра и голени, M ± m, n=12

Направ-ление	Фазы бегового шага	**1**	**2**	**3**	**4**
Бег по прямой	Разведение стоп	12,1±2,3	28,1±4,7	25,4±6,0	78,7±3,4
	Сведение стоп	25,2±4,1	78,0±4,8	70,7±10,4	43,3±4,6
	Подседание	38,2±5,2	60,0±5,3	47,2±6,3	29,9±4,8
	Отталкивание	21,5±1,9	22,4±3,1	15,8±5,2	48,2±5,1
Бег по виражу	Разведение стоп	17,9±6,1	38,4±7,5	42,1±8,1	89,0±5,3
	Сведение стоп	27,9±4,1	72,6±9,8	69,7±9,6	79,6±7,6*
	Подседание	25,7±5,3	36,6±5,3	35,7±5,8	35,5±5,1
	Отталкивание	14,2±5,4	13,3±6,9	13,3±4,4	55,0±6,1

Примечания: ** - достоверность различий между значениями в соответствующих фазах при беге по прямой и виражу (P<0,05). 1- прямая бедра-двуглавая бедра, 2- внутренняя широкая бедра-двуглавая бедра, 3- наружная широкая бедра-двуглавая бедра, 4- передняя большеберцовая-камбаловидная.*

В фазе отталкивания электромиографические параметры исследуемых скелетных мышц претерпевали существенные изменения в сравнении с бегом по виражу. Так, амплитуда ЭМГ возросла в ДБ - на 72%, НБ - на 42%, КМ и ПБМ – на 9% и 24%, при этом увеличивалась и длительность

электроактивности всех исследуемых мышц, кроме прямой бедра. Анализ коэффициентов реципрокности показал их увеличение для мышц-антагонистов бедра и, наоборот, снижение для мышц голени. Длительность данной фазы была больше при беге по виражу, чем при беге по прямой на 300мс.

Такие изменения внутренней структуры движения могут быть связаны с тем, что в процессе выполнения бегового шага по виражу на спортсмена действует продольная компонента центробежной силы, прижимающая его к опоре [2]. Для преодоления такого воздействия необходима активация большего количества двигательных единиц, вследствие чего, названные мышцы развивают более значительное по величине усилие, чем при беге по прямой и, тем самым, обеспечивают эффективное отталкивание с необходимыми кинематическими и динамическими характеристиками.

Заключение. Смена направления бега с максимальной скоростью обеспечивается определенными изменениями регуляторных механизмов, проявляющихся в модификации координационной структуры движения и биоэлектрической активности скелетных мышц, активность которых определяет соответствующие кинематические и динамические характеристики бегового шага. Электроактивность ряда мышц при беге по виражу значительно возрастает, меняются реципрокные отношения мышц-антагонистов, что, вероятно, связано с необходимостью преодоления действующей на бегуна в этот период центробежной силы.

Список использованных источников

1. Бальсевич, В. К. Онтокинезиология человека / В. К. Бальсевич. – М. : Теория и практика физической культуры, 2000. – 275 с.

2. Жилкин, А. И. Легкая атлетика : учебное пособие для студ. высш. пед. учеб. заведений / А. И. Жилкин, В. С. Кузьмин, Е. В. Сидорчук. – М. : Академия, 2006. – 464 с.

3. Иваницкий, М. Ф. Анатомия человека (с основами динамической и спортивной морфологии) : учебник для ин-тов физ. культуры / М. Ф. Иваницкий ; ред. Б. А. Никитюк, А. А. Гладышева, Ф. В. Судзиловский. – 9-е изд. – М. : Человек, 2014. – 624 с.

4. Повышение эффективности маховых движений при беге посредством чрескожной электрической стимуляции спинного мозга / Е. А. Михайлова, В. А. Козлов, В. Ю. Ершов, Р. М. Городничев // Теория и практика физической культуры. – 2015. - № 6. – С. 29-32.

5. От нейрона к мозгу : пер. с англ. / Дж. Г. Николлс, Р. Мартин, Б. Валлас, П. Фукс. – 2-е изд. – М. : ЛКИ, 2008. – 672 с.

6. Integration of sensory, spinal, and volitional descending inputs in regulation of human locomotion / Y. Gerasimenko, P. Gad, D. Sayenko, Z. McKinney, R. Gorodnichev, A. Puhov, T. Moshonkina, A. Savochin, V. Selionov, T. Shigueva, E. Tomilovskaya, I. Kozlovskaya, V. Reggie Edgerton // Journal of Neurophysiology. – Published 1 July 2016. – Vol. 116, № 1. – P. 98-105.

7. Paradisis, G. Electromyographic activity during sprinting on horizontal, uphill and downhill surfaces / G. Paradisis, C. Cooke, A. Bissas. // Crossing Borders Through Sport Science : 21st Annual Congress of the European College of Sport Science ECSS, Austria, 6-9 July 2016. - Vienna 2016.

МОЩНОСТЬ ЦЕЛЕНАПРАВЛЕННОГО ДВИЖЕНИЯ СПОРТСМЕНА ПРИ ВЗАИМОДЕЙСТВИИ СО СНАРЯДОМ

Покатилов А.Е.; Загревский В.И., д.п.н., профессор;
Лавшук Д.А., к.п.н., доцент; Воронович Ю.В.
Могилевский государственный университет им. А.А. Кулешова
г. Могилев, Республика Беларусь

Актуальность. Современное состояние теории и практики биомеханических исследований в таких сложно-координированных видах как спортивная гимнастика обуславливает потребность в дальнейшем развитии методов анализа и синтеза целенаправленного движения спортсмена. В случае взаимодействия человека со спортивным снарядом, последний может оказывать существенное влияние на технику выполнения упражнения. Такая картина наблюдается в спортивной гимнастике при выполнении упражнений, например, на перекладине. Последняя является упругой опорой для спортсмена и деформируясь динамически влияет на все кинематические и динамические параметры движения. Это, в свою очередь, требует развития методов оценки влияния спортивных снарядов на технику упражнений.

Целью данного исследования является разработка метода оценки эффективности движения спортсмена по энергетическим показателем целенаправленного движения, в качестве которого выбрана мощность движения.

Испытуемые. Исследование выполнено на примере большого оборота назад на перекладине в спортивной гимнастике. В исследовании приняло участие 10 гимнастов разной квалификации в возрасте от 10 до 25 лет. В данной работе результаты вычислительного эксперимента на ПЭВМ при компьютерном моделировании спортивного упражнения показаны для упражнения, выполняемого мастером спорта РБ Ю. К-в.

Методы исследования. Для получения информации о траектории движения биомеханической системы использовался метод видеоанализа. Для этого велась одновременная съемка движений спортсмена и деформации упругого грифа перекладины разными видеокамерами, кадры которых синхронизировались световыми импульсами.

Механо-математические модели разрабатывались на основании соответствующих разделов теоретической механики и теории механизмов и маши [1].

Расчет по результатам траекторных измерений и теоретическим моделям выполнялся в программе *MathCad* 14.0.

Результаты и их обсуждение. В результате расшифровки видеозаписи большого оборота назад на перекладине [2] и вычислительного эксперимента получены значения моментов управляющих сил мышечной системы $M_{i,i-1}$ относительно каждого *i*-го сустава принятой модели и значение движущего момента всей биомеханической системы (БМС) относительно грифа перекладины $M_{1,0}$.

При выводе необходимых уравнений для мощности целенаправленного движения учитывалась скорость изменения суставного угла. Другим важным моментом являлся тот факт, что относительно самого спортивного снаряда действует движущий, а не управляющий момент, что не означает отсутствия воздействия человеческих рук за счет мышц на опору. При этом усилия спортсмена направлены не только на преодоление трения в контакте рук с опорой, но в большей степени на деформацию грифа перекладины.

Мощность при движении относительно единичного сустава биомеханической системы составляет

$$P_{O_{i-1,i}}^{Б1} = M_{i,i-1}\dot{Q}_{i,i-1} = M_{i,i-1}\left(\dot{Q}_i - \dot{Q}_{i-1}\right) \qquad (1)$$

Здесь $\dot{Q}_{i,i-1}$ – относительная суставная угловая скорость, $\dot{Q}_i$, $\dot{Q}_{i-1}$ – угловые скорости сопряженных звеньев.

Мощность в целом, вырабатываемая спортсменом для управления движением звеньев, равна

$$P_{БМС}^{\sum Б} = \sum_{i=2}^{N} \left| M_{i,i-1} \left(\dot{Q}_i - \dot{Q}_{i-1} \right) \right| \qquad (2)$$

В развернутом виде, с учетом уравнения управляющего момента, получим

$$P_{O_{i-1,i}}^{Б1} = \left[g \sum_{j=i}^{N} C_{ij} \cos Q_j + \ddot{L}_0 \sum_{j=i}^{N} C_{ij} \sin\left(Q_0 - Q_j\right) + 2\dot{L}_0 \dot{Q}_0 \sum_{j=i}^{N} C_{ij} \cos\left(Q_0 - Q_j\right) + \right.$$
$$\left. + \sum_{k=0}^{N} \sum_{j=i}^{N} A_{jk} \ddot{Q}_k \cos\left(Q_k - Q_j\right) - \sum_{k=0}^{N} \sum_{j=i}^{N} A_{jk} \dot{Q}_k^2 \sin\left(Q_k - Q_j\right) \right] \left(\dot{Q}_i - \dot{Q}_{i-1} \right) \qquad (3)$$

Для мощности всей мышечной системы, вырабатываемой при управлении движением, используем выражение

$$P_{БМС}^{\sum Б} = \sum_{i=1}^{N} \left| \left[g \sum_{j=i}^{N} C_{ij} \cos Q_j + \ddot{L}_0 \sum_{j=i}^{N} C_{ij} \sin\left(Q_0 - Q_j\right) + 2\dot{L}_0 \dot{Q}_0 \sum_{j=i}^{N} C_{ij} \cos\left(Q_0 - Q_j\right) + \right.\right.$$
$$\left.\left. + \sum_{k=0}^{N} \sum_{j=i}^{N} A_{jk} \ddot{Q}_k \cos\left(Q_k - Q_j\right) - \sum_{k=0}^{N} \sum_{j=i}^{N} A_{jk} \dot{Q}_k^2 \sin\left(Q_k - Q_j\right) \right] \left(\dot{Q}_i - \dot{Q}_{i-1} \right) \right| \qquad (4)$$

Здесь $i > 1$. При расчете также и мощности движущего момента относительно спортивного снаряда имеем $i > 0$. В уравнениях коэффициенты, зависящие от спортивного снаряда и масс-инерционных характеристик человеческого тела, обозначены как C_{ij} и A_{jk} [3], обобщенные координаты, скорости и ускорения показаны для опоры как Q_0, $\dot{L}_0$, $\dot{Q}_0$, $\ddot{L}_0$, а для биомеханической системы в виде Q_j, $\dot{Q}_i$, $\ddot{Q}_k$.

Особенностью выражений (2) и (4) является суммирование мощностей движений звеньев относительно соответствующих суставов по абсо-

лютным величинам. Такой подход позволяет рассчитать мощность движения всей биомеханической системы – знаки развиваемой мощности только исказили бы конечный результат.

На рисунке 1 представлена кинетограмма большого оборота назад на перекладине в исполнении м/с *РБ* Ю. К-а.

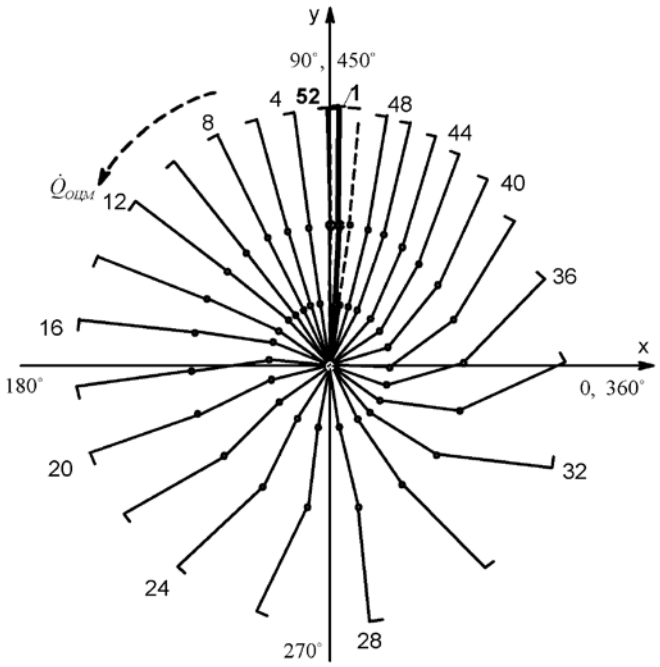


Рисунок 1 – Кинетограмма большого оборота назад на перекладине

Результаты расчета с использованием исходных данных, полученных в натурном эксперименте, показаны в виде графиков на рисунках 2, *а*, *б*. Вычисления выполнены с помощью программы, записанной в *MathCad* 14.0. Графики рисунка 2, *а* показывают изменение мощностей, вырабатываемой *БМС* при вращении звеньев относительно суставов, в зависимости от углового положения общего центра масс (*ОЦМ*) биомеханической системы. Подобный подход является более информативным в

сравнении с анализом, в котором в качестве независимого аргумента представлено время движения.

В данном исследовании биомеханическая система моделировалась трехзвенной кинематической цепью, поэтому в расчете использовались управляющие моменты только относительно плечевого (рисунок 2, *а*, кривая 1) и тазобедренного (рисунок 2, *б*, кривая 2) суставов. Кривая 3 рисунка 2, *а* носит интегральный характер, показывая мощность, вырабатываемую мышечной системой при движении звеньев *БМС* относительно обоих суставов сразу.

Здесь не рассматривается роль, которую в данный момент играет каждое конкретное мышечное усилие: проявляется ли оно как сила сопротивления или же является движущей силой.

Рисунок 2, *а* позволяет определить как наиболее энергетически затратные участки траектории, так и самые экономичные, то есть те, на которых влияние мышечной системы на развиваемую мощность минимально.

Максимальная мощность, развиваемая мышечной системой в рассматриваемом примере, достигает примерно 760 *Вт*. В другие моменты времени мощность не превышает 200 *Вт* (рисунок 2, *а*).

Для расчета мощности движущего момента биомеханической системы возьмем за основу формулу (3), учитывая, что в этом случае в уравнении необходимо использовать угловую скорость рук.

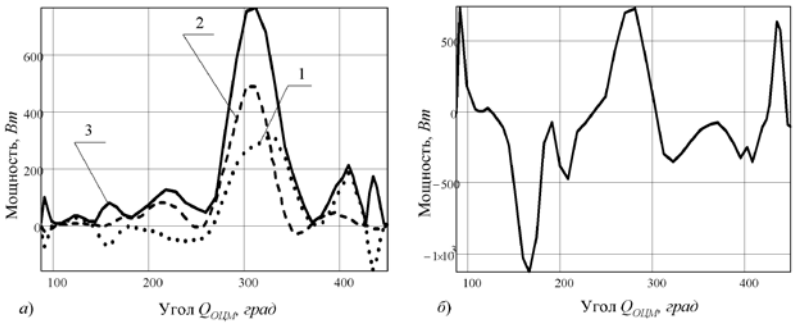


Рисунок 2 – Изменение мощности в зависимости от положения общего центра масс БМС .
а) для управляющих моментов; б) для движущего момента

Рисунок 2, *б* иллюстрирует изменение мощности движущего момента в зависимости от углового положения общего центра масс $Q_{ОЦМ}$ спортсмена.

Мощность движущего момента человека относительно спортивного снаряда имеет максимальные значения по абсолютной величине в пределах 1,1 *кВт*.

На рисунке 3 показано изменение суммарной мощности управляющих моментов выделенных систем в зависимости от углового положения общего центра масс $Q_{ОЦМ}$ спортсмена. Анализ основан на работе [4], в которой показано, что все модели кинематики и динамики, в случае учета взаимного влияния спортсмена и упругой опоры, можно представить в виде суммы двух моделей: в одной в явном виде представлены характеристики деформации спортивного снаряда (выделенная опора), а во второй, характеристики только человека, т.е. биомеханической системы (выделенная *БМС*).

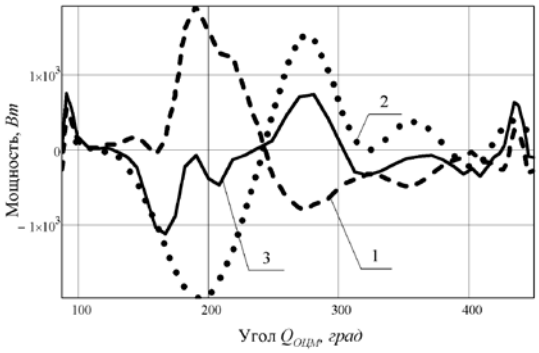


Рисунок 3 – Изменение мощности движущего момента БМС:
1 – выделенная опора; 2 – выделенная БМС;
3 – движущий момент в целом

Кривая 1 рисунка 3 показывает влияние деформации спортивного снаряда на мощность движущего момента. Отметим волнообразный характер кривой 1 рисунка 3.

На том же рисунке 3 кривая 2 отражает движение самого спортсмена без учета упругих свойств снаряда, в явном виде отраженных в моде-

лях мощности. На большей части траектории движения *ОЦМ* биомеханической системы величина мощности выделенной БМС в несколько раз превышает мощность выделенной опоры. Тем не менее, это величины одного порядка.

Максимальная по модулю мощность, развиваемая мышцами биомеханической системы для выделенной *БМС*, достигает величины 1975 *Вт*. При этом кривая 3 на рисунке 3 представляет алгебраическую сумму управляющих моментов выделенных опоры и *БМС* (кривые 1 и 2).

Выводы. В работе предложена методика оценки развиваемой в спортивном упражнении мощности с точки зрения биологической природы человека. Дана классификация мощностей. Разделены мощности управляемого движения относительно суставов человеческого тела и мощности движущего момента, развиваемой при движении спортсмена относительно упругой опоры.

Проанализированы результаты вычислительного эксперимента для большого оборота назад на перекладине. Получены численные значения мощности мышечной системы в управляемом движении, как в целом, так и по отдельным выделенным системам.

Разработанная методика и полученная количественная картина движения спортсмена с точки зрения совершаемой им работы в различных фазах упражнения, позволяет выработать качественные и количественные критерии оценки, как эффективности технической подготовки спортсмена, так и трудоемкости самого упражнения.

Список использованных источников

1. Артоболевский, И. И. Теория механизмов и машин : учебник для втузов / И. И. Артоболевский. – М. : Наука, 1988. – 640 с.

2. Гавердовский, Ю. К. Техника гимнастических упражнений : популярное учебное пособие / Ю. К. Гавердовский. – М. : Терра-Спорт, 2002. – 512 с.

3. Загревский, В. И. Модели анализа движений биомеханических систем / В. И. Загревский. – Томск : Изд–во Томского ун–та, 1990. – 124 с.

4. Покатилов, А. Е. Биомеханика взаимодействия спортсмена с упругой опорой / А. Е. Покатилов ; под ред. В. И. Загревского. – Минск : Изд. центр БГУ, 2006. – 351 с.

ВЫЯВЛЕНИЕ ГЕНДЕРНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ТЕХНИКИ СПРИНТЕРСКОГО БЕГА

Померанцев А.А., к.п.н., доцент;
«Липецкий государственный педагогический университет имени П.П. Семенова-Тян-Шанского».
г. Липецк, Россия
Ведринцев А. В., к.п.н., доцент,
Российская академия народного хозяйства и государственной службы при Президенте РФ (РАНХиГС),
г. Москва, Россия

Актуальность. В подавляющем большинстве спортивных дисциплин выявление победителей происходит отдельно среди мужчин и женщин. Главная причина разделения – принципиально различные морфофункциональные показатели (рисунок1). Тренировочный процесс мужчин и женщин также существенно различается.

Среди тренеров существует две противоположных позиции относительно женской техники выполнения двигательных действий:

1) спортсменки должны стремиться к общим с мужчинами идеалам техники;

2) идеальная женская техника в силу особенностей женского организма – специфична и отличается от мужской модели.

Цель. Для выявления степени сходства и различия биомеханических параметров техники спринтерского бега среди юношей и девушек было проведено исследование.

Методы исследования. В исследовании приняли участие 39 студентов – представителей различных спортивных специализаций, обучающиеся на 1 курсе Института физической культуры и спорта ЛГПУ им П.П. Семенова-Тян-Шанского. В число исследуемых вошло 27 юношей и 12 девушек. Исследование проходило в феврале 2017 года.

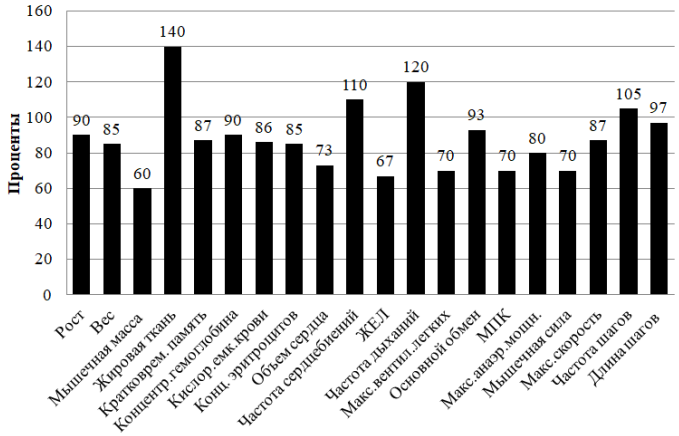


Рисунок 1 - Морфофункциональные особенности женского организма по отношению к мужским показателям, по данным [2]

В ходе исследования использовалась высокоскоростная камера Fastec Inline с частотой съемки 250 кадров в секунду (рисунок 2). Для анализа видеозаписи применялось свободно распространяемое программное приложение Kinovea [3]. По результатам анализа каждого спортсмена заполнялся протокол исследования, включающий 67 числовых биомеханических характеристик. Конечный анализ данных происходил в электронной таблице Microsoft Excel [2].

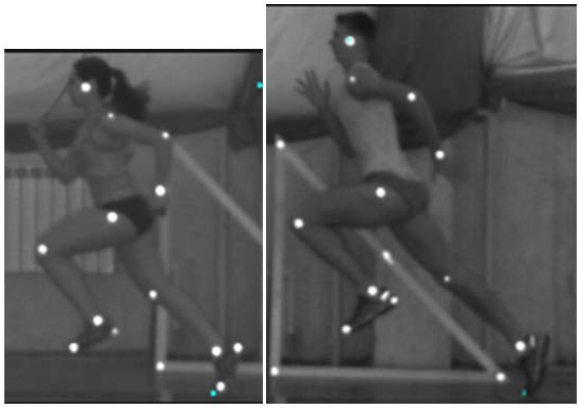


Рисунок 2 - Визуальный анализ мужской и женской техники спринтерского бега (кадры получены камерой Fastec Inline)

Результаты исследования и их обсуждение. Целевым показателем техники спринтерского бега является максимальная скорость. Скорость, в свою очередь, определяется, как: $v = l \times n$, где l – длина шага, n – темп.

Первой предполагаемой гипотезой было предположение, что увеличение скорости бега у юношей и девушек происходит за счет различных компонент: у юношей за счет увеличение длины шага, а у девушек – за счет темпа.

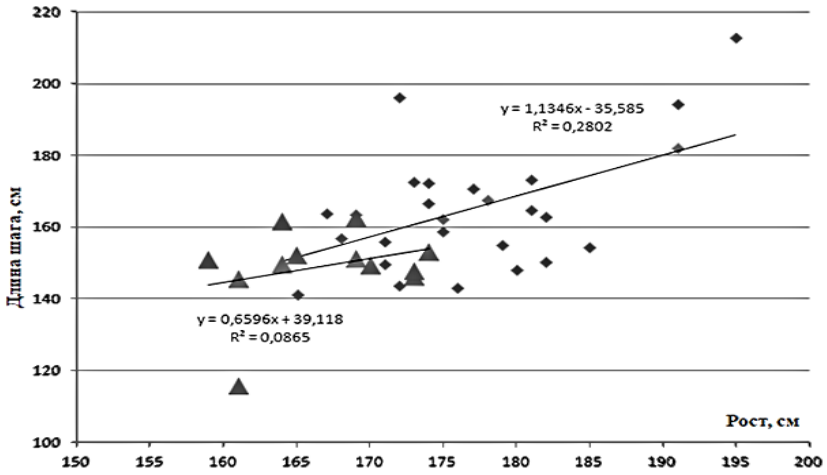


Рисунок 3 - Взаимосвязь роста и длины бегового шага у юношей и девушек

◆ – юноши; ▲ – девушки

На рисунке 3 представлено корреляционное поле, линии и уравнения регрессии, отражающие зависимость длины бегового шага от роста спортсменов. Как видно из рисунка, с увеличение роста как у юношей, так и у девушек наблюдается увеличение длины шага. Однако коэффициенты линий регрессии указывают на то, что у юношей данная зависимость носит более выраженный характер.

Для определения взаимосвязи двух компонентов скорости была проанализирована зависимость между длиной и частотой шагов. Как видно из рисунка 4 увеличение длины шага ведет к снижению темпа

движений. Линии регрессии имеют примерно равный наклон, что говорит о схожей закономерности у юношей и девушек.

Для определения вклада длины шага и темпа в скорость бегового шага были расчитаны коэффициенты детерминации (рисунок 5). Расчеты показывают, что длина шага в большей степени определяет скорость бега, как у юношей, так и у девушек. Кроме того, у девушек в большей степени выражена энтропия двигательного действия («непресказуемость» данными факторами).

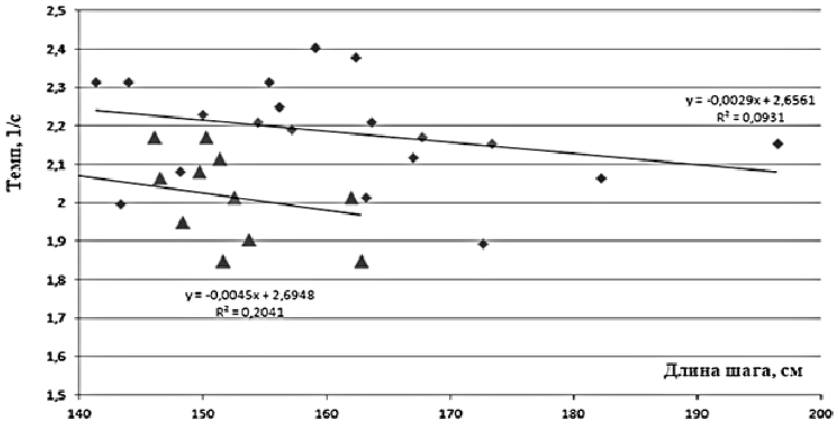


Рисунок 4 - Взаимосвязь длины шага и темпа бега у юношей и девушек

◆ – юноши; ▲ – девушки

Для определения вклада длины шага и темпа в скорость бегового шага были расчитаны коэффициенты детерминации (рисунок5). Расчеты показывают, что длина шага в большей степени определяет скорость бега, как у юношей, так и у девушек. Кроме того, у девушек в большей степени выражена энтропия двигательного действия («непресказуемость» данными факторами).

