

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«СЕВЕРО-КАВКАЗСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ НАУЧНО-КЛИНИЧЕСКИЙ ЦЕНТР
ФЕДЕРАЛЬНОГО МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОГО АГЕНТСТВА»

С.Нопин

На правах рукописи

НОПИН СЕРГЕЙ ВИКТОРОВИЧ

ЗАКОНОМЕРНОСТИ И ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕЗЕРВНЫЕ
ВОЗМОЖНОСТИ АДАПТАЦИИ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА
К СПЕЦИФИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ В СПОРТЕ ВЫСШИХ
ДОСТИЖЕНИЙ

1.5.5 – физиология человека и животных

Диссертация на соискание ученой степени
доктора биологических наук

Научный консультант:
доктор биологических наук,
профессор Корягина Ю.В.

Ессентуки – 2024

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	6
ГЛАВА 1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	21
1.1 Функциональная организация двигательной системы человека, срочная и долговременная адаптация к специфической спортивной деятельности	21
1.2 Современные представления о нейромоторных параметрах спортсменов различных видов спорта.....	27
1.3 Вестибулярная устойчивость (постуральная стабильность) в спортивной деятельности.....	36
1.4 Биомеханические исследования в спорте	42
1.5 Электромиографическая характеристика работы мышц при выполнении спортивных движений	51
ГЛАВА 2 МЕТОДОЛОГИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	59
2.1 Контингент, принявший участие в исследованиях	59
2.2 Методы исследования	65
2.2.1 Методы диагностики нейромоторных характеристик спортсменов.....	70
2.2.2 Методы определения стабилметрических показателей	73
2.2.3 Электрофизиологические и биомеханические методы контроля двигательных функций спортсменов	75
2.3