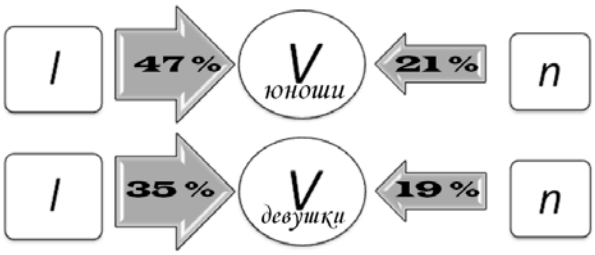


Рисунок 5 - Коэффициенты детерминации скорости спринтерского бега для юношей и девушек (l – длина шага, n – частота шагов)

Для понимания того, является ли женская модель техники самостоятельным явлением или частным случаем обшей модели, нами была проверена 0-гипотеза относительно ряда антропометрических и экспериментальных биомеханических показателей. В расчетах использовался двусторонний t-критерий Стьюдента для несвязанных выборок. Мы принимали допущение, что все данные близки к нормальному распределению. Результаты расчетов представлены в таблице 1

Таблица 1 - Проверка H_0 для двух выборок разделенных по половому признаку

Параметр	$\bar{x}$ (юноши) n=19	$\bar{y}$ (девушки) n=12	t	Различие выборок (при α=0,05; $t_{0,05}$=2,06)
Рост, см	176,5	166,8	2,27	значимо
Масса, кг	69,4	58,5	3,87	значимо
Средняя скорость за 2 беговых шага, м/с	8,1	6,9	6,21	значимо
Длина шага, см	160,7	149,4	3,10	значимо
Темп, 1/с	2,2	2,0	3,54	значимо
Ритм (время полета / время опоры)	0,85	0,79	0,91	незначимо
Угол в коленном суставе левой ноги в момент окончания отталкивания правой ногой, град	78,0	80,9	0,55	незначимо

Параметр	$\bar{x}$ (юноши) n=19	$\bar{y}$ (девушки) n=12	t	Различие выборок (при α=0,05; $t_{0,05}$=2,06)
Угол в коленном суставе правой ноги в момент окончания отталкивания правой ногой, град	158,7	160,1	0,71	незначимо
Угол бедренного сегмента правой ноги к вертикали в момент окончания отталкивания правой ногой, град	33,9	32,3	1,15	незначимо
Угол в левом коленном суставе в момент прохождения вертикали	137,5	134,7	0,91	незначимо

Как показывает таблица, две выборки спортсменов, разделенных по половому признаку, достоверно различаются по антропометрическим, временным и пространственно-временным характеристикам. Вместе с тем, не было выявлено достоверных отличий в показателях угловой кинематики.

Выводы.

1. Скорость спринтерского бега и ее компоненты (темп и длина шага) достоверно различаются у юношей и девушек.
2. Результаты исследования не позволяют сделать вывод, что существует характерный женский или характерный мужской биомеханизм увеличения скорости.
3. Скорость бега у юношей и девушек в большей степени связана с увеличением длины шага и в меньшей степени с возрастанием частоты движений. У юношей данная закономерность наиболее выражена.
4. Достоверная разница в скорости юношей и девушек обусловлена исключительно морфофункциональными отличиями, т.к. угловые характеристики техники бега девушек статистически не отличаются от мужских параметров.

Список использованных источников

1. Коршиков, В. М. Биомеханика : пособие для лабораторных работ / В. М. Коршиков, А. А. Померанцев. – Липецк : Изд-во ЛГПУ им. П. П. Семенова-Тян-Шанского, 2016. – 94 с.

2. Физиология человека : учебник для вузов физ. культуры и факультетов физ. воспитания педагогических вузов / под общ. ред. В. И. Тхоревского. – М. : Физкультура, образование и наука, 2001. – 492 с.

3. Charmant, J. Kinovea. Vers.0.8.25 [Электронный ресурс] : Computer software. – Режим доступа: www.kinovea.org.

КОМПЛЕКСНАЯ БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ КИНЕМАТИЧЕСКОЙ И ДИНАМИЧЕСКОЙ СТРУКТУРЫ ТЕХНИЧЕСКИХ ПРИЕМОВ В ИГРОВЫХ ВИДАХ СПОРТА

Родин А.В., к.п.н., доцент
ФГБОУ ВО «Смоленская государственная академия физической культуры, спорта и туризма», г. Смоленск, Россия

Введение. Выдающиеся спортивные результаты в соревновательной деятельности обусловлены способностью игроков, использовать рациональную и эффективную структуру движения, при этом широко использовать способы, варианты и разновидности технических приемов для реализации индивидуальных тактических действий [3,5].

Для объективизации процесса регистрации анализа техники спортивных движений одним из перспективных направлений является разработка и применение инструментальных методов исследования [1,7,8]. В их числе наиболее информативными являются автоматизированные системы получения, анализа и хранения научных данных о силовой структуре движений, формирования техники, развития специальных физических качеств и двигательных способностей спортсменов в игровых видах спорта [2,4,6].

Цель исследования – рассмотреть и конкретизировать комплексную биомеханическую систему оценки кинематической и динамической структуры технических приемов в игровых видах спорта.

Описание и характеристики комплексной биомеханической системы. Группой преподавателей, аспирантов и магистрантов кафедры теории и методики спортивных игр, кафедры теории и методики физической культуры и спорта СГАФКСТ «Управления спортивно-технической подготовкой», разработана и внедрена в научно-исследовательский процесс

комплексная система регистрации и оценки скоростно-силовой и технической подготовленности волейболистов и баскетболистов.

В основу системы были положены совмещенные тензодинамографическая и контактная платформы, расположенные в местах выполнения технических приемов (волейбольная и баскетбольная площадки). С этой целью в полу площадки в необходимом месте (исходя из задач исследований) вырезается окно, в которое на специальном бетонном фундаменте, заподлицо с полом, устанавливается контактно-динамографическая платформа (70х70см). Весь комплекс контрольно-измерительной и регистрирующей аппаратуры (блок питания, многоканальный усилитель, компьютер, печатающее устройство, два миллисекундомера - Ф 291 и видеокамера) располагается за площадкой на безопасном расстоянии от места и объекта исследования.

С помощью динамографической платформы можно регистрировать динамические опорные реакции подготовительных (подседания) и заключительных (отталкивания) действий одновременно или избирательно по пяти направлениям – вертикально вниз, горизонтально вперед и назад, вправо и влево. Среди технических приемов игры, которые можно зарегистрировать в волейболе выполняющиеся в прыжке являются: нападающий удар, блокирование и верхняя прямая подача в прыжке в баскетболе: бросок в движении толчком одной ноги, бросок толчком двух ног и подбор мяча под кольцом.

Контактные группы расположены в верхней части платформы и при напрыгивании на нее, в момент касания стоп ног, смыкаются, начинается отсчет времени отталкивания (первым миллисекундомером). Затем, с момента отрыва ног от опоры (платформы) до момента приземления идет регистрация времени полета (вторым миллисекундомером). Таким образом, в процессе выполнения упражнения, например, разбег, прыжок толчком двух ног вверх с приземлением на опору (платформу), мы можем иметь в мл/с время опоры ($t_о$) и время полёта ($t_п$). Первый показатель характеризует скоростной компонент силы, второй – скоростно-силовой.

Для определения динамических опорных реакций (кг) в отталкивании регистрируются горизонтальные и вертикальные составляющие, которые определяются в кг производными силы и времени - градиентом силы (Q1/2=F/t) и импульсом силы: (j=Ft). Градиент силы характеризует время нарастания силы (быструю силу) и измеряется в относительных единицах. Импульс силы – это мера механического воздействия на тело со стороны других материальных объектов за данный промежуток времени.

Таким образом, уровень скоростно-силовой подготовленности спортсменов специализирующихся в игровых видах спорта оценивается по динамическим опорным реакциям при отталкивании с динамографической платформы (горизонтальная и вертикальная составляющие F) и по временным показателям ($t_п$ и $t_о$), полученным в том же действии на контактной платформе.

Контактно-динамографический комплекс входит в автоматизированную систему регистрации и анализа параметров двигательных действий и с помощью аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и специально разработанной компьютерной программы осуществляет обработку, распечатку (цифровую, графическую) и хранение полученной информации (рисунок 1).

Расчет динамограмм осуществляется относительно тарировочной кривой, полученной до начала эксперимента в результате действия на тензометрическую платформу определенными грузами, для определения величины силы при отталкивании ногами (по горизонтали через 5кг до 70кг, по вертикали через 10кг до 350кг).

Уровень технической подготовленности волейболиста оценивается с помощью видиоциклографии включенной в комплексную инструментальную методику оценки биомеханической структуры технических приемов в игровых видах спорта по кинематическим характеристикам (пройденный путь, угловые, временные и их производные), которые можно рассчитать по материалам синхронной видеосъемки, а также используя уже имеющиеся показатели динамографии и контактной регистрации временных параметров ($t_п$ и $t_о$).

Процесс видеорегистрации техники движений спортсменов специализирующихся в игровых видах спорта осуществляется на расстоянии 15-20м от объекта видеокамерой «Panasonic» на фоне щитов с контурной сеткой 20х20см для расчета характеристик движения в отдельных звеньях тела спортсмена при выполнении технических приемов игры.

Воспроизведение видеозаписи на экране монитора компьютера осуществляется после оцифровки через TV-тюннер «Aver TV 307» техники движений и покадрового разложения программой «Adobe Premiere Pro 7.0».

При исследовании структуры движения для определения кинематических характеристик и получения циклограмм, на которую наносятся точки, соответствующие осям суставов каждого кадра. После этого точки соединяются между собой линиями по всем звеньям тела волейболистов и баскетболистов. В результате прорисовки каждого кадра составляется

цикл технического приема, определяются периоды, фазы, граничные моменты фаз, характеризующие изменение кинематических характеристик при выполнении технического действия спортсмена. При наложении циклограммы на специальную переснятую разметку дорожки можно определять пройденный путь, рассчитать скорость, ускорение разбега и отдельных шагов, а также высоту прыжка.

Заключение. Предлагаемая методика прошла апробацию и практическое внедрение в научно-исследовательскую работу кафедры теории и методики спортивных игр Смоленской государственной академии физической культуры и показала свою эффективность, о чем свидетельствуют выполненная диссертационное исследования Родина А.В. и уровень повышения спортивных результатов современных спортсменов-игровиков. Данное заключение свидетельствует о том, что данную методику необходимо апробировать на спортсменах других специализаций и использовать в учебно-тренировочном процессе как спортсменов детско-юношеского спорта, так и высококвалифицированных спортсменов.

Список использованных источников

1. Донской, Д. Д. Строение действия (биомеханическое обоснование строения спортивного действия и его совершенствования) : учебно-методическое пособие / Д. Д. Донской. – М., 1995. – 40 с.

2. Ивойлов, А. В. Волейбол : очерки по биомеханике и методике тренировки / А. В. Ивойлов. – М. : Физкультура и спорт, 1981. – 152 с.

3. Легоньков, С. В. Оптимизация факторов, определяющих структуру отталкивания при обучении нападающему удару волейболистов различной квалификации / С. В. Легоньков, С. С. Ермаков, А. В. Родин // Теория и практика физической культуры. – 2005. - № 7. – С. 31.

4. Родин, А. В. Биомеханика индивидуальных технико-тактических действий спортсменов в игровых видах спорта / А. В. Родин // Вестник спортивной науки. – 2016. - № 2. – С. 41-43.

5. Родин, А. В. Теоретико-методическое обоснование биомеханического компонента индивидуальных тактических действий спортсменов в игровых видах спорта / А. В. Родин // Теория и практика физической культуры. – 2016. - № 2. – С. 47.

6. Родин, А. В. Формирование навыка разбега и прыжка при выполнении прямого нападающего удара на основе динамической и кинематической структуры двигательного действия юных волейболистов 11-13 лет : дис. … канд. пед. наук : 13.00.04 / А. В. Родин. – Смоленск, 2006. – 155 с.

7. Усков, В. А. Педагогическая технология программирования тактико-технической подготовки спортсменов в игровых видах спорта : автореф. дис. … д-ра пед. наук : 13.00.04 / В. А. Усков. – М., 2004. – 54 с.
8. Уткин, В. Л. Биомеханические аспекты спортивной тактики / В. Л. Уткин. – М. : Физкультура и спорт, 1984. – 128 с.

ГЕОМЕТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ САРКОМЕРА

Самсонова А.В., д.п.н., профессор;
Самсонов Г.А., к.п.н.;
ФГБОУ ВО «Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья имени П.Ф. Лесгафта», г. Санкт-Петербург, Россия
Катранов А.Г., к.ф-м.н., доцент
ФГБВОУ ВО «Военно-космическая академия имени А.Ф. Можайского» Министерства Обороны Российской Федерации, г. Санкт-Петербург, Россия

Введение

Основу мышечных волокон составляют миофибриллы – тонкие нити, идущие от одного конца мышечного волокна до другого. В одном мышечном волокне насчитывается до 10000 миофибрилл. Миофибриллы отвечают за сократительную функцию мышечного волокна и состоят из цилиндрических элементов – саркомеров длиной 2,5 мкм, расположенных последовательно, друг за другом вдоль миофибриллы. Друг от друга саркомеры отделяют Z–диски. В одной миофибрилле длиной 5 см находится до 20 000 саркомеров. Внутри саркомера находится большое количество толстых и тонких филаментов, организованных в сложные структуры. Предложено (А.В. Самсонова, Г.А. Самсонов, 2016) называть эти структуры сотами, рисунок 1.

H. Claassen et al. (1989) установили, что расстояние между толстыми филаментами равно 38,7±0,3 нм. На основе этих данных было рассчитано (А.В. Самсонова, Г.А. Самсонов, 2016), что в саркомере, имеющем диаметр 1 мкм, содержится приблизительно 1260 толстых филаментов (1260 структурных элементов – сот).

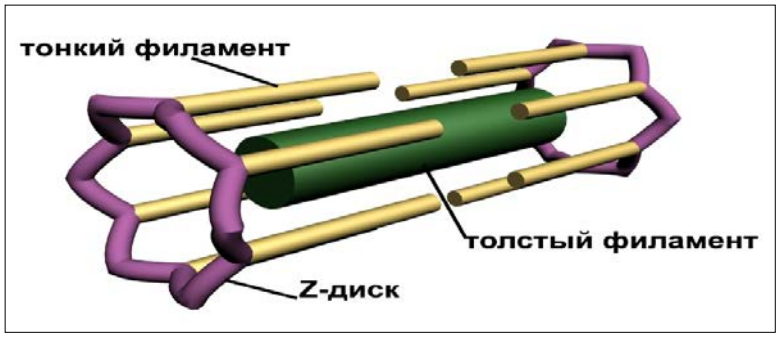


Рисунок 1 - Схема строения сота. Толстый филамент, подобно грифелю карандаша расположен в середине, на ребрах шестигранного карандаша расположены тонкие филаменты. Шесть филаментов прикреплены к Z-диску с одной стороны от толстого филамента, а другие шесть – с другой стороны. Соединение толстого филамента с Z-диском не показано (А.В. Самсонова, Г.А. Самсонов, 2016)

Многочисленными исследованиями установлено, что под воздействием силовых упражнений возрастает площадь поперечного сечения мышечного волокна. При этом увеличивается количество миофибрилл и площадь поперечного сечения миофибриллы (саркомера). Возрастание площади поперечного сечения саркомера связано с увеличением количества структурных элементов саркомера (J.D. MacDougall, 2003; W.M. Zatsiorsky, W.J. Kramer, 2006), которые мы называем сотами (А.В. Самсонова, Г.А. Самсонов, 2016). При увеличении площади поперечного сечения саркомера соты добавляются на его внешней поверхности (Е.К. Жуков, 1974). Доказано, что силовая тренировка не влияет на расстояние между толстыми филаментами (H. Claassen et al.,1989). Это означает, что площадь поперечного сечения сота не изменяется. Вследствие увеличения количества

структурных элементов саркомера (сот) возрастают площадь поперечного сечения (а также и объем) саркомера, миофибриллы и мышцы в целом.

Сложность организации структуры саркомера приводит к тому, что в учебной литературе приводятся различные данные о количестве толстых и тонких филаментов в саркомере и об их соотношении. Так, В.Л. Быков (1998) указывает, что в саркомере насчитывается несколько сотен толстых филаментов, при этом каждый толстый филамент окружен шестью тонкими. По мнению В.О. Самойлова и Е.В. Бигдай (2004), в саркомере насчитывается до 2500 толстых и тонких филаментов. А.К. Гайтон, Дж.Э. Холл (2008) считают, что каждая миофибрилла собрана примерно из 1500 смежных нитей миозина и 3000 нитей актина. H. Claassen et al. (1989) указывает, что отношение числа тонких филаментов к числу толстых в саркомере составляет 3,94. Это отношение не меняется в процессе тренировки.

Цель исследования – изучить изменение числа тонких и толстых филаментов и их отношение при увеличении площади поперечного сечения саркомера.

Задачи исследования*:*

1) Описать зависимость между количеством толстых филаментов и площадью поперечного сечения саркомера.

2) Описать зависимость между количеством тонких филаментов и площадью поперечного сечения саркомера.

3) Выявить изменение отношения количества толстых и тонких филаментов в саркомере при увеличении площади его поперечного сечения.

Гипотеза исследования**:** при увеличении площади поперечного сечения саркомера отношение количества тонких и толстых филаментов изменяется (что имеет место, например, при силовой тренировке).

Исследование.

В нашем исследовании площадь поперечного сечения саркомера будет увеличиваться путём добавления «слоёв» из сот вокруг центрального сота (рисунки 2 и 3) поэтому эту площадь будем измерять количеством слоёв (или сот), на ней располагающихся.

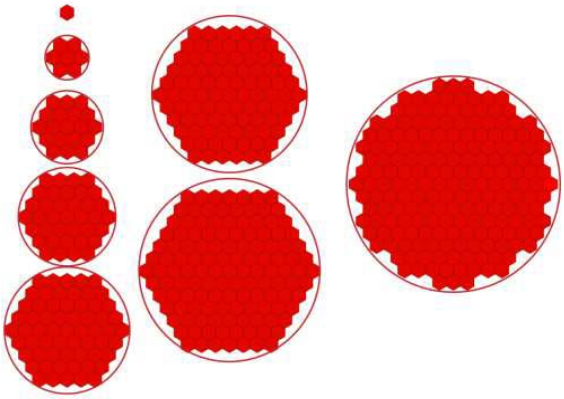


Рисунок 2 - Площадь поперечного сечения саркомера возрастает за счет добавления «слоев» вокруг сота, расположенного в центре

Задача 1. Описать зависимость между количеством толстых филаментов саркомера и площадью поперечного сечения саркомера.

Найдём зависимость между номером «слоя» и числом толстых филаментов. Если рассматривать центральный сот как нулевой «слой», то добавление сот представляется как увеличение числа «слоёв» вокруг центрального сота, что приводит к возрастанию площади поперечного сечения саркомера.

Мы установили, что количество толстых филаментов в каждом «слое» возрастает на 6. Так, например, в первом «слое» (n=1) – шесть толстых филаментов, во втором «слое» (n=2) – 12, в третьем – 18 и т.д. Таким образом, количество толстых филаментов N_{thick} в каждом «слое» описывается формулой:

$$N_{thick} = N_{thick}(n) = 6n \quad (n \geq 1), \cdots N_{thick}(0) = 1 \qquad (1),$$

где n – номер слоя. Общее же количество толстых филаментов в n слоях (включая его самого) находится по формуле:

$$S_{thick} = S_{thick}(n) = 1 + \sum_{k=1}^{n} 6k = 1 + 3n(n+1) = 3n^2 + 3n + 1 \quad (2),$$

Задача 2. Описать зависимость между количеством тонких филаментов саркомера и площадью поперечного сечения саркомера.

Отметим, что количество тонких филаментов, находящихся на внешнем контуре каждого слоя, возрастает с номером слоя на 12. Следовательно, количество тонких филаментов N_{thin}, находящихся на внешнем контуре каждого «слоя», определяется по формуле:

$$N_{thin} = N_{thin}(n) = 6 + 12n \quad (n \geq 0) \qquad (3),$$

где n – номер слоя. Общее же количество тонких филаментов в n слоях (включая его самого) и расположенных с обоих концов толстых филаментов находится по формуле:

$$S_{thin} = S_{thin}(n) = 2\left(6 + \sum_{k=1}^{n}(6 + 12k)\right) = 12 + 12n + 12n(n+1) = 12n^2 + 24n + 12 \quad (4),$$

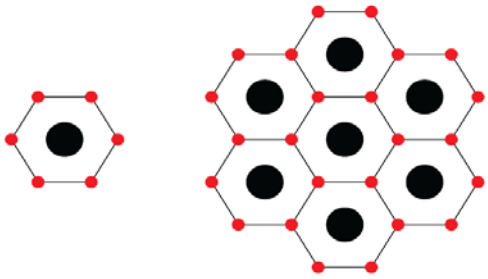


Рисунок 3 - Модель взаимного расположения толстого и тонких филаментов в соте (если n – номер слоя, то n=0 - слева и n=0,1 – справа) и сот в саркомере

Задача 3. Выявить изменение отношения количества тонких и толстых филаментов в саркомере при увеличении площади его поперечного сечения.

Рассмотрим отношение количества тонких филаментов, находящихся с двух концов толстых филаментов, к общему количеству толстых филаментов, находящихся внутри n слоёв:

$$q = q(n) = \frac{S_{thin}(n)}{S_{thick}(n)} = \frac{12n^2 + 24n + 12}{3n^2 + 3n + 1} = 4 + \frac{12n + 8}{3n^2 + 3n + 1} \ (n \geq 0) \ (5).$$

Из этой формулы следует, что с ростом числа слоёв *n* указанное отношение стремится к числу 4. Приведём результаты расчётов по формулам (1) – (5) при n=0,1,2,…,20.

Таблица 1 - Количество толстых и тонких филаментов в саркомере в зависимости от числа слоев

Номер слоя *n*	$N_{thick}(n)$	$S_{thick}(n)$	$S_{thin}(n)$	$q(n)$
0	1	1	12	12
1	6	7	48	6,85
2	12	19	108	5,68
3	18	37	192	5,18
4	24	61	300	4,91
5	30	91	432	4,74
6	36	127	588	4,62
7	42	169	768	4,54
8	48	217	972	4,47
9	54	217	1200	4,42
10	60	331	1452	4,38
11	66	397	1728	4,35
12	72	469	2028	4,32
13	78	547	2352	4,29
14	84	631	2700	4,27
15	90	721	3072	4,26
16	96	817	3468	4,24
17	102	919	3888	4,23
18	108	1027	4332	4,21
19	114	1141	4800	4,20
20	120	1261	5292	4,19

Результаты исследования.

Из результатов, представленных в таблице 1 следует, что саркомер, имеющий 20 «слоев», содержит 1261 толстый филамент и, соответствен-

но, 5292 тонких филаментов. Мы установили (А.В. Самсонова, Г.А. Самсонов, 2016), что в саркомере, имеющем диаметр 1 мкм, содержится приблизительно 1260 толстых филаментов. Из таблицы 1 следует, что саркомер, имеющий 20 колец, содержит 1261 толстый филамент. Из этого следует, что саркомер, имеющий диаметр 1 мкм, состоит из 20 колец сот. Это позволяет вычислить площадь одного сота ($S_{сот}$). Она равна: $S_{сот} = \frac{S_{сарк}}{1261} = \frac{0,785}{1261} \approx 6,225 \cdot 10^{-4} мкм^2$, где $S_{сарк}$ – площадь поперечного сечения саркомера.

Из таблицы 1 также следует, что с увеличением площади поперечного сечения саркомера, что имеет место при силовой тренировке, *изменяется соотношение между количеством тонких и толстых филаментов*. В одном соте на один толстый приходится 12 тонких филаментов (по 6 тонких филаментов с одного и другого конца толстого филамента), то есть отношение равно 12. В саркомере, имеющем только один слой, это отношение равно 6,85 (рисунок 3, таблица 1). С увеличением количества слоев, это отношение уменьшается. В саркомере, имеющем 20 «слоев», на 1261 толстый филамент приходится 5292 тонких, то есть отношение равно 4,19. Отношение количества тонких филаментов к толстым в саркомере диаметром 1 мкм полученное нами расчетным путем составляет 4,19, что согласуется с данными H. Claassen et al. (1989), получивших экспериментальным путем отношение 3,94.

Выводы:

1) В одном саркомере миофибриллы диаметром 1 мкм содержится 1261 толстый филамент и 5292 тонких филаментов.

2) В одном саркомере миофибриллы диаметром 1 мкм содержится 1261 сот - структурных элементов.

3) Площадь сота равна $6,225.10^{-4}$ мкм^2.

4) При силовой тренировке отношение числа тонких филаментов к числу толстым уменьшается. В одном соте это отношение равно 12 (12 тонких филаментов на один толстый филамент), а в саркомере из 1261 сот – 4,19. Таким образом, с увеличением толщины миофибриллы (саркомера) или с ростом числа слоёв указанное отношение уменьшается и стремится к числу 4.

Список использованных источников

1. Быков, В. Л. Цитология и общая гистология / В. Л. Быков. – СПб. : СОТИС, 1998. – 520 с.

2. Жуков, Е. К. Развитие сократительной функции мышц двигательного аппарата / Е. К. Жуков. – Л. : Наука, 1974. – С. 35-48.

3. Самойлов, В. О. Клеточные и молекулярные основы биомеханики / В. О. Самойлов, Е. В. Бигдай // Математические модели и компьютерное моделирование в биомеханике. – СПб. : Из-во Политехнического ун-та, 2004. – С. 29-102.

4. Самсонова, А. В. Сот – структурная единица саркомера / А. В. Самсонова, Г. А. Самсонов // Труды кафедры биомеханики университета им. П. Ф. Лесгафта / НГУ им. П. Ф. Лесгафта. – СПб., 2016. – Вып. 10. – С. 16-21.

5. Гайтон, А. К. Медицинская физиология / А. К. Гайтон, Дж. Э. Холл. – М. : Логосфера, 2008. – 1296 с.

6. Muscle filament spacing and short-term heavy-resistance exercise in humans / H. Claassen, C. Gerber, H. Hoppeler, J. M. Luthi, P. Vock // Journal of Physiology. – London, 1989. – P. 491-495.

7. MacDougall, J. D. Hypertrophy and Hyperplasia / J. D. MacDougall // Encyclopaedia of Sport Medicine. Strength and Power in Sport / ed. P. V. Komi. – Blackwell Publisching, 2003. – Vol. 3. – P. 252-264.

8. Zatsiorsky, V. M. Science and Practice of Strength Training / V. M. Zatsiorsky, V. M. Kramer. – Human Kinetics, 2006. – 251 p.

МЕТОДИКА ПОВЫШЕНИЯ СИЛЫ МЫШЦ ПЛЕЧЕВОГО ПОЯСА БОРЦОВ-САМБИСТОВ 14-16 ЛЕТ

Свиридов Б.А., аспирант
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК)»
г. Москва, Россия

Актуальность исследования

Многообразие технических действий в борьбе самбо требует высокого уровня подготовленности мышц борца. Специфика борьбы самбо характеризуется тем, что ведущим мышечным звеном является плечевой пояс. Если рассматривать прием как систему, то захват находится в начале этой системы: захват, подворот, подбив, сбрасывание. Высокий уровень развития силы мышц плечевого пояса дает возможность эффективно

и результативно проводить технические действия. С помощью захвата атакующий борец контролирует своего соперника, контролирует его намерения, предугадывает их и может своевременно защититься. Без достаточного уровня силовых способностей мышц плечевого пояса не будет прогресса в развитие техники и результативности тех приемов, которые выполняет атакующий борец.

Цель исследования.

Разработать методику повышения силы мышц плечевого пояса у борцов-самбистов с использованием специфических упражнений.

Задачи исследования.

1. Провести исследование силы мышц плечевого пояса борцов-самбистов 14-16 лет экспериментальной и контрольной групп в контрольных упражнениях и на мультисуставном комплексе "Biodexsystempro-4".

2. Разработать методику повышения силы мышц плечевого пояса у борцов-самбистов с использованием специфических упражнений.

3. Апробировать и оценить эффективность разработанной методики в тренировочном процессе борцов-самбистов 14-16 лет.

Методы исследования.

1. Анализ литературных источников.
2. Педагогический эксперимент.
3. Педагогическое наблюдение.
4. Изокинетическое тестирование с использованием мультисуставного комплекса "Biodex system pro-4".
5. Кистевая динамометрия.
6. Математико-статистические методы обработки материала.

Организация исследования.

Исследование состояло из 3 этапов.

1 этап - выбор экспериментальной площадки и комплектование контрольной и экспериментальной групп. Экспериментальная часть исследования проводилась на базе Российского государственного университета физической культуры, спорта и туризма (РГУФКСМиТ) в зале самбо. В исследовании приняли участие юноши 14-16 лет, занимающиеся в ДЮСШ. Контрольная группа - состояла из юношей-дзюдоистов 14-16 лет в количестве 10 человек. Экспериментальная группа состояла из юношей-самбистов 14-16 лет в количестве 10 человек.

2 этап - проводилось начальное тестирование в экспериментальной и контрольной группах для оценки силовых возможностей мышц плечевого пояса в специфических упражнениях:

- сгибании-разгибании рук в висе на борцовской куртке (кол. раз);

- сгибании-разгибании рук в упоре на параллельных брусьях (кол. раз);

- лазание по 5-ти метровому канату без помощи ног (в метрах);

- вис на борцовской куртке на время (руки согнуты в локтевом суставе при 90 градусах);

- сжатие кистевого динамометра;

- изокинетическое тестирование рабочей руки при сгибании-разгибании на мультисуставном комплексе "Biodex system pro-4".

3 этап - обработка полученных результатов, формулирование выводов.

После проведения начального тестирования, спортсмены экспериментальной группы выполняли разработанный комплекс упражнений для повышения силы мышц плечевого пояса.

В комплекс упражнений входили: сгибание-разгибание рук в висе на борцовской куртке; сгибание-разгибание рук в упоре на параллельных брусьях; лазание по 5-ти метровому канату без помощи ног; вис на борцовской куртке, руки согнуты в локтевом суставе на 90 градусов.

Данный комплекс был разбит на 3 части. В первой части комплекс упражнений выполнялся без отягощения, во второй части с отягощением 5 кг, в третьей части с отягощением 7.5 кг. Каждая часть комплекса выполнялась 1 месяц.

После трехмесячного эксперимента, спортсмены экспериментальной и контрольной групп выполняли тестовые задания:

- сгибание-разгибание рук в висе на борцовской куртке;

- сгибание-разгибание рук в упоре на параллельных брусьях;

- лазание по 5-ти метровому канату без помощи ног;

- вис на борцовской куртке, руки согнуты в локтевых суставах на 90 градусов;

- сжатие кистевого динамометра;

- изокинетическое тестирование рабочей руки при сгибании-разгибании на мультисуставном комплексе "Biodex system pro-4".

Результаты исследования.

До начала эксперимента данные в контрольных упражнениях экспериментальной и контрольной групп не имели достоверных различий. После эксперимента значительно возросли параметры экспериментальной группы. Так, в сгибании-разгибании рук в висе на борцовской куртке количество раз увеличилось на 63 % и стало в 1,4 раза больше чем в контрольной группе. В сгибании-разгибании рук на параллельных брусьях количество раз увеличилось на 76,1 % и стало в 1,5 раза больше чем в

контрольной группе. Время виса на борцовской куртке (руки согнуты в локтевых суставах на 90 градусов) увеличилось на 56,5 % и стало больше контрольной группы в 1,8 раз. Количество метров в лазание по канату без помощи ног увеличилось на 92,3 % и тем самым стало больше в 1,8 раз чем в контрольной группе. Кистевая динамометрия увеличилась на 26,6 % и стали больше в 1,25 чем в контрольной группе.

Результаты измерения силы рабочей руки на мультисуставном комплексе Biodexsystempro-4 при скорости движения 60 градусов в секунду (5 повторений в изокинетическом режиме. При разгибании увеличились параметры:

- пик вращающего момента увеличился на 65% и стал больше в 1,6 раза, чем в контрольной группе;
- средняя мощность увеличилась на 103,2 % и стала больше в 1,7 раза по сравнению с контрольной группой;
- относительный пик вращающего увеличился на 60,2 % и стал больше в 1,5 раза, чем в контрольной группе;
- средний пик вращающего момента увеличился на 74,3 % и стал больше в 1,6 раза по сравнению с контрольной группой.

При сгибании увеличились параметры:

- пик вращающего момента увеличился на 81,7 % и в 1,8 раза стал больше, чем в контрольной группе;
- средняя мощность работы увеличилась на 188 % и стала в 3,2 раза больше, чем в контрольной группе;
- относительный пик вращающего момента увеличился на 45,1 % и стал больше в 1,4 раза по сравнению с контрольной группой;
- средний пик вращающего момента увеличился на 49,1 % и стал больше в 1,5 раза по сравнению с контрольной группой.

Результаты измерение силы рабочей руки на мультисуставном комплексе Biodexsystempro-4 при скорости движения 120 градусов в секунду (10 повторений в изокинетическом режиме). При разгибании увеличились параметры:

- пик вращающего момента увеличился на 34.9 % и стал в 1.3 раза больше, чем в контрольной группе;
- средняя мощность увеличилась на 15,6 % и стала в 1,1 раз больше чем в контрольной группе;
- относительный пик вращающего момента увеличился на 23,8 % и стал больше в 1,2 раза по сравнению с контрольной группой;
- средний пик вращающего момента увеличился на 42,6 % и стал больше в 1,3 раза по сравнению с контрольной группой.

При сгибании увеличились параметры:

- пик вращающего момента увеличился на 67,9 % и стал в 1,3 раза больше, чем в контрольной группе;
- средняя мощность увеличилась на 53,5 % и стала в 1,1 раз больше чем в контрольной группе;
- относительный пик вращающего момента увеличился на 64,7 % и стал больше в 1,3 раза по сравнению с контрольной группой;
- средний пик вращающего момента увеличился на 76,2 % и стал больше в 1,4 раза по сравнению с контрольной группой.

Так же, все полученные данные обрабатывались методами математической статистики. По t-Критерию Стьюдента полученные данные статистически достоверны ($P < 0,05$).

Выводы.

1. Анализ литературных источников показал, что проблема повышения силы мышц плечевого пояса борцов-самбистоврешается общими средствами физической подготовки без учета специфики вида спорта борьбы в одежде.
2. Исследование силы мышц плечевого пояса в контрольных упражнениях и на мультисуставном комплексе "Biodexsystem pro-4" до начала эксперимента показало отсутствие достоверных различий между показателями экспериментальной и контрольной групп.
3. Разработана методика повышения силовых способностей мышц плечевого пояса, отражающая специфику борьбы в одежде. Она включает в себя выполнение комплекса упражнений с акцентом на важные для борьбы самбо мышцы.
4. Результаты изучения влияния разработанной методики развития силовых качеств самбистов показали ее высокую эффективность, которая проявилась в достоверном увеличении (по сравнению с результатами контрольной группы) всех исследуемых показателей.

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ТЕХНИКИ КЛАССИЧЕСКОГО РЫВКА ШТАНГИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БИОМЕХАНИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

Сивохин И.П.. д.п.н.;
«Костанайский государственный педагогический университет», г. Костанай. Казахстан;
Скотников В.Ф., к.п.н., профессор;
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма» (ГЦОЛИФК), г. Москва, Россия
Федоров А.И., к.п.н.;
ФГАОУ ВО «Южно-Уральский государственный университет», г. Челябинск, Россия;
Мустафин С.К., к.п.н., профессор; Садуакасова С.
«Казахская академия спорта и туризма», г. Алматы, Казахстан

Актуальность. Спортивный результат в тяжелой атлетике в значительной степени определяется уровнем технического мастерства и специальной физической подготовленностью. Выявление наиболее значимых и информативных показателей технической и физической подготовленности спортсменов во взаимосвязи с критериями тренировочной нагрузки, позволит получить объективные данные для разработки эффективных моделей подготовки тяжелоатлетов. Повышение качества и эффективности управления процессом совершенствования техники соревновательных упражнений и развития специальных физических качеств тяжелоатлетов связано с применением различных современных инструментальных методик, которые необходимы для получения точных количественных показателей биомеханической структуры двигательных действий спортсменов, при выполнении соревновательных упражнений в условиях соревнований [1, 3]. Комплексное исследование структуры соревновательных упражнений с использованием биомеханических методов позволяет научно обосновать модельные характеристики эффективной технике двигательных

действий и выявить факторы, определяющие уровень технического мастерства спортсменов.

В данное время исследование биомеханических особенностей двигательных действий спортсмена помогает контролировать тренировочный процесс не только со стороны субъективной оценки тренера, но и с помощью объективных критериев, которые направлены на оценку индивидуальной техники соревновательных упражнений, которая выражается в количественных показателях кинематических, динамических и фазовых характеристиках движения [2, 6]. Проблемная ситуация связана с очевидным противоречием между стремлением тренеров и спортсменов к поиску и апробации новых технологий спортивной подготовки, повышения эффективности процесса управления учебно-тренировочным процессом и сужением научной и методической базы тяжелоатлетического спорта, отсутствием инструментальных методик с высоким информационным разрешением для получения качественной и объективной оценки всего процесса становления спортивно-технического мастерства спортсменов высокой квалификации. Передовые и прогрессивные для своего времени знания основ спортивной тренировки тяжелоатлетов в современных условиях постоянно растущей конкуренции на международной спортивной арене, нуждаются в уточнении, расширении базы новых знаний с учетом практического и теоретического опыта спортивной практики, в наличии объективной инструментальной методики оценки состояния спортсмена и уровня его спортивно-технического мастерства [7]. Таким образом, неразработанность указанных проблем и определяет актуальность данной статьи.

Результаты проведенного исследования позволят апробировать методику биомеханического оценки техники соревновательных упражнений и на этой основе разработать методы направленной коррекции элементов техники с учетом индивидуальных особенностей движения спортсменов, полученных с помощью объективных средств биомеханического контроля.

Достоверность и обоснованность результатов исследования обеспечены лабораторными опытами биомеханического анализа и наличием современной высокоточной и портативной аппаратурой. Количественным анализом тренировочного процесса, его практическим и теоретическим обоснованием, а также использованием математических методов анализа экспериментальных данных.

Цель исследования - изучить биомеханические характеристики техники выполнения классического рывка штанги и дать эксперименталь-

ное обоснование методики совершенствования спортивно-технического мастерства тяжелоатлетов высокой квалификации.

Испытуемые. В исследовании приняли участие спортсмены высокой квалификации (Мастера спорта международного класса) (n=5), члены сборной команды Республики Казахстан по тяжелой атлетике (1 мужчин и 4 женщин). Съемка проводилась при выполнении упражнений непосредственно на соревновательном помосте во время проведения Всемирной Универсиады 2013 года в г. Казань (Российская Федерация). По результатам проведенного анализа техники классического рывка штанги испытуемых, были выявлены индивидуальные недостатки и технические ошибки. В дальнейшем были определены программа индивидуальной коррекции в технике рывка штанги, которая была реализована в ходе педагогического эксперимента. Повторная регистрация биомеханических показателей классического рывка штанги осуществлялось в 2015 году в условиях учебно-тренировочного сбора в период подготовки к чемпионату мира в г.Хюстоне (США). Для изучения биомеханических показателей движения были выбраны успешные попытки в классическом рывке штанги с предельными весами. Результаты измерения позволили получить точную информацию, по каким биомеханическим показателям произошли изменения в технике рывка штанги и как они связаны с процессом совершенствования технического мастерства тяжелоатлетов высокой квалификации, а также с повышением результата в данном упражнении.

Работа выполнялась в рамках совместного научно-исследовательского проекта Федерации тяжелой атлетики Республики Казахстан, г. Астана, Научно-образовательного центра по проблемам физического воспитания и спортивной подготовки Костанайского государственного педагогического института, г. Костанай и Кафедры тяжелоатлетических видов спорта им Медведева А.С., Российского государственного университета физической культуры, г. Москва.

Методы исследования.

Для достижения поставленной цели и задач в работе были использованы следующие методы исследования:

- анализ научной литературы по изучаемой проблеме;
- инструментальная методика для выполнения биомеханического анализа двигательных действий, которая представляла из себя специализированный аппаратно-программный комплекс, включающий фото-видеокамеру, излучатель, устанавливаемый на торце грифа штанги и соответствующее программное обеспечение [7];

- методы математико-статистической обработка экспериментальных данных;

- педагогический эксперимент.

Обсуждение результатов исследования.

С целью выявления результативности эксперимента и количественных изменений показателей в технике, определяющих ее эффективность, было проведено повторное обследование техники рывка штанги, в котором участвовали тяжелоатлеты высокой квалификации, члены национальной сборной РК в период подготовки к международным соревнованиям (n=5). Результаты тестирования техники тяжелоатлетических упражнений до и после эксперимента обрабатывались традиционными методами математической статистики с помощью стандартных программ. Был проведен сравнительный анализ параметров техники, полученных до и после эксперимента. Это дало возможность реально оценить сдвиги, которые произошли в технике соревновательных упражнений. Сопоставление полученных результатов с модельными характеристиками позволяют судить, по каким показателям произошли изменения, а какие оказались наиболее консервативными и требующие новые, нетрадиционные методики и подходы в работе по совершенствованию технического мастерства.

Результаты эксперимента представлены в таблице 1. Модельные характеристики техники классического рывка штанги взяты по результатам биомеханического анализа техники спортсменов сборной Казахстана, которые были получены во время их выступления на Всемирной универсиаде в 2013 году (Казань, Россия). Результаты этого исследования были опубликованы в научной литературе [4]. По результатам математического анализа первого исследования (2013 г) были выявлены факторы, определяющие эффективность техники рывка штанги, а также биомеханические характеристики, которые нагружали данные факторы. Были выделены следующие переменные:

- максимальная абсолютная и относительная мощность в финальном разгоне;

- уменьшение скорости движения штанги в 3 фазе;

- максимальная скорость движения штанги в финальном разгоне;

- высота траектории движения штанги, на которой достигается максимальная скорость;

- разница между максимальной высотой вылета штанги и высоты ее фиксации в подседе.

Таблица 1 - Биомеханические характеристики движения штанги при выполнении классического рывка штанги до и после эксперимента (n=5)

Показатели	Модельные характеристики (n = 13)		Биомеханические показатели (n = 5)						
	M	S	До эксперимента		После эксперимента		Разница		P
			M	S	M	S	M	S	
Результат в рывке соревновательный (кг)	129,4	34,6	103,2	12,9	114,0	18,0	10,8	2,38	<0,001
Результат в рывке тестируемый (кг)	129,4	34,6	100,6	13,9	108,0	11,5	7,4	3,45	<0,01
Результат в рывке тестируемый (очки)	165,6	30,9	142,0	29,2	146,0	27,9	4,4	3,5	<0,05
Максимальная скорость штанги в предварительном разгоне - V1 (м/с)	1,29	0,13	1,35	0,16	1,29	0,41	-0,06	0,12	>0,05
Уменьшение скорости штанги в 3 фазе - ΔV1 (м/с)	0,06	0,08	0,04	0,07	0,03	0,06	-0,01	0,005	<0,01
Максимальная скорость штанги в финальном разгоне - Vмах (м/с)	1,94	0,09	2,00	0,06	2,14	0,14	0,144	0,09	<0,05
Высота в момент Vмах - H Vмах (м)	0,76	0,07	0,73	0,11	0,82	0,10	0,09	0,02	<0,001
Время до Vмах - t Vмах (с)	0,75	0,05	0,72	0,03	0,716	0,03	-0,004	0,01	>0,05
Максимум высоты траектории штанги Hмах (м)	1,03	0,08	1,00	0,11	1,12	0,13	0,12	0,03	<0,001
Высота в момент фиксации штанги Hfix (м)	0,89	0,09	0,90	0,07	0,99	0,15	0,09	0,03	<0,001
Разность (Hмах -Hfix) (м)	0,15	0,06	0,11	0,02	0,13	0,03	0,02	0,01	<0,05
Максимальная абсолютная мощность в финальном разгоне – Pabs (Вт)	3698,0	1120	3034	300,9	3318	580,3	283,8	339,0	>0,05
Максимальная относительная мощность в финальном разгоне – Potn (Вт/кг)	48,1	9,9	47,4	9,96	48,3	14,2	0,98	2,1	>0,05

При разработке программы совершенствования техники рывка

штанги акцентировалось внимание в основном на педагогическое воздействие на данные характеристики движения. Использовались традиционные педагогические методы: объяснение, показ записанного движения, подводящие упражнения, двигательные установки, устная оценка двигательного действия. С целью увеличения силы при высоких скоростях движения тренировочная нагрузка была направлена на избирательную гипертрофию быстрых мышечных волокон мышечных групп, которые определяют рабочий эффект двигательного действия [5].

Среднегрупповые показатели техники рывка до и после эксперимента свидетельствуют, что по некоторым ключевым показателям произошли достоверные изменения, которые свидетельствуют об улучшении техники рывка штанги. Большинство динамических, кинематических и временных показателей соответствуют модельным характеристикам. Динамические показатели, которые характеризуются максимальной абсолютной и относительной мощностью движения, несколько возросли, но изменения оказались статистически недостоверны. Это может быть свидетельством повышения реализационной эффективности двигательного действия всех испытуемых.

Достоверно снизилась потеря скорости движения штанги в 3-ей фазе, что является одним из критериев рациональной техники [2,6]. На 0,144 м/с ($P<0,01$) увеличилась скорость движения штанги в фазе финального разгона, что свидетельствует о повышении скоростного компонента движения в рывке. На 0,09 м ($P<0,01$) увеличилась высота траектории движения штанги, на которой она достигает своей максимальной скорости. Данный показатель является одним из ключевых критериев суммарной эффективности двигательного действия при выполнении классического рывка [6].

Такие позитивные изменения биомеханических показателей привели к тому, что увеличилась высота вылета снаряда при выполнении подседа, что обеспечило дальнейший рост результатов в этом упражнении. Анализ показал что за экспериментальный период, который проходил с 2013 года по 2016 год соревновательный результат (среднегрупповой) в классическом рывке у испытуемых вырос на 10,8 кг ($P<0,001$). Это свидетельствует о повышении рациональности и эффективности техники, позволяющей в большей степени использовать двигательный потенциал спортсменов, за счет улучшения качества выполнения тяги, подрыва и подседа. Таким образом, подъем одного и того же веса требует меньших затрат сил при выполнении тяги и подрыва.

Отрицательным результатом эксперимента можно считать отсут-

ствие положительных изменений в показателях, характеризующих рациональность подседа в той его части, который касается точности подседа и фиксации снаряда в нижней точки подседа. В частности разница между максимальной высотой вылета снаряда и нижней точкой ее фиксации увеличилась на 2 см ($P<0,05$). Но это не привело к снижению результата в этом упражнении. Можно считать, что данный элемент движения является дополнительным резервом совершенствования технического мастерства для данной группы спортсменов. Это требует дополнительных исследований.

Проведенное исследование показало, что большинство спортсменов данного уровня мастерства имеют типичные технические ошибки, которые четко проявляются при использовании комплексной инструментальной методики и которые трудно заметить при визуальном контроле. Кинематические показатели в большинстве случаев соответствуют модельным характеристикам. Наиболее серьезные нарушения в технике связаны с динамическими характеристиками движения, которые связаны в основном с рассогласованием пиковых значений усилий относительно граничных моментов фаз. Данные ошибки возникают по причине выраженного смещения динамических акцентов с третьей в четвертую фазу при выполнении подрыва, что снижает эффективность данного периода движения. Значительное снижение минимального усилия на опору ведет к снижению скорости движения снаряда. Это автоматически ведет к увеличению максимального усилия в подрыве, но не компенсирует потери в скорости движения штанги, и практически не влияет на высоту вылета снаряда, достаточного для фиксации в подседе. Сравнительно высокие пиковые характеристики усилий ведет в конечном итоге к перенапряжению опорно-двигательного аппарата, и высокому травматизму.

В ходе эксперимента удалось добиться значимого увеличения скорости движения снаряда в фазе финального разгона и увеличить высоту ее локализации, что позволило при стабилизации максимальной мощности усилия на опору при выполнении подрыва, повысить качество подседа, добиться более активного участия в работе рук и верхнего плечевого пояса, обеспечить жесткое взаимодействие всех звеньев двигательного аппарата спортсменов с опорой и снарядом. Полученная информация о технике рывка штанги и сравнение ее с модельными характеристиками позволили повысить качество процесса целенаправленного управления процессом технической подготовки в данном соревновательном упражнении. Результаты исследования показали, с какими характеристиками техники, прежде всего, связаны изменения в структуре упражнения, ведущие к по-

вышению уровня технического мастерства. Спортсмены экспериментальной группы повысили результат в классическом упражнении, не допустили серьезных срывов и показали стабильную технику на соревнованиях. Позитивные изменения в технике рывка позволили добиться испытуемым высоких результатов на самых важных международных соревнованиях. Азиатские игры 2014 г. – 1-золотая медаль, чемпионат мира 2014 г. и 2015 г. 1 – серебряная медаль, Олимпийские игры 2016 г. – 1 – серебряная медаль, 1 – бронзовая медаль, 1 – четвертое место и 1 – пятое место.

Выводы.

1. Определены показатели, которые могу быть использованы в качестве модельных характеристик для оценки индивидуальных ошибок и сильных сторон в технике соревновательных упражнений и тем самым определить адресную поддержку для каждого спортсмена в процессе совершенствования технического мастерства. Исследование позволило получить новые знания о возможностях направленной коррекции двигательных действий при выполнении тяжелоатлетических упражнений спортсменами в условиях тренировочной деятельности.

3. Результаты анализа позволили выявить конкретные факторы, которые определяют результативность и уровень технического мастерства тяжелоатлетов. Такие знания позволяют более успешно разрабатывать инновационные программы совершенствования спортивно-технического мастерства спортсменов на этапе высшего спортивного мастерства. Применение такой программы в условиях тренировочного процесса с применением средств объективного биомеханического контроля позволило участникам эксперимента повысить спортивно-технические показатели в классическом рывке штанги и способствовало достижению высоких результатов на чемпионатах мира, Азиатских и Олимпийских играх. Индивидуальные показатели биомеханических характеристик техники классических упражнений можно рассматривать как важный критерий для качественной реализации процесса управления системой подготовки спортсменов в скоростно-силовых видах спорта, в том числе и в тяжелой атлетике.

Список использованных источников

1. Воробьев, А. Н. Тяжелоатлетический спорт : Очерки по физиологии и спортивной тренировке / А. Н. Воробьев. – М. : Физкультура и спорт, 1977. – 255 с.

2. Лукашев, А. А. Анализ техники выполнения рывка тяжелоатлетами высокой квалификации : автореф. дис. … канд. пед. наук : 13.00.04 / А. А. Лукашев. – М., 1972. – 35 с.

3. Медведев, А. С. Система многолетней тренировки в тяжелой атлетике : учебное пособие для тренеров / А. С. Медведев. – М. : Физкультура и спорт. – 1986. – 272 с.

4. Биомеханический анализ техники классического рывка / И. П. Сивохин, В. Ф. Скотников, А. И. Федоров, С. К. Мустафин // Олимп. – 2015. - № 4 ; 2016. - №1. – С. 53-55.

5. Сивохин, И. П. Управление подготовкой тяжелоатлетов высокой квалификации на основе комплексного контроля тренировочной деятельности : автореф. дис. … д-ра пед. наук : 13.00.04 / И. П. Сивохин. – Алматы, 2009.–45 с.

6. Фролов, В. И. Анализ координационной структуры соревновательных и специально-вспомогательных тяжелоатлетических упражнений : автореф. дис. … канд. пед. наук : 13.00.04 / В. И. Фролов. – М., 1976. – 29 с.

7. Шалманов, А. А. Кинематика и динамика движения штанги у тяжелоатлетов высокой квалификации в условиях соревнований / А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников, А. В. Панин // Олимп. – 2012. - № 2-3. – С. 27-31.

ФОРМИРОВАНИЕ ТОЧНОСТИ ПЕРЕДАЧ МЯЧА ДВУМЯ РУКАМИ СВЕРХУ У НАЧИНАЮЩИХ ВОЛЕЙБОЛИСТОВ НА ОСНОВЕ УЧЕТА ОСОБЕННОСТЕЙ ЭМГ МЫШЦ ПРЕДПЛЕЧЬЯ

Сидаш А.Л.
ФГБОУ ВО «Курский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации,
г. Курск, Россия

Введение.

Улучшение результативности игровых действий в волейболе теснейшим образом связано с повышением точности выполнения спортсменами технических приемов, что во многом определяет результат игры. Поэтому совершенствование средств и методов повышения целевой точ-

ности имеет первостепенное значение в подготовке волейболистов.

Подготовка игроков обладающих стабильным техническим приемом, передачей мяча двумя руками сверху, сложна. Качество выполнения данного приема во многом зависит от функционального состояния мышечно-сухожильного аппарата верхних конечностей, обеспечивающего работу пальцев рук, а также особенностей механизма управления движениями [3,4].

Современные тенденции научных исследований в сфере физической культуры и спорта характеризуются поиском средств и методов повышения эффективности учебно-тренировочного процесса. Одним из перспективных направлений является применения локальных отягощений. Проблема использования отягощений в спортивной тренировке, а именно в волейболе, хотя и не является новой, но до сих пор остается недостаточно исследованной.

Цель исследования – изучить особенности ЭМГ мышц предплечья, для формирования точности передач мяча двумя руками сверху у начинающих волейболистов.

Методика и организация исследования.

В исследовании при информированном согласии приняли участие 26 девушек в возрасте 18-20 лет.

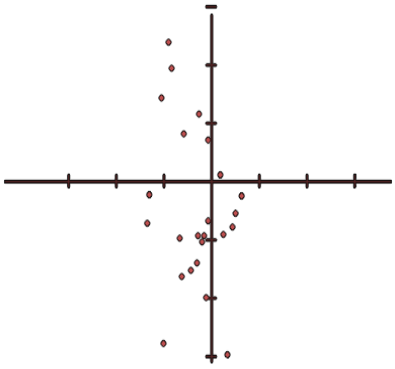
Для проведения эксперимента сформированы две группы: контрольная (КГ)-13 человек и экспериментальная (ЭГ)-13 человек.

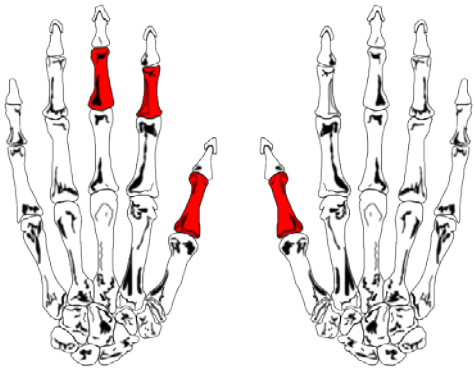
На первом этапе был проведен констатирующий эксперимент, который позволил выявить исходный уровень электрической активности мышц испытуемых. Поверхностная регистрация электромиограмм проводилась на мышцах предплечья, задействованных при выполнении передачи мяча двумя руками сверху, в частности на разгибателе пальцев (Musculus extensor digitorum) и локтевом сгибателе запястья (Musculus flexor carpi ulnaris) на левой и правой руках по четырем показателям: в покое, в покое с отягощением, при дозированной нагрузке, при дозированной нагрузке с отягощением. Исследование проводилось с помощью инструментальных методов на базе кафедры «Нормальная физиология» Курского государственного медицинского университета в стандартизированных условиях лаборатории. Биопотенциалы исследуемых скелетных мышц волейболистов-новичков снимали с помощью нейромиоанализатора НМА-4-01 «НЕЙРОМИАН».

На втором этапе данного исследования с испытуемыми было проведено вводное занятие, на котором волейболисты-новички ознакомлены

с теоретическими и практическими основами выполнения передачи мяча двумя руками сверху.

На третьем этапе волейболисты-новички выполняли передачу мяча двумя руками сверху в цель на стене по единой программе, за исключением того, что волейболистки-новички ЭГ выполняли передачу мяча двумя руками сверху с отягощениями на трех пальцах левой руки большом, указательном, среднем и большом пальце правой руки. Отягощения были размещены на средних фалангах указательного и среднего пальца и проксимальных фалангах большого пальца.





По окончании формирующего эксперимента зарегистрированные результаты статистически обработаны на основе программы Statistica 8.0 с помощью непараметрического критерия Wilcoxon Matched Pairs Test.

Результаты исследования.

При проведении статистического анализа данных, полученных в ходе проведения эксперимента, а именно изменения амплитуды электрического сигнала мышц и частоте мышечных импульсов выявлены достоверно значимые изменения в электрической активности мышц в обеих группах [2].

У испытуемых ЭГ наиболее значимые изменения на левой руке в работе разгибателя пальцев зарегистрированы:

1) в амплитуде М-ответа - в состоянии покоя с отягощением;

2) в частоте - при дозированной нагрузке и при дозированной нагрузке с отягощением.

На правой руке в работе разгибателя пальцев достоверно значимые изменения зарегистрированы:

1) в амплитуде М-ответа - в состоянии покоя;

2) в частоте - в состоянии покоя и в состоянии покоя с отягощением.

Наиболее значимые изменения в этой же группе, но в работе локтевого сгибателя запястья на левой руке произошли:

1) в амплитуде М-ответа произошли по всем четырем параметрам;

2) в частоте - аналогично.

На правой руке в работе локтевого сгибателя запястья достоверно значимые изменения зарегистрированы по всем четырем параметрам в амплитуде М-ответа и частоте мышечных импульсов.

Не смотря на то, что у испытуемых КГ также произошли изменения, достоверно значимых зарегистрировано меньшее количество. Тем не менее, необходимо подчеркнуть, что достоверно значимые изменения произошли в работе локтевого сгибателя запястья:

1) на левой руке в частоте мышечных импульсов при дозированной нагрузке и при дозированной нагрузке с отягощением;

2) на правой руке при дозированной нагрузке [1].

Таблица 1 - Сравнения изменения, произошедшие в результате проведения эксперимента, относительно амплитуды М-ответа на левой руке у волейболисток КГ и ЭГ

	Контрольная группа		Экспериментальная группа	
	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris
Покой	-	-	-	+
Покой с отягощением	-	-	+	+
Дозированная нагрузка	-	-	-	+
Дозированная нагрузка с отягощением	-	-	-	+

Таблица 2 - Сравнение изменений, произошедших в результате проведения эксперимента, относительно частоты мышечных импульсов на левой руке у волейболисток КГ и ЭГ

	Контрольная группа		Экспериментальная группа	
	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris
Покой	-	-	-	+
Покой с отягощением	-	-	-	+
Дозированная нагрузка	-	+	+	+
Дозированная нагрузка с отягощением	-	+	+	+

Таблица 3 - Сравнение изменений, произошедших в результате проведения эксперимента, относительно амплитуды М-ответа на правой руке между КГ и ЭГ

	Контрольная группа		Экспериментальная группа	
	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris
Покой	-	-	+	+
Покой с отягощением	-	-	-	+
Дозированная нагрузка	-	-	-	+
Дозированная нагрузка с отягощением	-	-	-	+

Таблица 4 - Сравнение изменений, произошедших в результате проведения эксперимента, относительно частоты мышечных импульсов на правой руке между КГ и ЭГ

	Контрольная группа		Экспериментальная группа	
	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris	M. extensor digitorum	M. flexor carpi ulnaris
Покой	-	-	+	+
Покой с отягощением	-	-	+	+
Дозированная нагрузка	-	+	-	+
Дозированная нагрузка с отягощением	-	-	-	+

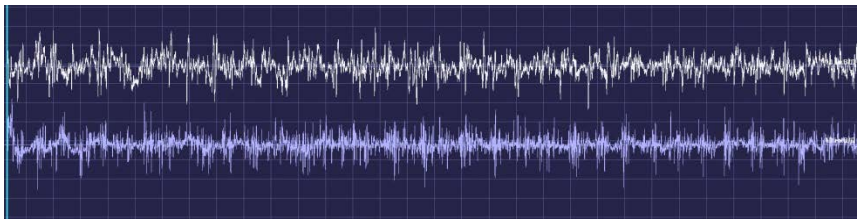


Рисунок 1 - Графическое изображение амплитуды М-ответа после констатирующего эксперимента у испытуемых ЭГ на левой руке обе мышцы

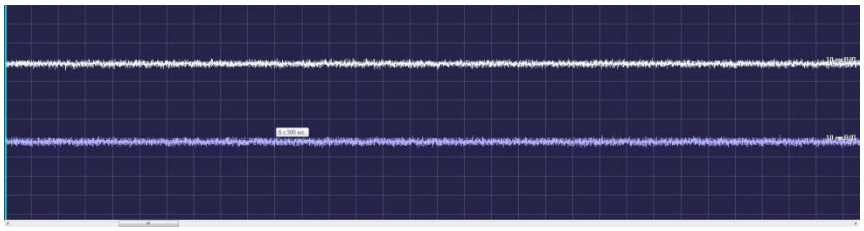


Рисунок 2 - Графическое изображение амплитуды М-ответа после формирующего эксперимента у испытуемых ЭГ на левой руке обе мышцы

Вывод:

- установлено достоверно значимые изменения происходят в работе локтевого сгибателя запястья (m. flexor carpi ulnaris) чаще, нежели разгибателя пальцев, поэтому можем предположить, что данная мышца менее задействована в выполнении передачи мяча двумя руками сверху;

- выявлено, что достоверно значимые изменения происходили в работе мышц левой руки как у испытуемых ЭГ, так и у испытуемых КГ, это можно объяснить тем, что правая рука активнее задействована в процессе жизнедеятельности, чем левая (речь идет о правшах), поэтому является более тренированной;

- после проведения эксперимента с помощью непараметрического анализа полученных данных с использованием критерия Wilcoxon Matched Pairs Test было доказано, что дозированные отягощения оказывают воздействия на работу мышечно-сухожильного аппарата т.к. достоверно значимых изменений испытуемых ЭГ больше;

- уменьшение амплитуды М-ответа у испытуемых ЭГ, под влиянием локальных отягощений, может подтвердить их воздействие на точность целенаправленных движений.

Список использованных источников

1. Команцев, В. Н. Методические основы клинической электронейромиографии : руководство для врачей / В. Н. Команцев. —СПб., 2006. —362 с.

2. Сидоренко, Е. В. Методы математической обработки в психологии / Е. В. Сидоренко. — СПб. : Речь, 2002. — С. 87-94.

3. Сидаш, А. Л. Использование локальных отягощений для повышения точности верхней передачи волейболистами / А. Л. Сидаш // Теория и практика физической культуры. — 2012. — № 1. — С. 79-80.

4. Сидаш, А. Л. Применение инструментальных методов для контроля выполнения передачи мяча двумя руками сверху в волейболе [Электронный ресурс] / А. Л. Сидаш // Биомеханика спортивных двигательных действий и современные инструментальные методы их контроля. – Режим доступа: http://last-man.org/wp-content/uploads/2014/01/Some-muscles-wrist.jpg.

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ КОНТРОЛЬ СКОРОСТНО-СИЛОВОЙ ГОТОВНОСТИ ЮНЫХ СПРИНТЕРОВ К НАГРУЗКАМ СПЕЦИАЛЬНОЙ НАПРАВЛЕННОСТИ

Скрыгин С.В., преподаватель
ФГОБУ ВО «Финансовый Университет
при Правительстве Российской Федерации»,
г. Москва, Россия

Хороший результат в спринтерском беге зависит от множества факторов. Наиболее значимым из них является скорость перемещения спортсмена по беговой дорожке, которая, в свою очередь, зависит от качества динамических показателей при беге с максимальной интенсивностью.

Одним из наиболее важных динамических показателей является биомеханика взаимодействия стопы спортсмена с беговой дорожкой. Особенности этого процесса непосредственно влияют на время преодоления дистанции.

Имеющиеся исследования по этой теме в большинстве своем касаются спринтеров высокой квалификации [1,4]. Те же самые вопросы биомеханики бегового шага начинающих спринтеров разработаны недостаточно [3].

Актуальность.

Решение поставленной в исследовании задачи улучшит педагогический контроль, снизит вероятность форсирования тренировки и, как следствие, ликвидирует многие причины травмирования юных бегунов. Наличие критериев скоростно-силовых показателей при взаимодействии стопы с опорой, позволит точнее определять уровень готовности нервно-мышечного аппарата юных спринтеров к нагрузкам специальной направленности. Такое предположение актуализирует исследовательские усилия для определения критериев готовности опорно-двигательного аппарата юных спринтеров на основе биомеханических особенностей взаимодействия стопы с беговой дорожкой.

Цель исследования.

На основании информации о скоростно-силовых особенностях взаимодействия стопы с опорой во время спринтерского бега необходимо определить критерии готовности опорно-двигательного аппарата юных спринтеров к нагрузкам специальной беговой подготовки.

Организация исследования.

Для решения поставленных задач был проведен педагогический эксперимент. В процессе исследования изучались биомеханические особенности работы опорно-двигательного аппарата при постановке стопы на беговую дорожку. Юные бегуны-спринтеры выполняли ускорения на тредбане со встроенной тензоплатформой. В процессе бега производилась регистрация временно-силовых характеристик каждого бегового шага в момент опоры.

В исследовании приняли участие юные бегуны на короткие дистанции 3 взрослого разряда 14-15 лет. Испытуемые пробегали дистанции от 60 до 200 метров с максимальной интенсивностью. В процессе бега регистрировались биодинамические показатели при постановке стопы на опору, а также при отталкивании.

Метод исследования.

Для регистрации данных использовался метод тензометрии. Регистрация сигналов с тензодатчиков осуществлялась шлейфным осциллографом К-121. Специальная аппаратура позволила зафиксировать биодинамические характеристики взаимодействия связочно-мышечного аппарата спортсменов с беговой поверхностью. Примеры динамограмм взаимодействия стопы с опорой представлены на рисунке №1.

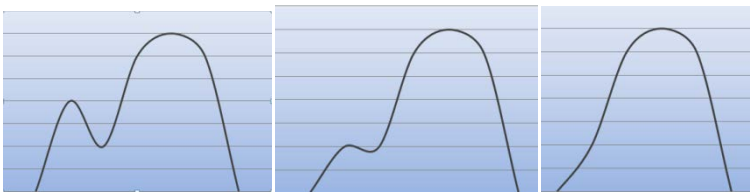


Рисунок 1 - Варианты динамограмм взаимодействия стопы юных спринтеров с опорой в беге с максимальной интенсивностью

Обсуждение результатов исследования.

После завершения эксперимента было выявлено три наиболее очевидных варианта взаимодействия стопы спортсменов с беговой дорожкой. В первом и втором вариантах на динамограмме во время постановки стопы на опору наблюдаются две фазы. В третьем - только одна. В первом варианте начальная фаза взаимодействия характеризуется значительным возрастанием амортизационной силы. Можно предположить, что она действует против движения бегуна и позволяет рекуперировать

энергию для перевода стопы в фазу отталкивания. Все перечисленные элементы взаимодействия стопы с опорой непосредственно влияют на динамику перемещения спортсмена, в том числе и на его длину шага. Наличие амортизационной фазы и фазы отталкивания во время опоры увеличивает длину шага и уменьшает их частоту, что снижает оптимальное между ними соотношение. Как следствие, юные спортсмены, обладающие такой биомеханикой взаимодействия стопы с опорой, имели не самые высокие показатели скорости во всей экспериментальной группе.

Во втором варианте динамограмм присутствуют те же две фазы, что и в первом. Единственное отличие состоит в величине амортизационной составляющей. Она представляет собой промежуточное состояние между первым и третьим вариантом. Эта фаза незначительно проявляется во время опоры. На динамограмме не прослеживается явная вершина, а лишь некоторые амортизационные колебания, которые быстро переходят в фазу отталкивания. Здесь в меньшей степени происходит накапливание энергии в фазе амортизации для последующего ее рекуперирования в отталкивание. Можно сказать, такой вариант взаимодействия стопы с опорой является более динамичным, чем первый.

В третьем варианте динамограмм передний толчок, т.е. фаза амортизации, отсутствует. Имеется в наличие только задний толчок - фаза отталкивания. Именно на отталкивании сфокусирована вся энергия связочно-мышечного аппарата во время опоры. Действие происходит настолько быстро, что амортизационные возможности опоры и ее энергия направлены не на взаимодействие со стопой, а на ее отталкивание, чтобы восстановить стабильность опорной системы. Поскольку сокращается количество опорных фаз, сокращается и время самой опоры. Это является благоприятным условием для достижения оптимального соотношения темпа бега и длины шагов. Юные спортсмены, обладающие такими биомеханическими характеристиками взаимодействия стопы с опорой, преодолевали спринтерские дистанции с наибольшей скоростью в отличие от других испытуемых.

Выводы.

1. Выявлено три варианта взаимодействия стопы с опорой во время бега юных спринтеров: двухфазная амортизационная, где четко выражены передний и задний толчки, разведенные во времени; однофазная с признаками амортизации, где четко выражен задний толчок и есть признаки переднего толчка; однофазная, где исключена фаза амортизации и прослеживается только фаза отталкивания;

2. Двухфазная опора во время спринтерского бега свидетельствует об отдельно выраженном амортизационном усилии, которое направленно против движения. Это является фактором снижения скорости бега и увеличение длины шагов;

3. Во время однофазной опоры с признаками амортизации не происходит значительного накапливания энергии в первой фазе для последующего ее рекуперирования в отталкивание. Такой вариант взаимодействия стопы с опорой в большей степени обеспечивает, чем двухфазный амортизационный, оптимальное соотношение длины шага и частоты шагов;

4. В однофазном варианте опоры передний толчок, т.е. фаза амортизации как отдельное усилие, отсутствует. Четко обозначен только задний толчок. Однако амортизационная составляющая опоры не исчезла. Она гармонично вписалась в фазу отталкивания. Короткое время опоры позволило совместить две фазы в одну. Поэтому произошло суммирование энергии амортизации и энергии отталкивания. Такое явление позволяет достичь более высокой скорости перемещения по дистанции. Действие происходит настолько быстро, что амортизационные возможности опоры и ее энергия реализуются не для решения задачи взаимодействия со стопой, а для осуществления только отталкивания предмета, нарушившего стабильность опорной системы. Таким образом, суммируются две силы: амортизационная и отталкивания. Сокращение количества опорных фаз, сокращает и время самой опоры. Это является благоприятным условием для достижения оптимального соотношения частоты и длины шагов;

5. Юные спортсмены, обладающие способностью однофазного взаимодействия стопы с опорой, преодолевали предложенные дистанции с наибольшей скоростью в отличие от других испытуемых. У них достаточный уровень скоростно-силовой готовности для использования средств специальной беговой направленности;

6. Анализ биодинамических особенностей взаимодействия стопы с опорой юных спринтеров показал, что для повышения эффективности соревновательного упражнения необходимо развивать максимальные усилия в наиболее короткое время;

7. Уровень скоростно-силовой готовности связочно-мышечного аппарата определяется следующими показателями, представленными по порядку значимости: скоростно-силовой индекс заднего толчка; латентное время опоры; время достижения максимального усилия при отталкивании; максимальное усилие при отталкивании;

8. Очевидным критерием, позволяющим определить уровень готовности юных спринтеров к беговым нагрузкам специальной направленности, является скоростно-силовой индекс фазы отталкивания.

Список использованных источников

1. Бальсевич, В. К. Исследование основных параметров движений в беге на скорость и некоторые пути совершенствования в технике бегунов на короткие дистанции : автореф. дис. … канд. пед. наук : 13.00.04 / В. К. Бальсевич. – М., 1965. – 24 с.
2. Лузгин, В. Н. Влияние возраста и тренировки на биомеханические характеристики спринтерного бега : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 /В. Н. Лузгин. – Омск, 1988. – 17 с.
3. Скрыгин, С. В. Структура тренировочных нагрузок специальной направленности бегунов-спринтеров 3-4 годов обучения в учебно-тренировочных группах спортивных школ : автореф. дис. ... канд. пед. наук : 13.00.04 / С. В. Скрыгин. – М., 1992. – 23 с.
4. Тюпа, В. В. Исследование внутрицикловых биомеханических характеристик спринтерского бега : автореф. дис. … канд. пед. наук :13.00.04 / Владимир Владимирович Тюпа. – М., 1978. – 24 с.

ЦЕЛЕВАЯ ТОЧНОСТЬ И ЭРГОНОМИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ СПОРТСМЕНОВ-ИГРОВИКОВ

Тамбовский А.Н., д.п.н., профессор, проректор по НИР
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры»,
п. Малаховка, Россия

Проблема повышения качества технического компонента двигательной активности спортсмена занимает одно из важнейших мест в процессе его подготовки. Значимой частью этого компонента является пространственно-временная точность выполняемых спортивных движений. При этом баллистическая и целевая точность двигательной активности спортсмена может характеризоваться временными и пространственными показателями [1,2,3]. При определении данных показателей необходимо принимать во внимание, что данная точность может описывать результативность ударов, бросков, движений частей тела, полета спортивных сна-

рядов, управления такими снарядами. Именно отмеченные виды точности чаще всего привлекали внимание исследователей [1]. Гораздо меньше работ было посвящено точности и своевременности перемещений самого спортсмена [2]. Достаточно серьезные исследования целевых действий занимающихся различными видами спорта проводились с учетом зрительного компонента, исходя из значимости зрительной системы для точностных действий [1,2,4]. Вместе с тем, не смотря на такие работы, еще многие вопросы остаются невыясненными, в частности, какие параметры зрительной системы важны для достижения желаемого уровня целевой точности [5]?

Исходя из обозначенной актуальности, целью нашей работы стала конкретизация параметров зрительной системы и их значений и их связь с целевой точностью.

В качестве методов использовались: эргономические методы: тестирование точности расстояния до конкретной цели (предмета); тестирование точности броска по цели, расположенной на полу и баскетбольному кольцу; тестирование угловых предметов (по горизонтали и вертикали), а также анализ и обобщение материалов исследования.

В работе принимали участие спортсмены (n=24, юноши), занимающиеся игровыми видами спорта (баскетбол, n=12; волейбол, n=12), и имеющие средний уровень квалификации (1 разряд).

При проведении измерений каждому испытуемому предлагалась одна пробная попытка и 2 контрольных (после игровой тренировки). Такое количество попыток не давало возможности спортсменам привыкнуть к условиям эксперимента.

В качестве показателей, предопределяющих целевую точность, нами были рассмотрены фактически офтальмоэргономические показатели [2,3]: точность определения расстояния от спортсмена до определенного предмета (на расстоянии от 1,5 до 2,5 м); точность определения угла с левой и правой стороны от испытуемого (величина углов от 0 до 90 угл.град.), а также точность вертикального угла (вверх или вниз от оси взгляда). Результаты тестирования спортсменов, участвовавших в эксперименте, представлены в таблице 1. При рассмотрении данных результатов необходимо учитывать, что под точностью (расстояний, углов) нами понималась величина абсолютной ошибки, допускаемой испытуемыми в процессе тестирования.

Таблица 1 - Значения офтальмоэргономических показателей, обеспечивающих целевую точность двигательных действий у спортсменов игровых видов спорта (n=24)

	Показатели	Контрольные расстояния			
		2 метра	4 метра	6 метров	8 метров
1	Точность расстояния до предмета, м	0,2±0,1	0,4±0,2	0,8±0,2	1,1±0,3
2	Точность угла (левая сторона), угл.град.	4,2±0,6	2,8±0,8	5,1±1,5	5,3±1,4
3	Точность угла (правая сторона), угл.град.	3,7±0,4	2,9±0,6	3,9±0,9	4,7±1,4
4	Точность вертикального угла, угл.град.	3,9±0,7	4,1±0,9	4,8±1,3	5,6±1,6

Полученные результаты дали основания для мнения, что расстояние 6 м от спортсмена до конкретной точки является неким «критичным» расстоянием, так как именно в данном случае резко увеличивалась ошибка в определении расстояния (то есть, ухудшалась точность). При этом отмечалось существенное возрастание ошибки в определении угла в левую сторону. С ошибками угла в правую сторону дело обстояло гораздо лучше. В отношении точности оценки вертикальных углов следует отметить, что абсолютное значение ошибки и ее колебания (среднеквадратичное отклонение) были самыми большими по сравнению с другими регистрируемыми показателями.

В эксперименте по выяснению значений целевой точности (отклонения мяча от цели после броска) испытуемые 4 тренировочных дня выполняли по 3 броска в баскетбольное кольцо с конкретных мест (для баскетболистов), и по 3 «навесных броска» волейбольным мячом (приемом «передача сверху» для волейболистов) в кольцо диаметром 30 см, лежащее на полу. Полученные результаты представлены в таблице 2.

Таблица 2 - Значения целевой точности (отклонения мяча от цели) у спортсменов игровых видов спорта

	Показатели	Величина отклонений, м			
		Волейболисты		Баскетболисты	
		2 м	4 м	2 м	4 м
1	Бросок в баскетбольное кольцо	0,20±0,07	0,33±0,07	0,08±0,04	0,12±0,06
2	Бросок в кольцо на полу	0,27±0,09	0,46±0,08	0,39±0,14	0,55±0,19

При этом они показали важную особенность – на результативность конкретного варианта целевой точности оказывает влияние вид спорта, которым занимался спортсмен, и местоположение цели. Проведенный далее корреляционный анализ результатов, таблица 1 и 2, позволил уточнить степень взаимосвязи между рассмотренными группами показателей деятельности спортсмена.

Выводы:

1. Офтальмоэргономические показатели спортсменов, занимающихся игровыми видами спорта, очень близки друг к другу. Вместе с тем важность конкретного показателя для спортсмена зависит от его вида спорта.

2. На численное значение целевой точности спортсмена оказывает влияние вид спорта и индивидуальные офтальмоэргономические показатели.

3. Для баскетболистов коэффициент корреляции между величиной целевой точности и угловыми офтальморгономическими показателями составлял от 0,66 до 0,75. Для волейболистов наибольшая взаимосвязь (0,74) выявлена между точностью определения расстояния и целевой точностью (бросок мяча в кольцо на полу).

Список использованных источников

1. Голомазов, С.В. Теоретические основы и методика совершенствования целевой точности двигательных действий: Автореферат дисс...докт. пед. наук по спец. 13.00.04 / Станислав Владимирович Голомазов. - М.: РГАФК, 1997. - 46 с.

2. Тамбовский, А.Н. Теоретические и прикладные основы спортивной офтальмоэргономики : Дисс.…на соиск. учен. степ. докт. пед. наук по

спец. 13.00.04 / Анатолий Николаевич Тамбовский, РГУФК. – 2003. – 444 с.

3. Тамбовский, А.Н. К вопросу повышения целевой точности спортсмена / А.Н. Тамбовский, Р.Г. Бархударян // Сб. трудов НИИФКиС РБ. – Мн.: НИИФКиС РБ, 1999. - С. 34-38.

4. Башлыков, И.П. Куда смотреть?: (Направление взора и движения глаз в спортивных заданиях) // Теория и практ. физ. культ. - 1989. - №2. - С. 7 -15.

5. Bruce, M. Sports Ophtalmology / Ed. B.M. Zagelbaum. – London: Blackwell Science Inc., 1996. - 280 p.

МЕТОДИКА ТРЕНИРОВКИ В АТЛЕТИЗМЕ ДЖО ВЕЙДЕРА, АДАПТИРОВАННАЯ ДЛЯ ЕЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В СИСТЕМЕ ИСКУССТВЕННОГО ИНТЕЛЛЕКТА

Тараховский Д.Ю., младший научный сотрудник НИИТ МГАФК;
Хасин Л.А., директор НИИТ МГАФК, к.п.н., доцент
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

На протяжении ряда лет в НИИТ МГАФК велась работа по созданию систем искусственного интеллекта, экспертных систем, предназначенных для планирования тренировочной нагрузки [4, 6, 9, 10]. В рамках этого направления нами разработана экспертная система для планирования тренировки в атлетизме – «Атлетизм» (авторы – Хасин Л.А., Дроздов А.Л., Тараховский Д.Ю.). Эта система планирует тренировочную нагрузку в атлетизме для начинающих [2, 3, 5, 7].

Этапами в процессе создания экспертных систем являются:

а. создание вербального описания методики тренировки и его формализация,

б. разработка алгоритмов планирования и программного обеспечения.

Для создания вербального описания используются знания, описанные в научно методической литературе и почерпнутые от экспертов.

На первом этапе мы обратились к известному специалисту в области тренировки в атлетизме Джо Вейдеру и его, считающейся на данный момент классической, методике. Она описана в большом количестве книг [1, 11, 12, 13], а также на страницах журналов, таких как: Shape», «Flex», «Muscle & Fitness»,«Muscle Power», «Mr America», «Men's Fitness», «Сила и красота» и других.

Знания, представленные в этих источниках, можно охарактеризовать, как общие рекомендации и примерные планы.

Для индивидуализации тренировочного процесса этих знаний недостаточно. Возникают проблемы индивидуализации тренировочного процесса, подбор нагрузки адекватной возможностям занимающихся, оценивания уровней и направленности тренировочной нагрузки, отсутствуют меры, нормы, принципы распределения тренировочной нагрузки. Используя эти знания невозможным является формализация задачи планирования и ее математическая постановка.

Данная работа посвящена сравнительному анализу методики Джо Вейдера и разработанной нами системы планирования тренировочной нагрузки.

При анализе существующих методик планирования мы пришли к выводу, что не учитывается ряд характеристик, которые было бы целесообразно, на наш взгляд, задавать при планировании тренировочной нагрузки. К таким характеристикам относятся: локальные и интегральная нагрузки, травмоопасность, вариативность, равномерность. Целесообразность их применения связана с необходимостью гармоничного развития занимающегося, дозирования нагрузки в соответствии с уровнем подготовленности занимающего, применением разнообразных тренировочных средств и равномерным распределением нагрузки по тренировочному циклу.

Сравнение различных параметров тренировочной нагрузки и принципов построения тренировочного плана

Количество тренировок в неделю

Минимальное количество тренировок в методике Джо Вейдера для начинающих это 3 в неделю. Поскольку мы планируем для занимающихся не ставящих перед собой спортивные задачи, а для гармоничного развития мышечной системы, повышения силовых показателей и укрепления здоровья, то мы стараемся начальный уровень нагрузки делать небольшим, с «запасом». Мы предлагаем постепенное увеличение количества тренировок от 4 в две недели до 5, а затем и 6 в две недели.

Продолжительность тренировки

Продолжительность тренировок по обоим методикам сходная, от 30 до 60 минут. Длительность тренировки можно рассчитать исходя из количества упражнений, количества подходов в них, времени отдыха между подходами.

Отдых между подходами

По методике Джо Вейдера предполагается начинать с 1 минуты отдыха, постепенно уменьшая до 30 секунд. Мы считаем, что не рационально ограничивать начинающего по времени отдыха и рекомендуем отдыхать до субъективного ощущения готовности к нагрузке. При нормальном состоянии занимающегося это происходит через 1,5-2 минуты.

Количество упражнений в тренировке

Количество упражнений в тренировке по обеим методикам почти идентично и составляет 9-13 упражнений.

Количество тренировочных подходов в упражнении

Количество подходов также различается не значительно. Как и в нашей методике в Джо Вейдер рекомендует начинать с одного рабочего подхода в каждом упражнении.

Количество повторений

По методике Джо Вейдера предполагается разминочный подход на 12 повторений, затем два рабочих подхода на 8-10 повторений. По нашей методике занимающийся выполняет один подход на 15 повторений с весом 18 ПМ и два подхода на 10-12 повторений с весом 12-15 ПМ.

Оценка воздействия упражнений на различные группы мышц

По методики Джо Вейдера оценивается лишь прямое воздействие на целевую группу мышц. По нашему мнению такой подход не учитывает косвенного воздействия каждого упражнения, что может привести к неравномерной нагрузке на отдельные мышечные группы, может привести к перетренированности и травмам.

Для оценки основного и косвенного воздействия упражнений на различные группы мышц мы ввели понятие локальной нагрузки.

Локальная нагрузка - это степень загруженности той или иной мышечной группы возникающая при выполнении упражнения.

Степень загруженности различных групп мышц определяется в баллах:

0 баллов – упражнение не задействует данную мышечную группу.

25 баллов - упражнение задействует мышечную группу в статическом режиме при малом напряжении.

50 баллов – упражнение задействует мышечную группу в статическом режиме при большом напряжении или упражнение задействует мы-

шечную группу в динамическом режиме, с неполной амплитудой и не с максимальным напряжением

75 баллов – упражнение задействует мышечную группу в динамическом режиме, с неполной амплитудой и с максимальным напряжением или упражнение задействует мышечную группу в динамическом режиме, с полной амплитудой и не с максимальным напряжением

100 баллов – упражнение задействует мышечную группу в динамическом режиме, с полной амплитудой и при максимальном напряжении.

Локальные нагрузки тренировки складываются из локальных нагрузок входящих в ее состав упражнений.

Невозможно подобрать упражнения в тренировке так, чтобы суммарные локальные нагрузки во всех группах мышц были абсолютно равны, поэтому в качестве требования к тренировочному плану выступает диапазон суммарных локальных нагрузок. Мы считаем, что оптимальный диапазон суммарных локальных нагрузок тренировки – это 100-150 баллов, это значит, что каждая из 15 групп мышц будет загружена минимум одним упражнением динамического характера, где будет выполнять движение на максимум амплитуды и максимум одно динамическое упражнение плюс одно упражнение, где эта группа мышц нагружается в статическом режиме**.**

Оценка воздействия упражнений на организм в целом

В методике Джо Вейдера упражнения разделяются на базовые и изолирующие. Базовые упражнения воздействуют на большое количество групп мышц, изолирующие только на одну. В тренировке начинающего преобладают изолирующие упражнения, затем увеличивает количество базовых, затем базовые и изолирующие комбинируются в одной тренировке.

При таком подходе невозможно количественно оценить воздействие упражнений входящих в состав тренировки на организм в целом, индивидуально подобрать нагрузку.

Для оценки воздействия упражнений на организм в целом, мы ввели понятие интегральной нагрузки.

Интегральная нагрузка отражает суммарное воздействие упражнения на организм в целом.

Уровень интегральной нагрузки конкретного упражнения зависит от объема мышечной массы вовлеченной в работу, амплитуды движения, времени выполнения упражнения, величины отягощения, координационной сложности упражнения.

Интегральная нагрузка определяется экспертно и задается в баллах. Интегральная нагрузка тренировки складывается из интегральных нагрузок входящих в его состав упражнений.

Оценка травмоопасности

Джо Вейдер упоминает о том, что некоторые упражнения могут быть некомфортными для выполнения и вызывать травмы, но предлагает такие упражнения исключать из тренировок. Мы пошли в этом вопросе дальше и ввели понятие травмоопасности [8, 9].

Травмоопасность - это мера воздействия тренировочных упражнений в атлетизме на элементы позвоночника, а силы сжатия, возникающие в элементах позвоночника, выбраны нами в качестве классификационного признака.

Экспертно оценив величины используемых отягощений и рассчитав напряжения в элементах ОДА мы смогли проранжировать тренировочные упражнения по параметру травмоопасности.

При соблюдении всех других показателей нагрузки мы подбираем упражнения так чтобы минимизировать уровень травмоопасности.

Разнообразие применяемых тренировочных средств

Занимающиеся по методике Джо Вейдера вынуждены ограничиваться заранее прописанными тренировочными планами, разнообразие тренировочных средств в которых не очень велико.

Для обеспечения наибольшего разнообразия используемых тренировочных средств мы ввели понятие вариативности. Это отношение количества тренировок, в которых встречается упражнение, к общему количеству тренировок.

При выборе упражнений для новых тренировок [7] мы отдаем предпочтение тем, что встречаются редко, тем самым мы увеличиваем разнообразие тренировочных средств, что повышает эффективность тренировки и минимизирует вероятность травмы.

Увеличения нагрузки

В методике Джо Вейдера нагрузка увеличивается за счет постепенного увеличения тренировочного веса, количества повторений и периодического резкого увеличения количества тренировочных подходов

Мы считаем, что нагрузка должна увеличиваться более постепенно, без резких скачков.

Интегральная нагрузка тренировочного периода зависит от:

- Интегральной нагрузки тренировочного занятия
- Количества тренировочных занятий за планируемый период
- Количества подходов в тренировочных упражнениях

Мы комбинируем различные параметры нагрузки так, чтобы переход от одного уровня интегральной нагрузки к другому был как можно более плавным.

Для обеспечения соответствия уровня тренировочной нагрузки возможностям занимающегося мы используем две различные анкеты – первая для занимающихся впервые проходящих процедуру планирования (на определяет начальный уровень нагрузки) и вторая для занимающихся для которых уже были построены планы (она определяет динамику, т.е. необходимо ли менять нагрузку и в какую сторону).

Предлагаемая нами методика планирования требует формализации использованных знаний, разработки специальных математических алгоритмов и соответствующей компьютерной программы (экспертной системы).

На основе представленной методики была построена экспертная система «Атлетизм».

С целью оценить эффективность предлагаемой нами системы, по сравнению с методикой Джо Вейдера, проводился педагогический эксперимент [2]. Продолжительность эксперимента составляла 3 месяца. В эксперименте участвовало 24 человека, со стажем занятий меньше месяца. Эксперимент проводился на базе фитнес-клуба «Гагарин», город Жуковский. Эксперимент показал, что данная методика эффективнее традиционного планирования.

Экспертную систему «Атлетизм» можно использовать в качестве помощника тренера, а так же при самостоятельных тренировках.

Система может быть использована на протяжении многих лет, поскольку увеличивается количество тренировочных занятий, количество подходов, рабочий вес. При ее расширении возможно будет планирование тренировки для более «продвинутых» спортсменов.

Список используемых источников

1. Вейдер, Д. Система строительства тела Джо Вейдера / Д. Вейдер – М.: Физкультура и спорт, 1991 – 112 с.

2. Тараховский Д.Ю. Апробация системы планирования тренировочной нагрузки в атлетизме для начинающих / Д.Ю. Тараховский // Физическая культура: образование, воспитание, тренировка. – 2014. - №1. – С.

3. Хасин, Л.А. Планирование тренировки в атлетизме с использованием экспертных систем / Л.А. Хасин, Д.Ю. Тараховский //Вестник спортивной науки. 2014. - № 5. –С.22-26.

4. Хасин, Л.А. Планирование тренировки в атлетизме с использованием экспертных систем / Л.А. Хасин, Д.Ю. Тараховский // Материалы III Всероссийской научно-практической конференции: «Информационные технологии и компьютерное моделирование в сфере физической культуры и спорта. 31 мая – 03 июня 2010 г». - Московская государственная академия физической культуры. Малаховка, 2012. – С.82-90

5. Хасин, Л.А. Планирование атлетической тренировки для начинающих спортсменов / Л.А. Хасин, Д.Ю. Тараховский // Теория и практика физической культуры. – 2009. - №5. – С. 69-71.

6. Хасин Л.А. Экспертные системы для планирования спортивной тренировки: теоретико-методические подходы и перспективы развития . // Теория и практика физической культуры. -2007.- №2. – С. 43-47

7. Хасин, Л.А. Расчет травмоопасности упражнений используемых в атлетической тренировке / Л.А. Хасин, Д.Ю. Тараховский // Федер. агентство по физ. культуре и спорту, Моск. гос. акад. физ. культуры, Моск. обл. олимп.акад. // Материалы XXVIII научно-методической конференции профессорско-преподавательского и научного состава МГАФК. Выпуск V - Малаховка, 2007. - С. 105-114. - Библиогр.: с. 114.

8. Хасин, Л.А. Планирование тренировки в атлетизме с учетом критериев травмоопасности, интегральной и локальной нагрузки / Л.А. Хасин, С.С. Щелков / В сборнике: На рубеже XXI века. Год 2003-й Научный альманах МГАФК. / Московская государственная академия физической культуры. Малаховка, 2004. –С. 35-47.

9. Хасин, Л.А. Подходы к планированию тренировки в атлетизме с использованием информационных технологий / Л.А. Хасин, С.С. Щелков // Материалы всероссийской научной конференции «Информационные технологии и технические средства обучения и тренировки в сфере физической культуры и спорта» / МГАФК - Малаховка, НИИТ МГАФК, 2004. – С. 198-202.

10. Хасин Л.А. Планирование спортивной тренировки с использованием экспертных систем (на примере бега на 800 м.) / диссертация на соискание ученой степени кандидата педагогических наук / Московская государственная академия физической культуры. Малаховка, 2003

11. Weider, J. Competitive bodybuilding by Joe Weider / J. Weider, B. Reynolds - Contemporary Books, 1984. – 172p.

12. Weider, J. The Weider System of Bodybuilding / J. Weider, B. Reynolds - Contemporary Books, 1983. – 228p.

13. Weider, J. The Weider body book / J. Weider, B. Weider - Contemporary Books, 1984. – 198p.

К ВОПРОСУ ОБ УТОЧНЕНИИ ПРЕДМЕТА ДИСЦИПЛИНЫ «БИОМЕХЕНИКА ДВИГАТЕЛЬНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ»

Темерева В.Е., к.п.н., доцент
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

Одной из главных задач дисциплин, дающих знание о спортивной деятельности, является формирование объективного представления у студента об устройстве организма, принципах его функционирования, механизмах управления двигательной деятельностью, законах взаимодействия с окружающей средой, а также привитие практических представлений о применении полученного знания в его повседневной тренерско-преподавательской деятельности.

Одной из основополагающих наук, изучающих и исследующих движения человека, является наука биомеханика.

Интерес к биомеханике отмечен еще со времен Аристотеля, но успешное развитие она получила с середины прошлого века, а сегодня при разработке рабочих программ в вузах физической культуры служит основой дисциплины «Биомеханика двигательной деятельности».

В своем учебнике «Биомеханика двигательной деятельности» (2011 г.) предназначенном для бакалавров д.п.н., профессор Г. И. Попов, д.п.н., профессор А. В. Самсонова обозначают границы данной дисциплины следующим образом: «Биомеханика двигательных действий изучает свойства и функции опорно-двигательного аппарата и двигательные действия человека на основе понятий, принципов и законов классической механики»[1].

Начиная с 2000г. появляется тенденция в слиянии большего количества знаний для исследования двигательной деятельности, о чем говорит член-корреспондент РАН, д.п.н., профессор Я. К. Коблев (2006 г.): «Для облегчения решения научной стороны проблемы мы предлагаем изменить (расширить) понятие предмета биомеханики как науки и учебной дисциплины. В большинстве учебников и учебных пособий он определяется как исследование механических явлений и процессов в живых организмах. Мы предлагаем следующее определение: «Предметом биомеханики физических упражнений является исследование взаимосвязи и

отношений между механическими, морфологическими, функциональными и психическими явлениями и процессами, обусловливающими двигательную деятельность человека».

Д.п.н., профессор В.Б. Коренберг, также в своих трудах («Основы спортивной кинезиологии», 2005 г.) уходил от узкого подхода изучения движения с позиции только биомеханики, предлагая название дисциплины «Спортивная кинезиология».

Таким образом, уточнение предмета дисциплины биомеханика двигательной деятельности, дает возможность, перейти к следующей его формулировке: «Предметом биомеханики является изучение организации двигательной деятельности, исследование структуры, т.е. взаимосвязи и отношений между механическими, морфологическими, функциональными и психическими явлениями и процессами, обусловливающими двигательную деятельность человека».

Способность науки к абстрагированию, дает ей некоторое преимущество в изучении тех или иных жизненных процессов связанных с человеком, однако в действительности все намного сложнее, и в данной дисциплине такой подход к предмету, дает возможность отразить, как происходит слаженная работа всех уровней осуществления двигательной деятельности совместно.

Введение понятия организации двигательной деятельности предполагает выявление её структуры, систематизации огромного количества наработок в этом направлении, также выявление различных её составляющих таких как: анатомическая, физиологическая, механическая, психологическая, педагогическая, художественная, эстетическая и других, рассмотрение взаимосвязей.

Отдельные исследования структуры движений и попыток структурного анализа активно велись Д. Д. Донским и на сегодняшний момент рассматриваются во многих диссертациях, научных статьях, например, по мнению Г.Е. Шульгина «…Не достаточно полно разработаны биомеханические аспекты гиревого спорта…В связи с этим нами была предпринята попытка конкретизации биомеханических характеристик «рывка» в гиревом спорте» [3].

С целью лучшего практического использования студентами полученного знания необходимо рассмотреть структуру двигательной деятельности с различных сторон (рисунок 1) и показать взаимосвязи, таких её составляющих как:

- Механо-анатомическая составляющая (с позиции анатомии и механики отразить основные свойства опорно-двигательного аппарата

(или его части) спортсмена в виде модели, выявить структуру двигательных действий, провести структурный анализ двигательной деятельности);

- Механо-физиологическая составляющая (проследить на примере шарнирно-стержневой модели, например, биомеханику мышечного сокращения, раскрыть механические свойства мышц и др.);
- Механо-педагогическая составляющая (рассмотреть эффекты действия сил и их моментов на спортсмена, проанализировать импульсы сил и как меняются скорости и ускорения тела, под их действием и др. Охарактеризовать работу различных механических характеристик с позиции положительного и отрицательного воздействия на результат);
- Психолого-механическая составляющая (раскрыть на какие установки мысленно должен опираться спортсмен в процессе выполнения упражнения; как мыслеобразами заставить тело сформировать правильную программу движения и др.);
- Механо-художественно-эстетической (продумать как эффектно выполнить то или иное движение, что влияет на зрелищное представление упражнения с позиции артистичности, выразительности, яркости исполнения и др.).

Разработкой этих составляющих сейчас занимается Лаборатория кафедры биомеханики и информационных технологий МГАФК с использованием современных информационных технологий.

Настоящее время характеризуется внедрением в биомеханику двигательной деятельности современных информационных технологий. По мнению завкафедрой Биомеханики и информационных технологий МГАФК, к.п.н, профессора А.Н. Фураева данное направление в изучении движения позволяет выйти на создание различных автоматизированных информационно-соответствующих систем оперативного экспресс-контроля за спортивной двигательной деятельностью [2]. Работы в данном направлении ведутся в РГУФКе, под руководством профессора А. А. Шалманова.

*Рисунок 1 - **С**труктура двигательной деятельности*

Эти разработки являются особо ценными для получения биомеханических, функциональных параметров в процессе проведения тренировочного занятия, основой для формулирования рекомендаций.

Для выявления структуры и проведения анализа двигательных действий, с позиции механо-анатомической составляющей нами были выделены следующие положения. Эти положения легли в основу составления заданий для индивидуальной карты проведения биомеханического анализа движений спортсмена.

Положения индивидуальной карты.

1. Определение участвующих в движении биомеханических цепей, пар, звеньев. Это возможно благодаря построению модели в результате специальной видеосъемки (получение промера). Построения шарнирно-стержневой модели спортсмена (ШСМ).

2. Определение взаиморасположения биокинематических звеньев, цепей, суставных углов в пространстве. Установление амплитуд и размахов движения. Введение системы отсчета и расчет координат центров масс (ЦМ).

3. Отражение определенной взаимосвязи последовательности выполнения движения. Слежение за передвижением ШСМ в пространстве.

Выделение длительности движения, фаз, темпа, частоты колебания конечностей.

4. Рассмотрение устройства движения с позиции механических характеристик. Расчет положения общего центра масс (ОЦМ) и его изменения; расчет скорости и ускорения ОЦМ или отдельных частей тела; рассмотрение сил и моментов сил, действующих на тело; фиксацию создаваемых импульсов сил; учет геометрии масс тела и моментов инерции; расчет работы совершаемой телом и развиваемой при этом мощности; определение расхода энергии на выполненную работу и др.

Такой подход, дает возможность проведения целого ряда лабораторных работ с выходом на практические рекомендации в организации движения, что отражено в сформированном нами учебно-методическом пособии для студентов.

Обсуждаемым также является сущность термина деятельность, указанного в названии этой дисциплины. Ведь теория деятельности, созданная советским ученым д.п.н., А. Н. Леоньтьевым, предполагает знание таких компонентов деятельности как: мотив, цель, задачи, операций и др. Поэтому при исследовании двигательной деятельности с психолого-педагогической составляющей, предполагает определение и отражение её конкретных мотивов, целей, задач и т.д. Первоочередным является рассмотрение значения смыслообразующей компоненты деятельности, а затем переход к другим взаимосвязям.

Таким образом, разработка предложенного подхода в понимании предмета дисциплины «Биомеханика двигательной деятельности», уточняет основные положения дисциплины и дает более полное понимание возможностей исследования движения, расширяет её практические границы, в том числе, в решении вопросов обучения движениям, конкретизирует её педагогические возможности для студентов вузов физической культуры.

Список использованных источников

1. Попов, Г. И. Биомеханика двигательной деятельности : учебник для студ. учреждений высш. проф. образования / Г. И. Попов, А. В. Самсонова. – М. : Академия, 2011. – 320 с.

2. Фураев, А. Н. Воспроизведение угла в коленном суставе, как оценка способности к регулированию кинематическими характеристиками двигательной деятельности / А. Н. Фураев, Г. Е. Шульгин // Вестник Тамбовского университета. – 2013. - № 8 (124) – С. 144 – 148.

3. Шульгин, Г. Е. Сравнительный анализ биомеханических характеристик техники выполнения рывка в гиревом спорте у квалифициро-

ванных и начинающих спортсменов / Г. Е. Шульгин // Ученые записки университета им. П. Ф. Лесгафта. – СПб., 2015. – № 5 (123) – С. 207 – 2011.

АНАЛИЗ ТЕХНИКИ ВЫПОЛНЕНИЯ ПРИСЕДАНИЙ СО ШТАНГОЙ НА ПЛЕЧАХ НА ПРИМЕРЕ СПОРТСМЕНКИ ВЫСОКОЙ КВАЛИФИКАЦИИ

Терзи К.Г., к.п.н., доцент
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

Техника выполнения соревновательных упражнений достаточно хорошо изучена, однако описание действий, периодов и фаз входящих в состав выполняемого упражнения в основном проводились на основании видеосъемки [1, 2].

Комплексное использование таких методов исследования как: тензодинамометрия; акселерометрия; гониометрия и видеосъемка позволят оценить технику выполнения физических упражнений более подробно.

Эксперимент проводился на базе МГАФК (п. Малаховка), с целью: комплексного исследования основных действий при выполнении приседаний со штангой на плечах без использования спортивной экипировки, на примере спортсменки высокой квалификации.

В качестве носителя эталонной техники выполнения соревновательных упражнений была отобрана спортсменка высокой квалификации, член сборной команды России по пауэрлифтингу.

Запись регистрируемых параметров производилась во время выполнения приседаний со штангой на плечах без использования спортивного комбинезона, но с намоткой эластичных бинтов на коленные суставы. Эластичные бинты позволяют использовать как на соревнованиях с использованием экипировки (маек и комбинезонов) так и без экипировочных.

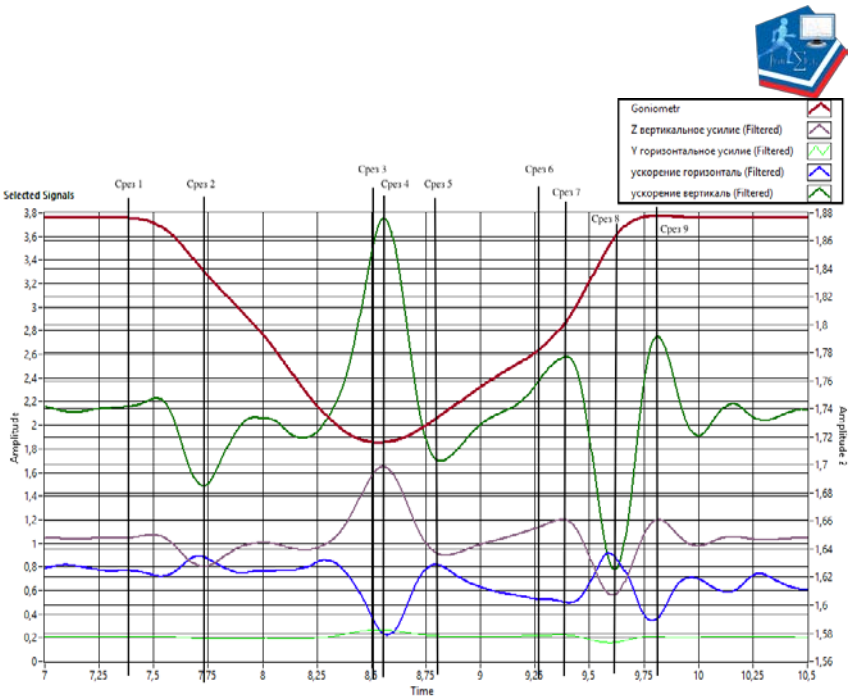


Рисунок 1 - Динамика регистрируемых показателей в ходе выполнения основных действий при выполнении приседания со штангой на плечах, до математической обработки (единицы измерения амплитуды - в)

Запись показателей производилась со снарядом различного веса от 60 % до 100 % от максимального (рисунок 1). Причем графики получились настолько схожими по своей динамике, что было принято решение использовать для анализа запись с весом штанги 125 кг (89,29 % от максимального результата в этом соревновательном упражнении).

Предварительный анализ полученных данных показал, что общепринятая фазовая структура соревновательного упражнения - приседание, не совсем корректна и может быть существенно дополнена.

На основании полученных в ходе эксперимента данных, при выполнении основных действий, автор выделяет три периода, шесть фаз и девять ключевых положений. Общая продолжительность основных действий составила 2,44 с.

После принятия стартового положения (рисунки 1 и 2) спортсменка ожидает команду судьи “присесть”, в этом положении усилие на опору составляет 100% от суммарного веса снаряда и спортсменки.

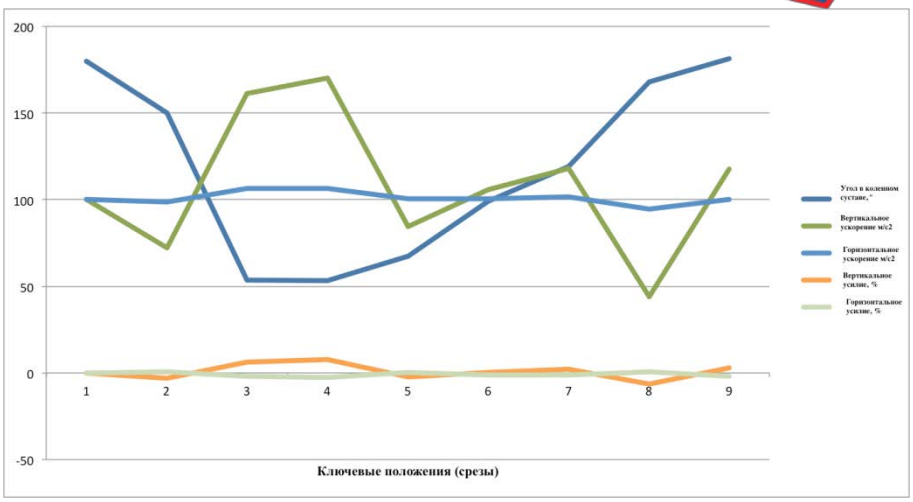


Рисунок 2 - Динамика регистрируемых показателей в ходе выполнения основных действий при выполнении приседания со штангой на плечах, после математической обработки

После команды судьи спортсменка приступает к выполнению ***периода опускание в подсед,*** в который входят фазы свободного подседа и подседа при активном торможении. Продолжительность данного периода 1,14 с.

Фаза свободного подседа длится 0,36 с и характеризуется уступающей работой мышц разгибателей коленных и тазобедренных суставов. При этом спортсменка начинает сгибать колени и тазобедренные суставы отводя таз назад. Корпус немного наклоняется вперед. Спина прогнута. При достижении угла в коленных суставах 150º (положение полуподсед) вертикальное усилие падает до 72 % относительно веса штанги и спортсменки, вертикальное ускорение составляет -3,19 м/с^2 (таблица 1). Такой показатель ускорения объясняется тем, что спортсменка настолько стремительно начинает уходить в подсед, что гриф штанги совершает колебательное движение, при котором втулки на которых крепится датчик акселерометра, совершают движение вверх.

Центр масс атлет-штанга проходит через середину стопы, что подтверждается показателем горизонтального усилия равного 100 % от веса

штанги и спортсмена соответственно в начале фазы и 99 % в ее конце (положение полуподсед).

Таблица 1 - Динамика регистрируемых показателей в ходе выполнения основных действий при выполнении приседания со штангой на плечах

Срезы	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Положения	Стартовое положение	Полуподсед *	Подсед	Нижняя точка подседа	Начало вставания	"Мертвая точка" 1**	"Мертвая точка" 2***	Завершение вставания	Фиксация
Продолжительность выполнения основных действий, с	0,00	0,36	1,14	1,20	1,44	1,83	2,02	2,25	2,44
Периоды	Опускание в подсед		Подсед		Вставание (подъем) из подседа				
Продолжительность периодов, с	1,14		0,06		1,24				
Фазы (продолжительность, с)	Свободный подсед (0,36)					Прохождение "мертвой зоны" (0,19)			
		Подседа при активном торможении (0,78)			Предварительное вставание (0,63)			Финальное вставание (0,42)	
			Формирование подседа (0,06)						
Угол в коленных суставах, °	180	150	53	53	67	99	119	168	181
Вертикальное усилие относительное (с учетом веса спортсмена), %	100	72	161	170	85	106	118	44	118
Горизонтальное усилие относительное, %	100	99	106	106	101	101	102	94	100
Вертикальное ускорение, м/с2	0,00	-3,19	6,27	7,70	-2,17	0,34	2,05	-6,56	2,85
Горизонтальное ускорение, м/с2	0,00	0,51	-1,88	-2,62	0,23	-1,08	-1,31	0,57	-2,00
Вес штанги, кг	125,00	Вес жлета, кг	71,00	Максимальный результат, кг		140,00	Интенсивность выполняемого упражнения, %		89,29
Полуподсед* - смена свободного подседа на активное торможение "Мертвая точка" 1** - начало "мертвой зоны" "Мертвая точка" 2*** - окончание "мертвой зоны"									

Фаза подсед при активном торможении начинается с момента роста вертикального усилия до принятия положения подсед (срез 3) и длится 0,78 с. Характеризуется равноускоренным сгибанием ног в коленных и тазобедренных суставах и ростом вертикального усилия во второй половине выполняемой фазы. Центр масс переносится ближе к носку (горизонтальное усилие составляет 106 %). Снаряд движется вперед, горизонтальное ускорение составляет -1,88 м/с^2. В нижнем положении вертикальное усилие составляет 161 % от веса штанги и спортсменки, вертикальное ускорение 6,27 м/с^2. Угол в коленном суставе уменьшается до 53°.

Эти же параметры относятся и к началу следующей *фазы формирование подседа*, ее продолжительность составляет 0,06 с. В этой фазе происходит смена направления движения с опускания на подъем и режи-

ма мышечных напряжений (мышц разгибателей ног) с уступающего на преодолевающий. После достижения положения подсед, спортсменка останавливается в положении, когда тазобедренные суставы находятся ниже коленных, что обусловлено правилами соревнований, однако снаряд набрав скорость за счет приданного ему в ходе выполнения опускания в подсед ускорения, продолжает свое движение вниз, тем самым еще больше сгибая коленные и тазобедренные суставы. В положении, нижняя точка подседа, угол в коленных суставах составляет 53º, вертикальное усилие возрастает до 170 %, вертикальное ускорение достигает своего максимального значения 7,70 м/с^2, горизонтальное усилие 106 % (центр масс смещен ближе к носкам стопы), а горизонтальное ускорение достигает значения -2,62 м/с^2 снаряд находится максимально впереди за все время выполнения упражнения.

Период вставания из подседа длится 1,24 с. В него входят фазы предварительного вставания, прохождение “мертвой зоны”, финального вставания и фиксации.

Фаза предварительного вставания начинается с момента начала разгибания ног в коленных суставах и длится 0,63 с. В этой фазе отмечается снижение вертикального усилия, а вставание осуществляется за счет использования спортсменкой амортизационных свойств грифа штанги, который, разгибаясь после сгибания в момент остановки атлета в подседе, подбрасывает нагруженные втулки штанги вверх, тем самым облегчает начало вставания спортсменки, которая разгибая ноги, осуществляет подъем корпуса вверх из подседа. Поэтому в начале фазы на срезе 5 (рисунок 1, таблица 1) отмечаются самые низкие показатели вертикального усилия 85 % от суммы веса снаряда и спортсменки. Вертикальное ускорение -2,17 м/с^2 (втулки меняют направление движения с опускания на подъем), горизонтальное усилие 101 % (центр масс перемещается к середине стопы). К окончанию фазы (срез 6) вертикальное усилие возрастает до 106 %, вертикальное ускорение до 0,34 м/с^2, горизонтальное усилие остается прежним 101 %. Угол в коленных суставах увеличивается с 67º до 99º.

Фаза прохождение “мертвой зоны” имеет продолжительность 0,19 с. Начало “мертвой зоны” при выполнении приседаний экспериментально зафиксировано при угле в коленном суставах 100±1º, в нашем случае 99º. Выполняя вставание из подседа достигая “мертвой точки” спортсменка замедляется, при этом корпус сохраняет прогнутое, немного наклоненное вперед положение. Голова - продолжение спины. В этой фазе наблюдается рост вертикального усилия до максимальных показателей развиваемых

непосредственно спортсменкой 118 %, при незначительном росте вертикального ускорения от 0,34 до 2,05 м/с^2. При этом увеличение угла в коленных суставах составляет всего 20º.

Фаза финального вставания проходит при резком падении всех регистрируемых показателей и имеет продолжительность 0,42 с. Как видно на срезе 8 (рисунки 1 и 2, таблица 1) вертикальное усилие снижается до 44 %, а вертикальное ускорение достигает своего минимального значения и составляет -6,56 м/с^2. При этом отмечается рост горизонтального ускорения до 0,57 м/с^2, что свидетельствует об отклонении снаряда назад и смещении центра масс атлет-штанга к пятке спортсменки (значение горизонтального усилия 94 %). Угол в коленных суставах увеличивается до значения 168º.

В положении “мертвая точка” (окончание), гриф штанги опять совершает разгибание, которое прослеживается между срезами 7 и 9 подбрасывая втулки грифа вверх, что в свою очередь снимает усилие с опоры и увеличивает вертикальное ускорение в противоположном подъему направлении.

В ходе дальнейшего выполнения упражнения в положении фиксация снаряда (срез 9), отмечается увеличение угла в коленных суставах до значения 181º. Рост показателей вертикального усилия достигает 118 %, а вертикального ускорения 2,85 м/с^2. Снаряд смещается вперед (горизонтальное ускорение -2,00 м/с^2), а центр масс возвращается к середине стопы (горизонтальное усилие 100 %).

После завершения вставания спортсменка фиксирует свое положение и ожидает команду судьи “на стойки”, после чего приступает к выполнению заключительных действий. В *фазе фиксация* происходит выравнивание всех исследуемых параметров до первоначальных значений наблюдаемых в стартовом положении.

Список использованных источников

1. Шейко, Б. И. Пауэрлифтинг : монография / Б. И. Шейко. – М., 2005. – 544 с. : ил.

2. Глядя, С. А. Стань сильным : учебно-методическое пособие / С. А. Глядя, М. А. Старов, Ю. В. Батыгин. – Киев, 1999.

ОПЫТ СОЗДАНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ОПЕРАТИВНОЙ КОРРЕКЦИИ ТЕХНИКИ ВЫПОЛНЕНИЯ РЫВКА ШТАНГИ

Фураев А.Н., к.п.н., профессор
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

Современный спорт характеризуется всё возрастающей конкуренцией. Борьба идёт за каждый сантиметр, за каждую сотую или даже тысячную долю секунды. Тренировочные нагрузки уже возросли до такого уровня, что человеческий организм справляется с ними толь с привлечением специальных средств восстановления. На этом фоне спортсмены и тренеры продолжают активно искать пути повышения результативности тренировочного процесса. Одним из таких направлений является дальнейшее совершенствование техники выполнения спортивного упражнения. В процессе работы над техникой спортивного упражнения широко используются различные инструментальные средства, предоставляющие информации о показателях выполняемого упражнения.

Традиционно, технические средства, применяемые для совершенствования техники выполнения спортивного упражнения, функционируют следующим образом.

С помощью специальных датчиков регистрируются интересующие тренера биомеханические характеристики, которые записываются на какой-либо носитель. В дальнейшем, на зарегистрированных характеристиках выделяются требуемые биомеханические показатели. Полученные количественные значения этих показателей представляются спортсмену, тренеру или специалисту в области техники выполнения спортивного упражнения конкретного вида спорта. Дальнейшая интерпретация полученных результатов такой регистрации данных полностью определяется знаниями и опытом этих людей.

В текущем тренировочном процессе для оперативного представления информации обычно используют относительно простые устройства, которые представляют спортсмену и тренеру один-два показателя, характеризующие какую-либо особенность выполнения спортивного упражнения. Применительно к технике выполнения спортивного упражнения это

обычно обобщённые, интегральные показатели, такие как длительность опорной фазы в беге или в прыжках, или высота подъёма штанги в тяжёлой атлетике т.п. Однако они не позволяют провести подробный анализ техники выполняемого упражнения.

Для детального анализа техники спортивного упражнения требуется выделить десятки биомеханических параметров на отдельной характеристике. При этом часто возникает необходимость зарегистрировать, не одну, а несколько биомеханических характеристик. Для их регистрации, а иногда и для выделения биомеханических показателей используется вычислительная техника. Однако, сама организация подобного рода обследований, выделение биомеханических показателей, их анализ и интерпретация, как правило, занимают достаточно продолжительное время, что обычно не позволяло использовать полученные результаты непосредственно в текущей тренировке. Поэтому такой подход для контроля техники выполнения спортивного упражнения мог применяться только в специализированных центрах. По результатам такого углублённого обследования спортсмен и тренер получали детальную оценку техники выполнения спортивного упражнения, а иногда и рекомендации по коррекции отдельных её элементов. Но дальнейший процесс спортивного совершенствования ложился полностью на плечи тренера и спортсмена. Ситуация принципиально не меняется, если используется технология видеорегистрации [1,6].

Принципиально изменить ситуацию смогут информационные системы, построенные на базе современный вычислительной техники, позволяющие решать различные задачи тренировочного процесса, в том числе регистрации и оперативного анализа техники выполнения спортивного упражнения.

Рассмотрим, как может структурно выглядеть такая информационная система, и какие вопросы необходимо решить для её реализации, если ограничить задачи, стоящие перед ней совершенствованием техники выполнения спортивного упражнения. Уточним, информационная система должна непосредственно, в процессе тренировки, оперативно представлять информацию о технике выполнения спортивного упражнения [2].

В зависимости от вида конкретного спортивного упражнения и задач, стоящих на текущей тренировке перед спортсменом, реализована такая информационная система может быть по-разному. Очевидно, что чем больше информации необходимо получить о технике выполняемого спортивного упражнения, тем сложнее будет сама такая информационная система.

В качестве модельного вида спорта выберем тяжёлую атлетику, а анализируемым упражнением – рывок штанги. Как уже отмечалось, для детального анализа техники спортивного упражнения требуется регистрация определённых биомеханических характеристик и выделение на них некоторых информативных показателей, для чего потребуется достаточно сложный инструментальный комплекс – например, компьютер с датчиками регистрации биомеханических характеристик двигательной деятельности спортсмена [3,4].

Возможности современных компьютеров достаточны, чтобы быстро определить значения десятков или даже сотен биомеханических показателей. Но спортсмену и тренеру нужны не просто значения самих показателей. Им нужна интерпретация полученных данных на понятном им языке. В конечном итоге необходимо определить, правильно или нет выполняет спортсмен данное спортивное упражнение, и если выявлены ошибки, то в каких элементах спортивного упражнения они присутствуют и что необходимо сделать, чтобы их исправить.

Параллельно необходимо учитывать ещё один важный аспект использования таких информационных систем – они не должны вносить какой-либо дискомфорт в естественный ход протекания тренировочного процесса. Минимально обременять спортсмена и тренера. Поэтому, необходимо организовать работу всего такого инструментального комплекса таким образом, чтобы минимально ограничивать перемещение спортсмена, и постараться не крепить на него различные датчики. При этом требуется получить объективную, количественную информацию о технике спортивного упражнения и представить её в доступном для восприятия тренером и спортсменом виде.

Например, для анализа рывка штанги таким устройством для регистрации биомеханических характеристик может послужить тензодинамографическая платформа. При её использовании возможно получить ценную информацию о динамике изменения силы прикладываемой спортсменом к опоре в процессе выполнения тяжелоатлетического упражнения [2].

В настоящее время наиболее изучена вертикальная составляющая реакция опоры при выполнении рывка штанги. На неё мы и ориентировались, разрабатывая автоматизированную систему оперативного контроля и коррекции техники выполнения рывка штанги. Задача изначально была сформулирована следующим образом – необходимо разработать и реализовать на базе персонального компьютера инструментальный комплекс, который бы непосредственно, в процессе текущей тренировки, после каждого подъёма штанги автоматически определял значения ряда биомехани-

ческих показателей на вертикальной составляющей реакции опоры. Эти значения показателей анализируются на предмет выявления ошибок в технике выполнения рывка штанги, и по результатам такого анализа, в случае выявления ошибок в технике выполнения упражнения, предлагались бы рекомендации по коррекции выявленных ошибок.

В первом приближении, создание такого инструментального комплекса предполагает решение проблем, как технического плана, так и чисто спортивно-педагогических. Техническая часть реализации такой системы не представляла бы особой сложности, если бы задача заключалась бы только в регистрации биомеханических характеристик. Но на зарегистрированных характеристиках необходимо автоматически выделить информативные показатели, позволяющие оценить технику выполнения рывка штанги. Основная трудность здесь заключается в том, что структура самой биомеханической характеристики может не оставаться постоянной от одного подъёма штанги к другому как у одного и того же спортсмена, так и от спортсмена к спортсмену. Варьировать могут не только временные и амплитудные показатели. Иногда некоторые показатели могут вообще отсутствовать или значительно смещаться относительно своего обычного положения. Поэтому алгоритм выделения биомеханических показателей должен быть достаточно гибок и заранее предусматривать все возможные варианты. Чтобы предвидеть все эти варианты, необходимы определённые знания и опыт работы в области анализа техники тяжелоатлетических упражнений [5].

Чтобы автоматизированная система решала поставленные перед ней задачи, работа программного обеспечения, в определённой степени, должна с одной стороны имитировать деятельность тренера по оценки и коррекции техники рывка штанги, а с другой, максимально формализовать этот процесс. Для этого необходимы определённые знания из области спортивной биомеханики и педагогике. Остановимся на некоторых из них.

Первое, с чем необходимо определиться при формализации знаний для такой автоматизированной информационной системы – это что будет являться ошибкой, а что нет. Этот вопрос в спорте к настоящему времени до конца не решён. Обычно считается, что если значения определённых биомеханических показателей находятся в определённом диапазоне, то в этих показателях ошибок нет. В противном случае регистрируется ошибка. Какие именно значения показателей считать ошибками, до сих пор у специалистов единого мнения нет. Иногда для этого выбираются средние значения некоторой группы спортсменов, иногда показатели ведущих

спортсменом мира. Используют и более сложные процедуры, например, метод регрессионных остатков и т.д.

Вторым важным аспектом, определяющим функционирование автоматизированной системы – это, какое количество информации целесообразно представлять тренеру и спортсмену, и в какой форме. Известно, что объём оперативно обрабатываемой информации человеком ограничен. К тому же, спортсмен во время тренировки находится под влиянием нагрузки и его способности воспринимать и обрабатывать информацию уменьшаются. Таким образом, необходимо определиться с тем, что если выявлены какие-то ошибки в технике выполнения рывка штанги, то, сколько и какие из них целесообразно предлагать спортсмену одновременно для исправления.

Третий важный аспект – это соотнесение значений определённых биомеханических показателей с особенностями выполнения спортивного упражнения и в первую очередь с ошибками.

Создавая автоматизированную систему контроля и коррекции техники выполнения рывка штанги, мы попытались конкретизировать некоторые из перечисленных выше моментов.

Для оценки техники рывка штанги мы воспользовались следующим подходом. После регистрации вертикальной составляющей опорной реакции в процессе выполнения рывка на ней автоматически выделялись биомеханические показатели, традиционно используемые при оценке техники этого упражнения. Для оценки биомеханических показателей нами использовался двух уровневый анализ значений биомеханических показателей. На первом уровне зарегистрированные значения соотносились с величинами, наиболее часто определяемыми как нормы. В том случае, если значения некоторых из них выходят за этих диапазоны, то включается второй уровень анализа, в которых учитывались статистически значимые взаимосвязи между биомеханическими показателями.

Чтобы определиться с количеством ошибок, которое целесообразно предъявлять тяжелоатлету был организован специальный эксперимент, в котором было показано, что большинство тяжелоатлетов успешно справляются с оперативным регулированием одновременно с одним – двумя, силовыми показателями. При этом желательно, чтобы они были сосредоточены в одном периоде фазового деления рывка штанги. По всей видимости, эти ограничения связаны не только с возможностью обработки информации, но и с возможностью коррекции уже устоявшихся величин биомеханических параметров.

Для соотношения значений биомеханических параметров с особенностями выполнения рывка штанги привлекались эксперты – тренеры, преподаватели вузов и научные сотрудники. В результате был подготовлен алгоритм соотнесения выявленных ошибок в технике рывка штанги с рекомендациями по их коррекции. Рекомендации по исправлению ошибок представлялись в понятной для спортсмена и тренера форме и с указанием количественной величины биомеханического показателя, который необходимо скорректировать.

Апробация разработанной автоматизированной системы по коррекции с её помощью техники выполнения рывка в специально проведённом эксперименте на 21-м спортсмене показала её высокую эффективность. За одну тренировку у тяжелоатлетов число выявленных ошибок в технике выполнения рывка штанги сократилось более чем в два раза (t-критерий Стьюдента равен 7,08, $p<0,001$).

Список использованных источников

1. Андросов, П. И. Биомеханический анализ основных вариантов техники толчка штанги от груди в тяжелой атлетике / П. И. Андросов // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте : материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием / Моск. гос. акад. физ. культуры. – Малаховка, 2016. – С. 5-12.

2. Фураев, А. Н. Оперативное регулирование тренировочного процесса тяжелоатлетов с использованием автоматизированной системы контроля биомеханических параметров : автореф. дис. … канд. пед. наук :13.00.04 / Александр Николаевич Фураев. – Малаховка, 1989. – 24 с.

3. Фураев, А. Н. Автоматизированные информационно-советующие системы в оперативной коррекции двигательных действий спортсменов / А. Н. Фураев // Теория и практика физической культуры. – 2007. – № 2. – С. 26-29.

4. Фураев, А. Н. Построение автоматизированных информационных систем для оперативной коррекции биомеханических параметров спортивных упражнений / А. Н. Фураев // Теория и практика физической культуры. – 2012. - № 6. – С. 19-22.

5. Фураев, А. Н. Алгоритмы выделения биомеханических показателей на примере рывка штанги / А. Н. Фураев // Биомеханика спортивных двигательных действий и современные инструментальные методы их контроля : материалы Всероссийской научно-практической конференции / Моск. гос. акад. физ. культуры. – Малаховка, 2013. – С. 155-160.

6. Шалманов, А. А. Методика регистрации поступательного и вращательного движения штанги / А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников, А.

П. Баюрин // Теория и практика прикладных и экстремальных видов спорта. – 2014. – № 4. – С. 30-34.

ХАРАКТЕРИСТИКИ ПРОЦЕССА УПРАВЛЕНИЯ ПРИ СОВЕРШЕНСТВОВАНИИ ТЕХНИЧЕСКОГО МАСТЕРСТВА СПОРТСМЕНОВ

Фураев А.Н., к.п.н., профессор
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

Обсуждая процесс совершенствования техники выполнения спортивного двигательного действия, специалисты неоднократно подчёркивали, что это управляемый процесс. При этом описывается он вкратце следующим образом. Тренер получает информацию о характеристиках выполненного двигательного действия, анализирует её, и в свою очередь, предлагает спортсмену внести в технику выполняемого упражнения те или иные изменения. Различные инструментальные методики, позволяющие получить дополнительную информацию о выполняемом спортсменом упражнении, являются дополнительным источником объективной информации о биомеханических параметрах спортивного упражнения, и предназначается, в первую очередь, для тренера.

Характеризуя техническое мастерство спортсмена, специалисты, в большинстве своём, делают акцент на биомеханических характеристиках и параметра, описывающих конкретное спортивное упражнение и на тех величинах значений, которые должны иметь эти показатели. Подразумевается, что достаточно сообщить спортсмену, какие показатели и как необходимо изменить и этого будет достаточно, чтобы скорректировать технику выполнения анализируемого спортивного упражнения.

Из современной теории управления известно, что для успешного осуществления процесса управления необходимо знать:

a./ текущее состояние управляемого объекта;

b./ то состояние объекта управления, в которое этот объект необходимо перевести;

c./ законы, по которым функционирует объект управления, что позволяет спрогнозировать его поведение при определенном управляющем воздействии;

d./ законы формирования и реализации управляющего воздействия.

Схематично описанное выше представлено на рисунке 1.

Это общие моменты. Применительно к процессу оперативной коррекции техники выполнения спортивного двигательного действия, эти базовые положения можно раскрыть следующим образом.

Рисунок 1 - Структура системы управления

a'. Необходимо оценить уровень технического мастерства спортсмена, для чего получить информацию о биомеханических параметрах анализируемого спортивного упражнения. Тренер делает это в основном субъективно, опираясь, в лучшем случае, на качественные показатели. Инструментальные методы позволяют объективизировать процесс получения информации о техники выполнения спортивного упражнения, и перейти от качественной к количественной оценки биомеханических показателей.

b'. Оценивание уровня технического мастерства спортсмена, традиционно осуществляется через различные биомеханические показатели. Зарегистрировав и определив их количественные величины, специалисты обычно сравнивают полученные значения с величинами принятыми за нормы – должными величинами. Сами же значения норм могут формироваться различным способом. Достижение спортсменом при выполнении спортивного упражнения должных величин биомеханических показателей

и является целью коррекции техники выполнения спортивного упражнения. Отследить динамику изменений биомеханических показателей можно с помощью различных инструментальных методик. Для оперативного определения величин этих показателей и оценки их соответствия требуемым значениям, необходимо использование специально разработанных информационных систем на базе современной вычислительной техники.

c'. Современное представление о функционировании систем организма человека, обеспечивающих формирование и коррекцию двигательного действия, не позволяют описать данный процесс с помощью математического аппарата, используемого для технических систем создаваемых человеком. Современной науке для этого не хватает знаний. Поэтому, в качестве модели, отражающей основные закономерности этого процесса, широко используют подход, предложенный в середине XX века и получивший название «чёрный ящик» [2]. Анализируя только входные и выходные параметры некоторого объекта, и не зная его структуры, мы можем попытаться найти закономерности причинно-следственных отношений между входными и выходными показателями. В сложных системах, к которым относится и человек, такие причинно-следственные отношения, скорее всего, будут носить вероятностный характер. Поэтому, целесообразно рассматривать структуру этих отношений с помощью математического аппарата основанного на теории вероятности и математической статистики. Подобный подход достаточно широко распространён в науке. Применительно к спорту, для описания биомеханической структуры спортивного двигательного действия традиционно используется, аппарат корреляционного анализа, или методы, основанные на нём. Описание биомеханической структуры спортивного упражнения с использованием причинно-следственных связей позволяет спрогнозировать, как изменится один биомеханический показатель, при изменении другого. Наличие подобной информации позволяет целенаправленно влиять на необходимые биомеханические показатели при коррекции техники выполняемого упражнения.

d'. Управляющие воздействия для обсуждаемой нами ситуации – коррекции техники спортивного упражнения - это различные инструкции и методические рекомендации тренера по выполнению спортсменом отдельных элементов или частей спортивного упражнения. Обычно исходят из того, что спортсмен правильно и однозначно понимает эти рекомендации и в состоянии их реализовать при следующем выполнении упражнения. Однако, это далеко не всегда так. Искусство тренера во многом в том и заключается, чтобы уметь сформулировать нужные рекомендации. Ма-

ло знать, что корректировать, необходимо суметь донести до спортсмена, как это ему сделать. Здесь сплетаются в один узел не только проблемы спортивной биомеханики, но и педагогики и психо-физиологии. Если бы спортсмен легко мог реализовать любые рекомендации тренера по коррекции техники выполнения двигательного действия, то, естественно, проблема совершенствования технической подготовки в спорте не стояла бы так остро.

Оперативно обнаружить ошибки, предложить варианты их устранений и отследить динамику происходящих при этом изменений позволит информационно-советующая система оперативного контроля и коррекции техники выполнения спортивного упражнения с элементами поддержки принятия решений тренером [1].

Список использованных источников

1. Фураев А.Н. Оперативное регулирование тренировочного процесса тяжелоатлетов с использованием автоматизированной системы контроля биомеханических параметров / Фураев Александр Николаевич: дис. … канд. пед. наук. 13.00.04. – Малаховка, 1987. 233 с.

2. Эшби У.Р. Введение в кибернетику / У.Р. Эшби. Пер. с англ. – М.: Иностранная лит-ра, - 1959. – 432 с.

МЕХАНИЗМЫ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ УПРУГОСТИ СНАРЯДА И ОДА ЧЕЛОВЕКА СПОРТСМЕНАМИ ВЫСОКОЙ КВАЛИФИКАЦИИ

Хасин Л.А., директор НИИТ МГАФК, к.п.н., доцент, научный консультант КНГ сборных команд России по тяжелой атлетике

ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

На протяжении многих лет в НИИТ МГАФК проводятся исследования по следующим направлениям: системы искусственного интеллекта (экспертные системы) [1, 2], предназначенные для планирования тренировки в физической культуре и спорте; биомеханический анализ техники спортсмена на основе математического моделирования и скоростной видеосъемки; математическое моделирование движений человека [3, 4, 5, 6, 7, 8].

Интерес представляют также работы, направленные на регулирование двигательной деятельности человека и интеллектуальный анализ данных [9, 10].

Слияние этих направлений позволит интегрировать новые знания о технике выполнения соревновательных упражнений и методике ее совершенствования в систему подготовки спортсмена.

Важным элементом оценивания техники спортсмена является микроструктура его движения. Через изучение микроструктуры проходят пути сохранения на необходимом уровне и совершенствования технического мастерства спортсмена.

В настоящей публикации мы рассматриваем вопрос о приспособлении техники спортсмена, которое позволяет использовать упругие свойства грифа штанги при выполнении толчка штанги от груди и ОДА спортсмена в метании копья.

На рисунке 1 спортсмен находится в стартовом положении толчка штанги от груди.

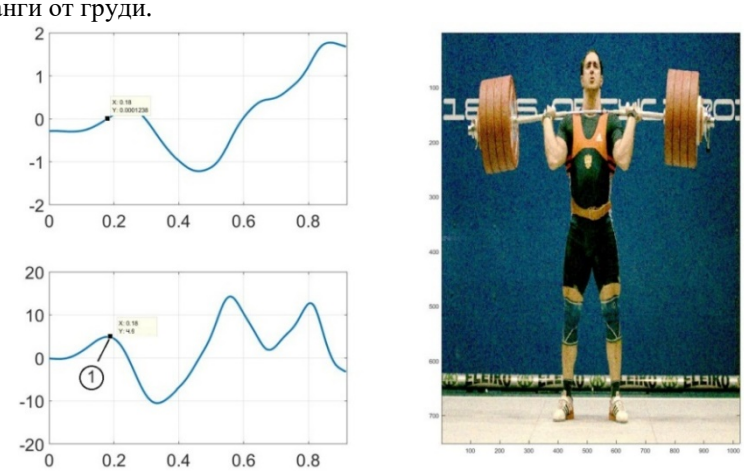


Рисунок 1 - Стартовое положение толчка штанги от груди

Вес штанги 241 кг. Результат на уровне мирового рекорда. Предварительно был осуществлен посыл штанги вверх. В результате штанга приобрела направленное вверх ускорение 4,9 м/с^2.

Следующее действие спортсмена – уход в полуприсед (участок 1 – 2 на рисунке 2). Спортсмен разгоняет снаряд до ускорения ЦМ пакетов блинов, практически равного свободному падению, и скорости -0.4 м/с.

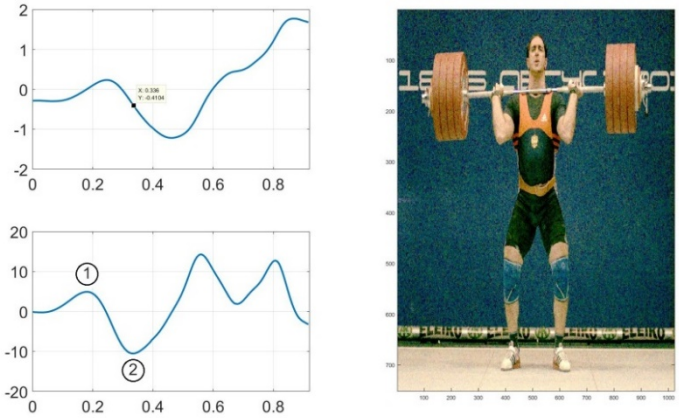


Рисунок 2. -. Полуприсед

На участке 2 – 3 происходит торможение штанги. Колени сгибаются незначительно (рисунок 3). Наблюдается максимальный прогиб грифа. Скорость достигает -0,45 м/с.

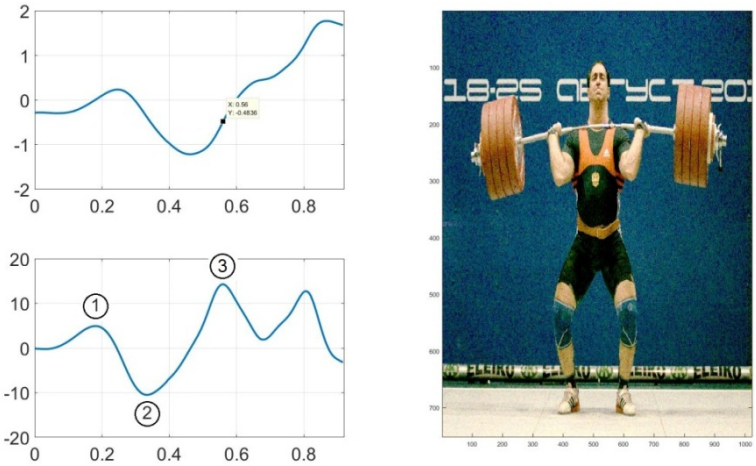


Рисунок 3 - Максимальный прогиб грифа

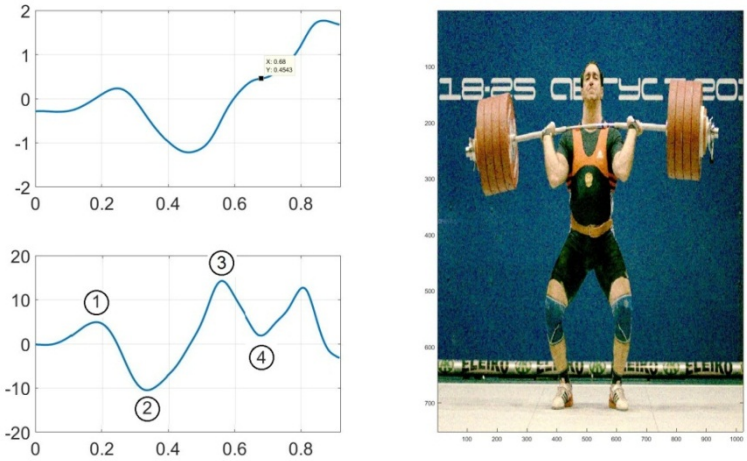


Рисунок 4 - Разгибание грифа

На участке 3-4 (рисунок 4) гриф разгибается, скорость ЦМ каждого пакета блинов изменяется до 0.45 м/с. Т.е. на участке 3-4 скорость меняется на 0.90 м/с.

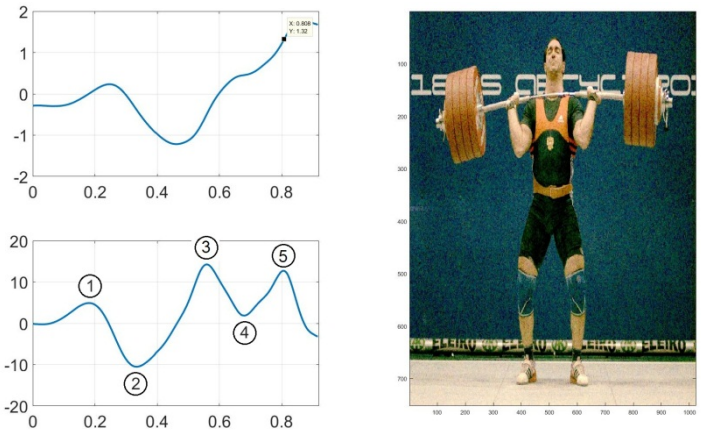


Рисунок 5 - Выталкивание снаряда

На участке 4 – 5 (рисунок 5) спортсмен выталкивает штангу. Максимальная скорость – 1.7 м/с. За счет использования упругих сил грифа скорость увеличилась на 0.9 м/с. Приросты скорости за счет упругих сил грифа и за счет выталкивания штанги спортсменом практически равны. При этом следует отметить, что в процессе выталкивания за счет сил упругости работа мышц происходила в статическом режиме, что для спортсмена существенно легче, чем работа в динамическом режиме. Следовательно, описанная техника толчка штанги от груди с использованием упругих свойств грифа более эффективна.

Для анализа данного движения использовалась скоростная видеосъемка 500 к/с и разработанная в НИИТ (Хасин Л.А., Бурьян С.Б., Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ №2017613826) программа для расчета кинематических и динамических характеристик движения штанги.

Рассмотрим пример метания копья. Упражнение выполняет рекордсмен России Сергей Макаров (рисунок 6).

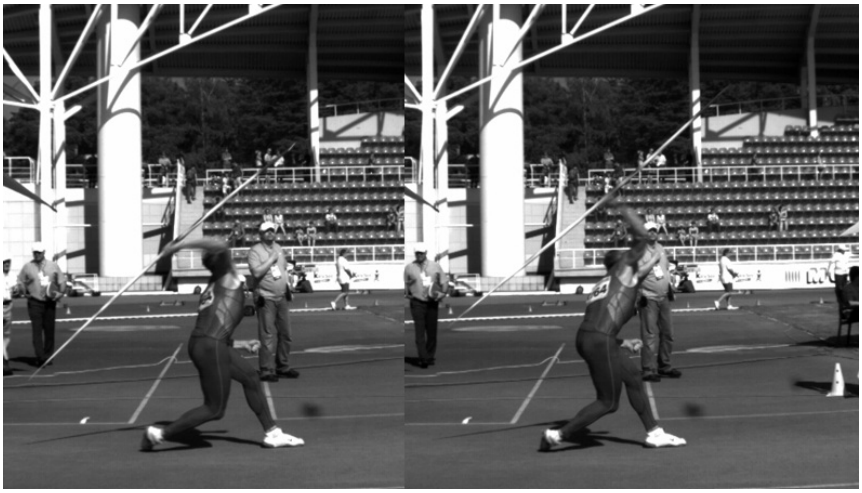


Рисунок 6 - Начало «хлеста» и выпуск копья

Представлены два кадра: начало приложения финального усилия и выпуск копья. Длительность движения составляет 0.02 с. При этом угол предплечья меняется примерно на 50 град., а скорость ЦМ копья увеличи-

вается с 20 м/с до 28 м/с. Объяснить столь быстрое движение можно тем, что используемая техника создает значительные упругие силы в плечевом суставе.

Предложенный анализ возможен только при использовании таких высокотехнологичных методов регистрации и анализа техники.

Список использованных источников

1. Хасин, Л.А. Планирование спортивной тренировки с использованием экспертных систем (на примере бега на 800 м.) / Л.А. Хасин // диссертация на соискание ученой степени кандидата педагогических наук / Московская государственная академия физической культуры. Малаховка, 2003.

2. Хасин, Л.А. Экспертные системы для планирования спортивной тренировки: теоретико-методические подходы и перспективы развития / Л.А. Хасин // Теория и практика физической культуры. 2007. № 2. С. 43-47.

3. Хасин, Л.А. Моделирование движений человека / Л.А. Хасин, М.Л. Иоффе, И.С. Иванов, А.В. Хохлов // Теория и практика физической культуры. 1995. № 7. С. 48-52.

4. Хасин, Л.А. Анализ микроструктуры легкоатлетических метаний на основе скоростной видеосъемки как средство индивидуализации тренировочного процесса спортсменов высокой квалификации / Л.А. Хасин // Теория и практика физической культуры. 2014. № 2. С. 99-104.

5. Хасин, Л.А. Ядро толкает Томаш Маевский / Л.А. Хасин, А.Л. Дроздов // Легкая атлетика. - 2014. - № 1-2. - С. 7-9.

6. Хасин, Л.А. Варианты техники современных тяжелоатлетов высшей квалификации / Л.А. Хасин, А.Л. Дроздов, Т.Д. Аткишкина, А.В. Тишинский // В сборнике: Информационные технологии, компьютерное моделирование и технические средства обучения и тренировки в сфере физической культуры и спорта Материалы IV всероссийской научно-практической конференции. Министерство спорта Российской Федерации; Московская государственная академия физической культуры; Научно-исследовательский институт информационных технологий Московской государственной академии физической культуры. -2015. -С. 166-176.

7. Хасин, Л.А. Биомеханический анализ техники выполнения рывка современными тяжелоатлетами высокой квалификации с использованием скоростной видеосъемки и математического моделирования / Л.А. Хасин // Вестник спортивной науки. 2017. № 1. С. 13-19.

8. Андросов, П.И. Проявления асимметрии в технике выполнения тяжелоатлетических упражнений / П.И. Андросов // Информационные технологии, компьютерное моделирование и технические средства обуче-

ния и тренировки в сфере физической культуры и спорта: сборник «Материалы IV Всероссийской научно–практической конференции». Московская государственная академия физической культуры; Научно - исследовательский институт информационных технологий Московской государственной академии физической культуры. – Малаховка, 2015. - С.33-39.

9. Фураев, А.Н. Воспроизведение угла в коленном суставе, как оценка способности к регулированию кинематическими характеристиками двигательной деятельности / А.Н.Фураев, Г.Е. Шульгин // Вестник Тамбовского университета. Серия: Гуманитарные науки. -2013. - № 8 (124). -С. 144-148.

10. Фураев, А.Н. Использование элементов интеллектуального анализа данных для анализа взаимосвязей между биомеханическими параметрами при выполнении рывка штанги / А.Н.Фураев // В сборнике: Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте Материалы III Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Московская государственная академия физической культуры. -2015. -С. 116-121.

МЕТОДИКА РАСЧЕТА КИНЕМАТИЧЕСКИХ И ДИНАМИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ДВИЖЕНИЙ ШТАНГИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ И АЛГОРИТМОВ ФИЛЬТРАЦИИ

Хасин Л.А., директор НИИТ МГАФК, к.п.н., доцент;
Бурьян С.Б., старший научный сотрудник НИИТ МГАФК, к.физ.-мат.н.;
Дроздов А.Л., старший научный сотрудник НИИТ МГАФК
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры»,
п. Малаховка, Россия

На протяжении последних лет в НИИТ МГАФК проводились исследования по биомеханическому анализу на основе математического моделирования и скоростной видеосъемки спортивных упражнений, в том числе при анализе техники учитывались упругие свойства снарядов [1-5].

При съемке тяжелоатлетических упражнений с целью последующего вычисления кинематических и динамических показателей движения снаряда измеряется перемещение конца/концов грифа штанги. Это объясняется, в первую очередь, простотой и удобством получения координат конца грифа на последовательности кадров видеоряда. Для получения видеоряда съемка спортсмена, выполняющего упражнение, чаще всего производится сбоку в профиль, т.к. только с такой позиции можно получить как вертикальные, так и горизонтальные координаты конца грифа.

Однако конец грифа не является точкой приложения сил. Поэтому его кинематические и динамические характеристики отличаются от тех же характеристик, например, в точках центров масс пакетов блинов. Основная причина этих отличий объясняется упругими свойствами грифа штанги. Эти свойства, очевидно, в наибольшей степени проявляются в упражнениях «подъем на грудь» и «толчок от груди», т.к. в этих упражнениях используется снаряд большого веса и «узкий хват» грифа штанги, вызывающие значительные прогибы грифа.

Желание использовать величину прогиба грифа штанги для вычисления динамических характеристик снаряда приводит к необходимости производить фронтальную съемку упражнений по подъему снаряда. При таком ракурсе теряются горизонтальные координаты перемещения точек на снаряде. Следовательно, вычислению подлежат только вертикальные составляющие кинематических и динамических характеристик движения снаряда.

Основная проблема, возникающая при вычислении величины прогиба штанги, заключается в том, что эта величина сравнима с диаметром грифа. При невысоком разрешении матрицы используемого видеорегистратора ошибки маркировки могут быть сравнимы с величиной прогиба.

С другой стороны, вычисление динамических характеристик с использованием прогиба позволяет избежать необходимости двукратного численного дифференцирования координат точек на снаряде для получения динамических характеристик, что может повысить точность их нахождения. К тому же при съемке «в фас» в качестве образцового объекта для масштабирования можно использовать длинный гриф штанги.

Для расчета динамических характеристик с использованием прогиба грифа штанги использовалась схема, в которой гриф штанги заменяется стальной балкой с постоянным круговым сечением, лежащей на двух опорах, движущихся с ускорением a. Данная схема представлена на рисунке 1.

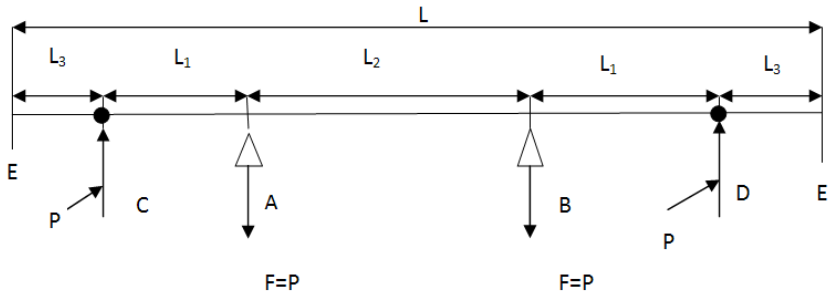


Рисунок 1 - Расчетная схема изгиба стальной балки на двух опорах

Точки A и B соответствуют положению опор (руки), точки C и D соответствуют центрам пакетов блинов, точками E обозначены концы грифа. Прогиб балки в точках приложения сил C и D можно вычислить по формуле 1

$$y_C = y_D = -\frac{PL_1^2}{EI}\left(\frac{1}{3}L_1 + \frac{1}{2}L_2\right) \qquad (1)$$

Прогиб балки на концах (точки E) – по формуле 2:

$$y_E = y_C - \frac{PL_1}{EI}\left(\frac{1}{2}L_1 + \frac{1}{3}L_2\right) * L_3 \qquad (2)$$

$E = 2*10^{11}\frac{н}{м^2}$ - модуль упругости для стали;

I - момент сопротивления сечения, для круга радиуса R, рассчитываемый по формуле 3:

$$I = \frac{\pi R^4}{4} \qquad (3)$$

Величина P из уравнений 1 и 2 записывается в виде 4

$$P = mg + ma \qquad (4)$$

Используя формулы 1, 2, 4 и имея известные координаты концов грифа и точек опоры (руки или плечи спортсмена), можно рассчитать

ускорение штанги в точках приложения сил через измеренную по координатам величину прогиба.

Замеры величины прогиба производились с использованием фронтальной съемки упражнений «Подъем на грудь» и «Толчок от груди». Камера располагалась фронтально, чтобы вертикальная плоскость, содержащая оптическую ось, проходила через центр грифа. На кадрах видеоряда маркировались следующие точки:

– левый конец грифа,
– правый конец грифа,
– центр хвата левой рукой,
– центр хвата правой рукой,
– левая точка соприкосновения грифа с плечом,
– правая точка соприкосновения грифа с плечом.

По траекториям левого и правого конца грифа можно, использую методику «фильтрации с дифференцированием», найти скорости и ускорения концов грифа. Используя в качестве точек опор A и B, представленные на рисунке 1, центры хвата руками (руки), или точки на ключицах, когда гриф опирается на плечи, можно рассчитать прогибы штанги на концах грифа. Величина прогиба определяется как расстояние от точки на конце грифа до прямой, проходящей через точки опор A и B. Используя формулу 2, можно найти усилия P в точках A, B, C и D, и зная массу штанги – ускорения в этих точках.

Вычисления координат скоростей и ускорений точек штанги производились для съемок двух упражнений «Подъем на грудь» и «Толчок с груди». Упражнения выполнялись спортсменами высокой квалификации, членами сборной России по тяжелой атлетике.

В качестве примера расчета динамических характеристик движения снаряда рассмотрим результаты обработки видеоряда, отснятого скоростной видеокамерой Fantom Miro M110, расположенной фронтально напротив спортсмена, так, чтобы оптическая ось объектива проходила через центр грифа. Спортсмен, член сборной команды России Б-н, выполняет упражнение «толчок от груди», вес снаряда 241 кг. Скорость съемки – 250 к/с, разрешение матрицы – 1024x752 пиксел.

Ускорение снаряда было рассчитано двумя способами: методом «фильтрации с дифференцированием» координат грифа и по формулам 1-2 с использованием найденной величины прогиба на каждом кадре. Графики зависимости ускорения пакетов блинов от времени в одних осях, вычисленные каждым из двух способов, представлены на рисунке 2. Круговыми маркерами 1-5 обозначены локальные экстремумы на графике

ускорения. Значения моментов времени, в которые достигаются эти экстремумы, а также значения собственно экстремумов приведены в таблице 1.

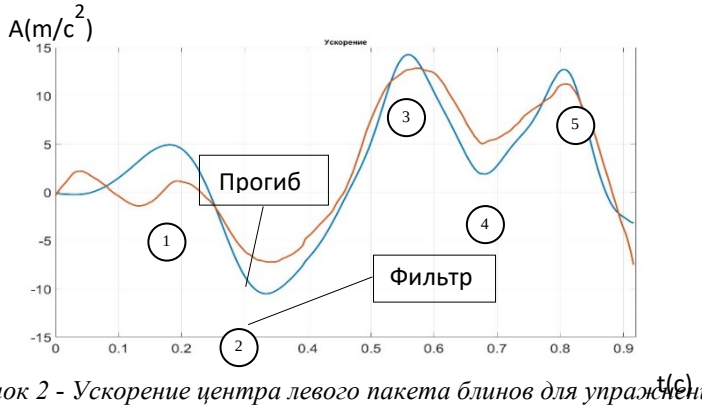


Рисунок 2 - Ускорение центра левого пакета блинов для упражнения «Толчок от груди», вычисленное «по прогибу» и «по фильтру» – сравнение. Спортсмен Б-н. Вес снаряда 241 кг

В таблице 1 столбцы t-фильтр и t-прогиб содержат моменты времени локальных экстремумов 2-5 кривых ускорений, рассчитанных «по фильтру» и «по прогибу», столбец dt содержит разницу между t-фильтр и t-прогиб, выраженную в процентах. Столбцы А-фильтр и А-прогиб содержат значения локальных экстремумов ускорения 2-5, а столбец dA – разницу между этими столбцами, выраженную в процентах. Рассматривать движение начинаем с момента времени t = 0.24, где А-фильтр = 0.

Таблица 1 - Значения ускорений центров левого пакета в точках 1-5 «по фильтру» и «по прогибу»

№	t-фильтр (с)	А-фильтр (м/с^2)	t-прогиб (с)	А-прогиб (м/с^2)	dt (%)	dA (%)
1	0,240	0,0	0,240	-0,150	0,0	0,0
2	0,332	-10,510	0,340	-7,240	-2,41	31,11
3	0,560	14,240	0,572	12,870	-2,14	9,81
4	0,680	2,878	0,676	5,018	0,59	-74,36
5	0,808	12,720	0,808	11,210	0,00	11,87

Сравнение графиков ускорения, полученных двумя способами (рисунок 2), позволяет утверждать, что характер кривых совпадает. Подтверждением этого факта может служить столбец dt таблицы 1. В точках 2-5 отклонение меньше 3%. Это означает, что локальные экстремумы функции величины прогиба грифа штанги почти совпадают с экстремумами ускорения, полученными методом фильтрации. Согласно формулам 1, 2, и 4, прогиб штанги связан с ускорением линейной зависимостью. Можно сделать вывод, что значения ускорения, полученные по методу фильтрации и по прогибу, близки в области локальных максимумов. В области локальных минимумов значения ускорения существенно отличаются.

Что касается точности определения искомой величины, то разница между величинами экстремумов на рисунке 2 различима визуально. Этот факт подтверждается и столбцом dA таблицы 1. В точках 2 и 4 различия значительны. В точках 3 и 5 различия 10% и 12%. Если учитывать невысокую точность маркировки точек опоры штанги на плечи (точки C и D на рисунке 1) и использование нами модуля упругости для стали, взятого из справочника, то 12% – это приемлемая точность для бесконтактного вычисления ускорения. Нетрудно заметить, что точки 3 и 5 соответствуют моментам, когда прогиб грифа максимален (точка 3) и близок к максимальному (точка 5). В точках 2 и 4 величина прогиба грифа штанги достигает локальных минимумов и ошибки маркировки могут быть сравнимы с измеряемой величиной.

Еще одной причиной отличия амплитудных значений ускорения могут быть ошибки, вносимые недостаточной точностью статического масштабирования при фронтальной съемке одной камерой. В качестве образцового объекта был использован гриф штанги в предположении, что он лежит в плоскости, перпендикулярной оптической оси объектива камеры. Однако, если в процессе выполнения упражнения спортсмен выводит гриф из этой плоскости, это гарантированно приводит к ошибкам в вычислении амплитуд искомых величин.

Результаты проведенных экспериментальных расчетов позволяют сделать вывод о применимости метода нахождения ускорения по прогибу грифа штанги в случаях упражнений с большими весами и малым расстоянием между опорами, что справедливо для упражнений «подъем на грудь» и «толчок от груди». Для повышения точности вычисления искомых величин целесообразно использовать камеры с высоким разрешением видеосенсора, позволяющие точнее измерять величины прогиба штанги в зонах малых значений, а также использовать фронтальную 3D съемку

упражнения двумя камерами с масштабированием по калибровочному кубу.

Список использованных источников

1. Хасин, Л.А. Биомеханический анализ техники выполнения рывка современными тяжелоатлетами высокой квалификации с использованием скоростной видеосъемки и математического моделирования / Л.А. Хасин // Вестник спортивной науки. 2017. № 1. С. 13-19.

2. Хасин, Л.А. Математическое моделирование упражнений на брусьях "оборот под параллельными жердями в стойку" / Л.А. Хасин, С.Б. Бурьян, А.Л. Дроздов, Н.Г. Сучилин // В сборнике: Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте Материалы IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. Министерство спорта Российской Федерации; Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма; Московская государственная академия физической культуры. -2016. -С. 185-192.

3. Хасин, Л.А. Биомеханический анализ техники метателей копья высокой квалификации с использованием скоростной видеосъемки / Л.А. Хасин, А.Л. Дроздов // В сборнике: Информационные технологии, компьютерное моделирование и технические средства обучения и тренировки в сфере физической культуры и спорта Материалы IV всероссийской научно-практической конференции. Министерство спорта Российской Федерации; Московская государственная академия физической культуры; Научно-исследовательский институт информационных технологий Московской государственной академии физической культуры. -2015. -С. 155-162.

4. Хасин, Л.А. Варианты техники современных тяжелоатлетов высшей квалификации / Л.А. Хасин, А.Л. Дроздов, Т.Д. Аткишкина, А.В. Тишинский // В сборнике: Информационные технологии, компьютерное моделирование и технические средства обучения и тренировки в сфере физической культуры и спорта Материалы IV всероссийской научно-практической конференции. Министерство спорта Российской Федерации; Московская государственная академия физической культуры; Научно-исследовательский институт информационных технологий Московской государственной академии физической культуры. -2015. -С. 166-176.

5. Хасин, Л.А. Моделирование движений человека / Л.А. Хасин, М.Л. Иоффе, И.С. Иванов, А.В. Хохлов // Теория и практика физической культуры. 1995. № 7. С. 48-52.

УТОЧНЕННАЯ НА ОСНОВЕ ВИДЕОСЪЕМКИ ФАЗОВАЯ СТРУКТУРА ТОЛЧКА ШТАНГИ

Хасин Л.А., директор НИИТ МГАФК, к.п.н., доцент;
Рафалович А.Б., старший научный сотрудник НИИТ МГАФК, к.п.н.
ФГБОУ ВО «Московская государственная академия физической культуры», п. Малаховка, Россия

Совершенствование технической подготовки спортсменов высокой квалификации на современном уровне развития спорта требует изучения микроструктуры выполняемых ими соревновательных упражнений. Этому вопросу был посвящен целый ряд исследований, проводимых в НИИТ МГАФК. Для изучения микроструктуры движения спортсменов нами использовалась скоростная видеосъемка (регистрация движений), математическое моделирование и современные математические методы анализа данных (методы исследования). Результаты исследований в различных видах спорта отражены в публикациях: толкание ядра [1], метание молота [2], метание копья [3], тяжелая атлетика [4], спортивная гимнастика [5].

В данной статье представлены результаты анализа обследования техники выполнения тяжелоатлетического упражнения «толчок штанги» спортсменами высокой квалификации. Анализ техники осуществлялся по результатам скоростной видеосъемки тяжелоатлетов – членов сборных команд России, студентов МГАФК. Для видеосъемки использовались камеры TroubleShooter 250, TroubleShooter 500, Phantom Mira M110 и Phantom Mira M310. Скорость видеосъемки составляла 250 и 500 кадров/с.

Сначала проводилось сравнение получаемых временных показателей техники современных тяжелоатлетов с аналогичными показателями, представленными в специальной литературе. При анализе техники тяжелоатлетов использовалась фазовая структура подъема штанги на грудь и толчка штанги от груди, представленная ниже.

Фазовая структура подъема штанги на грудь.

Фаза предварительного разгона. Началом фазы является момент отрыва штанги от помоста, окончанием - момент максимального разгибания ног в коленных суставах.

Фаза амортизации. Начало - момент максимального разгибания коленных суставов, окончание - момент максимального сгибания ног в коленных суставах.

Фаза финального разгона. Начало - момент максимального сгибания ног в коленных суставах, окончание - момент максимального разгибания ног в коленных, тазобедренных и голеностопных суставах.

Фаза безопорного подседа. Начало – момент максимального разгибания суставов нижних конечностей атлета, окончание - момент достижения штангой максимальной высоты подъема.

Фаза опорного подседа. Начало - момент достижения штангой максимальной высоты подъема, окончание - момент фиксации штанги в подседе.

Фазовая структура толчка штанги от груди.

Фаза предварительного полуприседа. Началом фазы является момент сгибания в коленных суставах, окончанием - момент максимального сгибания в коленных суставах.

Фаза финального разгона. Начало - момент максимального сгибания в коленных суставах, окончание - момент максимального разгибания в коленных суставах.

Фаза безопорного подседа. Начало - момент максимального разгибания в коленных суставах, окончание – момент достижения штангой максимальной высоты подъема.

Фаза опорного подседа. Начало - момент достижения штангой максимальной высоты подъема, окончание - момента фиксации в подседе.

В таблицах 1 и 2 представлен сравнительный анализ продолжительностей фаз в подъеме штанги на грудь и толчке штанги от груди, представленных в литературных источниках прошлых лет, и полученных нами при обследовании современных тяжелоатлетов.

Как видно из данных, представленных в таблице 1, наблюдаются близкие среднегрупповые значения продолжительности фаз в подъеме штанги на грудь у тяжелоатлетов прошлых лет и современных спортсменов. Однако, можно отметить, что в нашем исследовании наблюдаются гораздо более низкие показатели стандартной ошибки для среднегрупповых данных. Причиной этого может являться, во-первых, возможно более высокая квалификация обследованных нами тяжелоатлетов (члены сборной команды России) и соответственно более высокая стабильность техники выполнения движения; во-вторых, более высокая точность методики регистрации движения (скоростная видеосъемка).

Таблица 1 – Продолжительность фаз подъема штанги на грудь, с

№ п. п.	Авторы, год, контингент	Фазы				
		Предварит. разгон	Аморти-зация	Финал. разгон	Подсед	
					Безопорн.	Опорный
1	Фролов В.И., тяж-ты высокой ква-лификации	0,52± 0,04	0,15± 0,02	0,13± 0,02	-	-
2	Воробьев А.Н., 1981	-	-	-	0,10-0,11	0,3-0,5
3	Левшунов Н.П., 1982	0,47± 0,07	0,13± 0,02	0,15± 0,02	0,22± 0,01	0,45± 0,08
4	НИИТ, 2017, чле-ны сборной ко-манды, n=29	0,48± 0,01	0,14± 0,005	0,13± 0,006	0,10± 0,03	0,35± 0,01
5	НИИТ 2017, Д. Б-н, n=7	0,47± 0,03	0,13± 0,01	0,11± 0,01	0,09± 0,005	0,35± 0,03
6	НИИТ, 2017, А. И-в, n=4	0,44± 0,01	0,14± 0,02	0,15± 0,01	0,11± 0,02	0,44± 0,05
7	НИИТ,2017, А. О-в, n=6	0,47± 0,04	0,17± 0,02	0,11± 0,01	0,09± 0,02	0,34± 0,03
8	НИИТ,2017, А. А-в, n=2	0,59± 0,05	0,13± 0,02	0,09± 0,01	0,11± 0,01	0,33± 0,03
9	НИИТ,2017, Р. Р-в, n=3	0,51± 0,02	0,12± 0,01	0,14± 0,004	0,13± 0,01	0,29± 0,11
10	НИИТ,2017, Р.А-в	0,55	0,16	0,14	0,09	0,39
11	НИИТ,2017, Д.Л-в	0,57	0,14	0,13	0,04	0,4
12	НИИТ,2017, И.Ч-н	0,44	0,17	0,24	0,09	0,46

Продолжительность фаз обследованных нами тяжелоатлетов (индивидуальные данные) значительно отличается от среднегрупповых значений, как полученных в ходе нашего обследования, так и по результатам других исследований, выполненных в прошлые годы. Например, фаза предварительного разгона у А. А-ва продолжительнее, а фаза финального разгона короче, чем среднегрупповые показателей в разные годы. У А. И-ва продолжительность предварительного разгона меньше, чем у других тяжелоатлетов.

Как видно из таблицы 2, в толчке штанги от груди, как и в подъеме штанги на грудь сопоставимы среднегрупповые значения продолжительности отдельных фаз движения, а индивидуальные показатели техники значительно отличаются от среднегрупповых показателей.

Таблица 2 - Продолжительность фаз толчка штанги от груди, с

№ п. п.	Авторы, год, контингент	Фазы			
		Полу присед	Финал. разгон	Подсед	
				Безопорн.	Опорный
1	Фролов В.И., 1976	0,48	0,25	0,26	0,25
2	Воробьев А.Н., 1981	0,45-0,5	0,25	0,1	0,2
3	Дворкин Л.С., 2005	-	0,18-0,22	-	-
4	Левшунов Н.П., 1982	0,56	0,25	0,08	0,24±0,06
5	НИИТ, 2017, члены сборной команды, n=37	0,50± 0,008	0,23± 0,006	0,25± 0,04	0,24± 0,1
6	НИИТ, 2017, Д.Б-н, n=16	0,48± 0,01	0,22± 0,01	0,22± 0,02	0,24± 0,11
7	НИИТ, 2017, А.И-в, n=4	0,49± 0,006	0,21± 0,003	-	-
8	НИИТ, 2017, А.О-в, n=4	0,54± 0,009	0,24± 0,01	0,32± 0,02	0,14± 0,03
9	НИИТ, 2017, А.А-в, n=2	0,53± 0,04	0,25± 0,02	0,25± 0,004	0,33± 0,13
10	НИИТ, 2017, Р.Р-в, n=2	0,56± 0,02	0,24± 0,015	0,29	0,18
11	НИИТ, 2017, Р.А-в	0,52	0,22	0,26	0,34
12	НИИТ, 2017, А.Л-в	0,52	0,23	0,31	0,3
13	НИИТ, 2017, И.Ч-н	0,43	0,24	0,21	0,24

Корреляционный анализ не выявил достоверных взаимосвязей продолжительности отдельных фаз движения с весом штанги в нашем исследовании. Это говорит, в том числе, о высокой стабильности техники исследуемых атлетов, которая не зависит от веса штанги в определенных границах. В наших исследованиях вес штанги составлял более 80% от максимума.

Как видно из представленных данных, использование среднегрупповых значений продолжительности отдельных фаз носит скорее информационный характер. Ориентироваться необходимо на индивидуальные показатели. Анализ индивидуальных показателей техники, их динамика необходимы при анализе и последующей коррекции техники тяжелоатлетов высокой квалификации. Для этого необходимо проводить десятки видеосъемок каждого тяжелоатлета высокой квалификации.

В литературе отмечается, что переход от одной фазы к другой происходит не моментально, требуется время на переход от сгибания к разгибанию в определенном суставе. Однако, каких-то временных характеристик данных «переключений» не представлено. Использование скоростной видеосъемки позволяет анализировать очень короткие микрофазы тяжелоатлетических упражнений, которые ранее не определялись. При смене направления движения в коленном суставе (один из критериев деления движения на фазы) существует плато, когда угол при переходе от сгибания к разгибанию или наоборот не меняется. Такие плато и стали основанием для выделения микрофаз «переключения».

В подъеме штанги на грудь нами были определены продолжительности следующих микрофаз «переключения»:

- микрофаза «переключения» 1 между фазами предварительного разгона и амортизации. Начало – момент окончания разгибания в коленных суставах, окончание – начало сгибания в коленных суставах.

- микрофаза «переключения» 2 между фазами амортизации и финального разгона. Начало – момент окончания сгибания в коленных суставах, окончание – момент начала разгибания в коленных суставах.

- микрофаза «переключения» 3 между фазами финального разгона и подседа. Начало – момент окончания разгибания в коленных суставах, окончание – момент начала сгибания в коленных суставах.

Кроме того, определена продолжительность выполнения движения на полной стопе до отрыва пяток от помоста. Наши исследования техники выполнения тяжелоатлетических упражнений «рывок» и «толчок» [4, 6] показали, что большинство современных тяжелоатлетов высокой квалификации уже в фазе амортизации выполняют движение не на полной стопе. Началом данной фазы является середина микрофазы «переключения» 1 между фазами предварительного разгона и амортизации, а окончанием – момент отрыва пятки от помоста (той, которая оторвалась от помоста первой).

В толчке штанги от груди нами были определены продолжительности следующих фаз «переключения»:

- микрофаза «переключения» 1 между фазами полуприседа и финального разгона. Начало – момент окончания сгибания в коленных суставах, окончание – момент начала разгибания в коленных суставах.

- микрофаза «переключения» 2 между фазами финального разгона и подседа. Начало – момент окончания разгибания в коленных суставах, окончание – момент начала сгибания в коленных суставах.

Так же как и в подъеме штанги на грудь, определялась продолжительность выполнения движения на полной стопе. Начало фазы – середина микрофазы «переключения» 2 между фазами полуприседа и финального разгона, окончание - отрыв пятки от помоста.

Для определения перечисленных выше микрофаз использовалась скоростная видеосъемка, когда камера находилась спереди-сбоку.

Продолжительность выделенных микрофаз «переключения» и фазы до момента отрыва пятки от помоста для тяжелоатлетов, членов сборной команды России, представлены в таблицах 3 и 4.

Таблица 3 – Продолжительность микрофаз в подъеме штанги на грудь

Спортсмены	Микрофазы, с			
	1	2	3	На полной стопе
Д.Б-н, n=7	0,034±0,003	0,020±0,002	0,018±0,001	0,088±0,007
А.И-в, n=4	0,025±0,001	0,023±0,001	0,026±0,001	0,077±0,001
А.О-в, n=4	0,041±0,003	0,023±0,002	0,018±0,001	0,17±0,013
А.А-в, n=2	0,028±0,002	0,019±0,001	0,022±0,000	0,045±0,002
Р.Р-в, n=3	0,029±0,001	0,024±0,002	0,02±0,000	0,081±0,004
Среднее	0,032±0,002	0,022±0,001	0,020±0,001	0,097±0,009

Корреляционный анализ выявил достоверную зависимость ($p<0,05$) веса штанги и продолжительности микрофазы «переключения» 3: чем больше вес штанги, тем короче микрофаза «переключения» перед подседом.

Как видно из данных, представленных в таблице 3, от начала фазы амортизации до момента отрыва пяток проходит в среднем менее 0,01 с. Продолжительность фазы амортизации у обследованных нами тяжелоатлетов высокой квалификации составляет в среднем 0,14 с, что представлено в таблице 1. Т.е. в большинстве случаев отрыв пяток у современных тяжелоатлетов сборной команды России происходит в фазе амортизации.

Таблица 4 –Продолжительности микрофаз в толчке штанги от груди

Спортсмены	Микрофазы, с		
	1	2	До отрыва пятки
Д. Б-н, n=7	0,059±0,003	0,016±0,000	0,186±0,007
А. И-в, n=4	0,062±0,003	-	0,155±0,006
А. О-в, n=4	0,070±0,002	0,017±0,001	0,195±0,006
А. А-в, n=2	0,085±0,001	0,028±0,002	0,194±0,011
Р. Р-в, n=3	0,055±0,004	0,018±0,002	0,217±0,002
Среднее	0,064±0,002	0,018±0,001	0,184±0,006

При толчке штанги от груди выявлены достоверно значимые взаимосвязи веса штанги и продолжительности микрофаз «переключения» в момент максимального сгибания ($p<0,01$) и максимального разгибания ($p<0,01$) в коленном суставе. Чем больше вес штанги, тем короче микрофазы «переключения» перед финальным разгоном и перед подседом.

В данной статье представлены только продолжительность выделенных микрофаз у тяжелоатлетов сборной команды России. Использование данных по микрофазам требует дальнейшего исследования. Например, увеличение продолжительности данных фаз «переключения» может привести к снижению скорости движения штанги, что возможно уже не удастся компенсировать последующими действиями тяжелоатлета. На наш взгляд, выявление и анализ микрофаз движения - это путь и резерв совершенствования технической подготовленности квалифицированных спортсменов.

Список использованных источников

1. Хасин, Л.А. Анализ микроструктуры легкоатлетических метаний на основе скоростной видеосъемки как средство индивидуализации тренировочного процесса спортсменов высокой квалификации / Л.А. Хасин // Теория и практика физической культуры. – 2014. -№2. –С. 99-104.

2. Хасин, Л.А. Молот метает Татьяна Лысенко / Л.А. Хасин, А.Б. Рафалович // Легкая атлетика. -2014. -№ 3-4. -С. 8-10.

3. Хасин, Л.А. Биомеханический анализ техники метателей копья высокой квалификации с использованием скоростной видеосъемки / Л.А. Хасин, А.Л. Дроздов, А.В. Тишинский // В сборнике: Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте Материалы III Всероссийской научно-практической конференции с международным

участием. Московская государственная академия физической культуры. -2015. -С. 125-132.

4. Хасин, Л.А. Биомеханический анализ техники выполнения рывка современными тяжелоатлетами высокой квалификации с использованием скоростной видеосъемки и математического моделирования / Л.А. Хасин // Вестник спортивной науки. 2017. № 1. С. 13-19.

5. Сучилин, Н.Г. Исследование биомеханической структуры взаимодействия с опорой и действий в полете на основе инновационных технологий и обоснование эффективной техники отталкиваний в спортивной гимнастике / Н.Г. Сучилин, Л.А. Хасин // методические рекомендации / Москва, 2013. Том Выпуск 2

6. Хасин, Л.А. Биомеханический анализ техники тяжелоатлета при выполнении рывка классического на основе скоростной видеосъемки и компьютерного моделирования / Л.А. Хасин // Теория и практика физической культуры. -2013. -№ 11. -С. 100-104.

ТИПОЛОГИЯ ТРАЕКТОРИЙ И НАПРАВЛЕНИЕ ДВИЖЕНИЯ ЦМ ШТАНГИ В РЫВКЕ

Шалманов А.А., д.п.н., профессор;
Лукунина Е.А., к.п.н., доцент
ФГБОУ ВО «Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма» (ГЦОЛИФК), г. Москва, Россия

Актуальность. Исследования, связанные с анализом показателей траектории штанги в классических тяжелоатлетических упражнениях, были направлены на изучение ее формы и горизонтальных перемещений ЦМ снаряда относительно линии, проведенной в момент отрыва штанги от помоста [6, 7, 8, 9]. Большинство авторов и результаты собственных исследований указывают на то, что наиболее рациональной является S-образная траектория, которая ни разу не пересекает вертикальную линию при подъеме штанги [1, 3, 5, 7]. Такой способ выполнения упражнения характеризуется тем, что движение штанги направлено преимущественно вверх-назад (рисунок 1–А). Два других способа подъема штанги характеризуются тем, что ЦМ снаряда, по меньшей мере, один раз пересекает

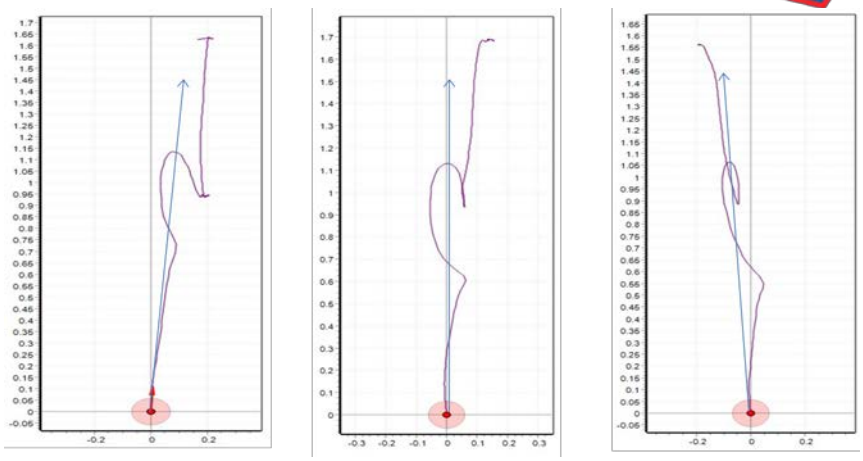
вертикаль, проведенную в момент отрыва штанги от помоста (рисунок 1–В и С). При этом штанга двигается вверх или вверх-вперед. В связи с этим определенный интерес представляет сравнительный анализ кинематических и динамических показателей движения штанги у спортсменов, использующих разные типы траекторий подъема штанги в рывке.

Цель исследования. Провести сравнительный анализ показателей движения штанги у тяжелоатлетов-женщин, выполняющих подъем штанги с разными типами траекторий ЦМ снаряда в рывке.

Методика исследования. Кинематические и динамические характеристики движения ЦМ штанги были получены с помощью методики биомеханического контроля технической и скоростно-силовой подготовленности штангистов "ГЦОЛИФК–2012" [2,4]. Видеосъемка проводилась во время соревнований разного уровня в период с 2013 по 2017 годы, в результате чего создана база данных, включающая в себя более 2500 попыток в рывке и толчке у мужчин и женщин. Для решения задач данного исследования из этой базы данных были выбраны лучшие попытки в рывке у 86 женщин, представителей разных весовых категорий и квалификации (от второго разряда до МСМК). Спортсменки были разделены на две группы. В первую группу (n=47) вошли спортсменки, поднимающие штангу вверх-назад. Средний угол наклона линии, проходящей через наивысшую точку подъема, к горизонту, измеренный против часовой стрелки, равен $85{,}7^0 \pm 2{,}83^0$. Во вторую группу (n=39) вошли спортсменки, у которых ЦМ штанги двигается преимущественно вверх и вверх-вперед. Средний угол наклона линии подъема равен $91{,}8^0 \pm 2{,}62^0$. Оценка статистической значимости различий проводилась по t-критерию Стьюдента для несвязанных выборок. Характеристика спортсменок и средний результат в рывке представлена в таблице 1.

Таблица 1 – Характеристика испытуемых

Показатель	Вверх-назад (n=47)	Вверх-вперед (n=39)	p
Длина тела, м	1,59±0,08	1,63±0,07	нет
Масса тела, кг	63,8±13,7	65,8±11,7	нет
Результат, кг	86,6±16,2	80,3±17,3	нет



A B C

Рисунок 1 – Типы траекторий ЦМ штанги в рывке

Результаты и их обсуждение. Сравнение длительности фаз рывка и динамических показателей движения ЦМ штанги у спортсменок с разными типами траекторий не выявило статистически значимых различий.

Наибольшие различия найдены в показателях динамики скорости ЦМ штанги (таблица 2). Спортсменки, поднимающие штангу по рациональной траектории, имеют меньшие величины горизонтальной скорости в фазе предварительного разгона и меньшие величины максимумов вертикальной и модуля скорости в финальном разгоне. Кроме того, у этих спортсменок были меньше потери вертикальной скорости в финальном разгоне.

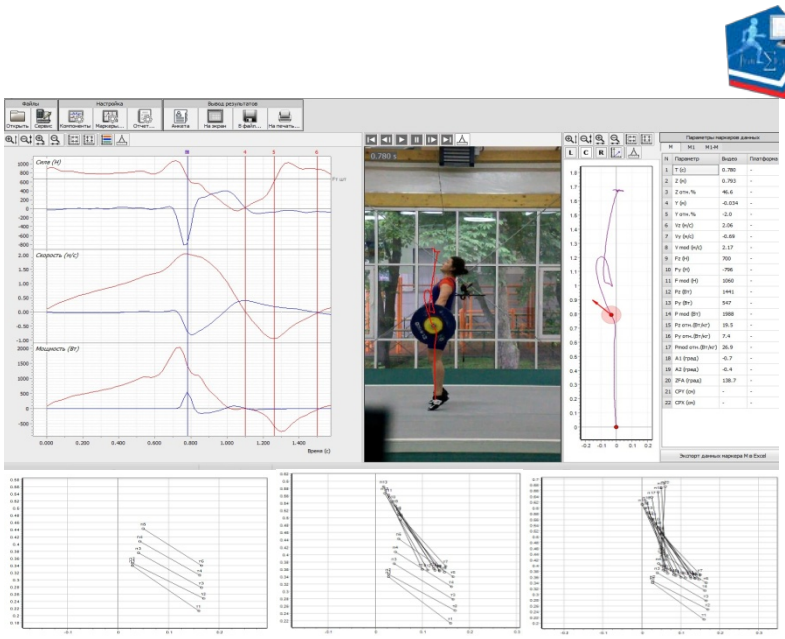
Существенные различия выявлены в максимальных величинах горизонтальной скорости ЦМ штанги в финальном разгоне. Спортсменки с нерациональной траекторией штанги вынуждены разгонять снаряд до больших скоростей в горизонтальном направлении, чтобы реализовать основной физический механизм подъема штанги [1, 5]. У этих спортсменок максимальная горизонтальная скорость, направленная от тела атлета, равна 0,83±0,19 м/с, а у спортсменок с рациональной траекторией ее величина статистически значимо меньше – 0,64±0,18 м/с ($p<0.001$).

Таблица 2 – Скорость ЦМ штанги у тяжелоатлетов с разными типами траекторий в рывке

Показатель	Направление подъема		p
	Вверх-назад (n=47)	Вверх-вперед (n=39)	
Верт. скорость в 1 фазе, м/с	1,09 ±0,22	1,18 ±0,19	<0.05
Верт. скорость в финале, м/с	2,00 ±0,10	2,04 ±0,11	нет
Потеря верт. скорости в фазе амортизации, м/с	0,02 ±0,06	0,05 ±0,08	<0.05
Модуль скорости в финале, м/с	2,06 ±0,10	2,16 ±0,11	<0.001
Гор.скорость в финале, м/с	-0,64 ±0,18	-0,83 ±0,19	<0.001

Для иллюстрации причин наблюдаемых различий в форме траекторий и направлении подъема штанги приведем примеры двух спортсменок (рисунки 2 и 3), у которых кроме кинематических и динамических показателей движения ЦМ штанги (вверху) были измерены изменения положения туловища в основных фазах подъема штанги в рывке (внизу). В фазе предварительного разгона (1) положения туловища измеряли через каждые 100 мс, в фазах амортизации (2) и финального разгона (3) – через 20 мс. Координаты тазобедренного (т) и плечевого (п) суставов определялись в системе координат, связанной со снимком. Начало системы координат находится в торце грифа штанги в момент ее отрыва от помоста.

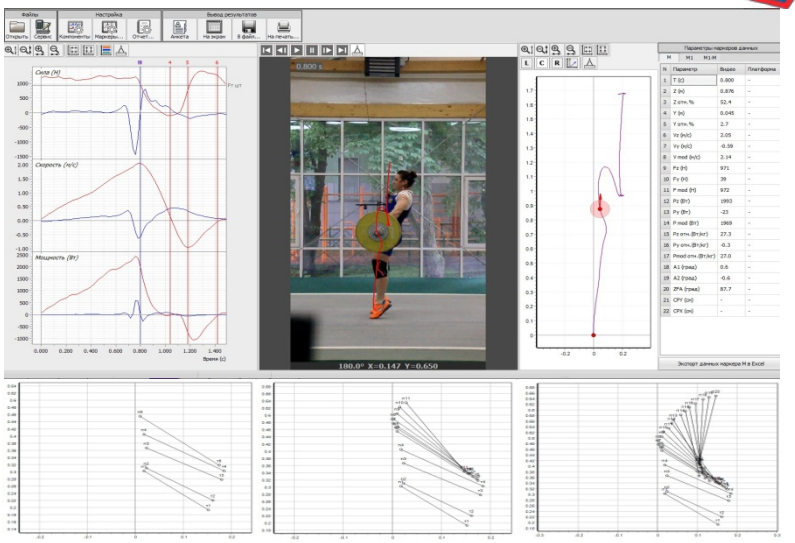
На рисунке 2 показан пример обработки попытки в рывке спортсменки (1 разряда), показавшей результат 68 кг и поднимавшей снаряд по нерациональной траектории. Видно, что в фазе предварительного разгона (1) туловище двигается преимущественно поступательно (с 1 по 5 кадр). В фазе амортизации (2) туловище вращается по часовой стрелке, а мгновенная ось вращения находится в области плечевого сустава (с 6 по 13 кадр). При этом тазобедренный сустав двигается вперед и поднимается в вертикальном направлении. В фазе финального разгона (3) туловище продолжает вращаться по часовой стрелке (с 14 по 20 кадр), таз продолжает движение вперед-вверх, а туловище в конце фазы занимает вертикальное положение. Отметим, что в этой фазе спортсменка разгоняет штангу вперед до 0,75 м/с.



1 2 3

Рисунок 2 – Результаты обработки попытки в рывке спортсменки с нерациональной траекторией ЦМ штанги (объяснение в тексте)

На рисунке 3 показан пример обработки попытки в рывке спортсменки (МСМК), показавшей результат 97 кг и поднимавшей снаряд по рациональной траектории. Видно, что в фазе предварительного разгона (1) туловище двигается преимущественно поступательно (с 1 по 5 кадр). В фазе амортизации (2) туловище вращается по часовой стрелке, а мгновенная ось вращения, в отличие от предыдущей спортсменки, находится в области тазобедренного сустава (с 6 по 11 кадр). При этом тазобедренный сустав в меньшей степени двигается вперед и выше поднимается в вертикальном направлении. В фазе финального разгона (3) туловище продолжает вращаться по часовой стрелке (с 12 по 20 кадр), таз двигается вперед-вверх, туловище активно разгибается и в конце фазы существенно отклоняется от вертикали. Кроме того, в фазе финального разгона спортсменка разгоняет штангу вперед до меньшей горизонтальной скорости 0,61 м/с.



1 2 3

Рисунок 3 – Результаты обработки попытки в рывке спортсменки с рациональной траекторией ЦМ штанги (объяснение в тексте)

Приведенные примеры в целом отражают общий характер различий между спортсменками, поднимающими штангу с разными типами траекторий ЦМ снаряда. Однако следует отметить, что в каждой из групп имеют место существенные индивидуальные различия, которые нуждаются в дополнительных исследованиях. Прежде всего это касается изучения влияния пропорций тела и топографии силы штангистов на форму и показатели траектории штанги в классических упражнениях.

Список использованных источников

1. Шалманов, А. А. Основные требования к рациональной технике подъема штанги в классических тяжелоатлетических упражнениях / А. А. Шалманов // IV научно-практическая конференция «Инновационные технологии в подготовке спортсменов», 30 ноября –2 декабря 2016 года, г. Москва. – М., 2016. – С. 90-96.

2. Шалманов, А. А. Биомеханический контроль технической и скоростно-силовой подготовленности спортсменов в тяжелой атлетике /

А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников // Теория и практика физической культуры. – 2013. –№2. – С. 103-106.

3. Шалманов, А. А. Сравнительный анализ кинематических показателей движения штанги в рывке и толчке у спортсменов легких и тяжелых весовых категорий / А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников, А. А. Атлас // Труды кафедры биомеханики университета имени П.Ф. Лесгафта. – СПб., 2016. – Вып. 10. – С. 50-61.

4. Шалманов, А. А. Методика регистрации поступательного и вращательного движения штанги / А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников, А. П. Баюрин // Теория и практика прикладных и экстремальных видов спорта. – 2014. – № 4. – С. 30-34.

5. Горизонтальная скорость и показатели горизонтального перемещения ЦМ штанги при выполнении классических тяжелоатлетических упражнений / А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников, А. А. Атлас, А. П. Баюрин // Материалы Всероссийской научно-практ. конференции «Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте», 24-26 ноября 2016 г. – Малаховка, 2016. – С.

6. Шалманов, А. А. Типологические особенности траектории и динамики скорости штанги в рывке двумя руками у тяжелоатлетов высокой квалификации в условиях соревнований / А. А. Шалманов, В. Ф. Скотников, А. В. Панин // Материалы Всероссийской с международным участием очно-заочной научно-практ. конференции «Кинезиология тяжелой атлетики. Актуальные проблемы и инновационные подходы в подготовке высококвалифицированных спортсменов», 1-3 ноября 2012 г. – Малаховка, 2012. – С. 12-23.

7. Bartonietz, K. Biomechanics of the snatch: Toward a higher training efficiency / K. Bartonietz // National Strength and Conditioning Association Journal. – 1996. – № 18. – P. 24–31.

8. Isaka, T. Kinematic analysis of the barbell during the snatch movement of elite Asian weight lifters / T. Isaka, J. Okada, K. Funato // Journal of Applied Biomechanics. – 1996. – № 12. – P. 508–516.

9. Three-dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters / V. Gourgoulis, N. Aggelousis, G. Mavromatis, A. Garas // Journal of Sports Science. – 2000. – № 18. – P. 643–652.

С О Д Е Р Ж А Н И Е

Стр.

Андросов П.И., *п. Малаховка, Россия*
Основные направления совершенствования техники подъема штанги на грудь для толчка у тяжелоатлетов высокой квалификации…….. **5**

Бегун П.И., Лебедева Е.А., Тихоненкова О.В.,
г. Санкт-Петербург. Россия
Биомеханический контроль нагрузок на органы и структуры человека…… **10**

Воронович Ю.В., Лавшук Д.А., Загревский В.И.,
г. Могилев, Республика Беларусь
Педагогико-биомеханическое структурирование упражнения «рывок» в тяжелой атлетике……. **17**

Городничев Р.М., Моисеев С.А., Пухов А.М., Пивоварова Е.А., Иванов С.М.; Маркевич В.В; Рощина Л.В., *г. Великие Луки, Россия*
Стимуляционные воздействия на ЦНС как средство изменения координационной структуры локомоторных движений…… **23**

Депутат А.Д., Мещеряков А. В., *г. Москва, Россия*
Особенности техники исполнения партнером «подкрутки» в парном катании……. **29**

Депутат А.Д., Мещеряков А. В., *г. Москва, Россия*
Особенности техники исполнения «подкрутки» партнершами в парном катании…… **34**

Медведев В.Г., Дышаков А.С., *г. Москва, Россия*
Контроль динамических характеристик при прохождении участков с препятствиями в велоспорте – BMX…….. **40**

Дышко Б.А., *г. Москва, Россия*
О динамике рекуперативных способностей мышечно-сухожильных структур нижних конечностей человека…….. **47**

Лебедев Г.К., *г. Екатеринбург, Россия*
Оценка уровня освоения техники прыжка на лыжах с трамплина юными спортсменами……. **54**

Мелихова Т.М., Аюпов Р.А., *г. Челябинск, Россия*
Сравнительный анализ показателей жима ладонью и жима пальцами у спортсменов-скалолазов и неспортсменов…….. **62**

Мельников А.А., *Ярославль, Россия;*
Николаев Р.Ю., Абрамова С.В., *Рыбинск, Россия;*
Крошева Е.А., *Ярославль, Россия*
Изменения постурального баланса после силовой тренировки…… **66**

Новикова Н. Б., *г. Санкт-Петербург, Россия*
Динамика линейных скоростей звеньев тела в цикле одновременного бесшажного классического хода лыжников-гонщиков высокой квалификации……. **73**

Олейников Р.В., *г. Москва, г. Зеленоград, Россия*
Биомеханические основы техники спортивных двигательных действий в волейболе…… **79**

Островенко Д.А., Медведев В.Г., *г. Москва, Россия*
Организационно-педагогические подходы к снижению травматизма в BMX – racing……. **84**

Петрачева И.В., Котов Ю.Н., *г. Москва, Россия*
Показатели сравнительной эффективности техники выполнения бросков в прыжке гандболистов и гандболисток……. **91**

Пискунов И.В., Моисеев С.А., *г. Великие Луки, Россия*
Особенности регуляции произвольных быстрых циклических движений с изменением их направления по данным электромиографии **96**

Покатилов А.Е., Загревский В.И., Лавшук Д.А., Воронович Ю.В.
г. Могилев, Республика Беларусь
Мощность целенаправленного движения спортсмена при взаимодействии со снарядом…… **102**

Померанцев А.А., Ведринцев А. В., *г. Липецк, г. Москва, Россия*
Выявление гендерных особенностей техники спринтерского бега… **109**

Родин А.В., *г. Смоленск, Россия*
Комплексная биомеханическая система оценки кинематической и динамической структуры технических приемов в игровых видах спорта…… **115**

Самсонова А.В., Самсонов Г.А., Катранов А.Г.,
г. Санкт-Петербург, Россия
Геометрическая модель саркомера…….. **119**

Свиридов Б.А., *г. Москва, Россия*
Методика повышения силы мышц плечевого пояса борцов-самбистов 14-16 лет…….. **126**

Сивохин И.П.. *г. Костанай. Казахстан;*
Скотников В.Ф., *г. Москва, Россия;*
Федоров А.И., *г. Челябинск, Россия;*
Мустафин С.К., Садуакасова С., *г. Алматы, Казахстан*
Совершенствование техники классического рывка штанги с использованием биомеханического контроля……. **131**

Сидаш А.Л., *г. Курск, Россия*
Формирование точности передач мяча двумя руками сверху у начинающих волейболистов на основе учета особенностей эмг мышц предплечья…… **139**

Скрыгин С.В., *г. Москва, Россия*
Биомеханический контроль скоростно-силовой готовности юных спринтеров к нагрузкам специальной направленности……. **146**

Тамбовский А.Н., *п. Малаховка, Россия*
Целевая точность и эргономические параметры спортсменов-игровиков ……. **150**

Тараховский Д.Ю., Хасин Л.А., *п. Малаховка, Россия*
Методика тренировки в атлетизме джо вейдера, адаптированная для ее использования в системе искусственного интеллекта…… **154**

Темерева В.Е., *п. Малаховка, Россия*
К вопросу об уточнении предмета дисциплины «биомеханика двигательной деятельности»…….. **161**

Терзи К.Г., *п. Малаховка, Россия*
Анализ техники выполнения приседаний со штангой на плечах на примере спортсменки высокой квалификации…… **166**

Фураев А.Н., *п. Малаховка, Россия*
Опыт создания автоматизированной информационной системы оперативной коррекции техники выполнения рывка штанги…… **172**

Фураев А.Н., *п. Малаховка, Россия*
Характеристики процесса управления при совершенствовании технического мастерства спортсменов…….. **178**

Хасин Л.А., *п. Малаховка, Россия*
Механизмы использования упругости снаряда и ОДА человека спортсменами высокой квалификации…… **181**

Хасин Л.А., Бурьян С.Б., Дроздов А.Л., *п. Малаховка, Россия*
Методика расчета кинематических и динамических характеристик движений штанги с использованием математического моделирования и алгоритмов фильтрации…….. **187**

Хасин Л.А., Рафалович А.Б., *п. Малаховка, Россия*
Уточненная на основе видеосъемки фазовая структура толчка штанги…….. **194**

Шалманов А.А., Лукунина Е.А., *г. Москва, Россия*
Типология траекторий и направление движения ЦМ штанги в рывке…. **201**

Биомеханика двигательных технологий
и биомеханический контроль в спорте

Материалы V Всероссийской с международным участием
научно-практической конференции

23-24 ноября 2017 г.

Редактор: *кандидат педагогических наук, профессор*
Фураев Александр Николаевич

Компьютерная верстка: *Е.Н. Баева*

Московская государственная академия физической культуры
140032, Московская область, пос. Малаховка, ул. Шоссейная, 33
Тел. (495) 501–55–45, факс (495) 501–22–36
http://www.mgafk.ru; E-mail: info@mgafk.ru

Подписано к печати 20.12.2017г. Формат 60x88 1/16.
Печать цифровая. Бумага «Performer». Печ. л. 13,25
Тираж 300 экз. Заказ №

Отпечатано в Типографии «Библотон»,
143987, г. Железнодорожный, Московская область, ул. Колхозная, 2
Тел. (495)921-33-56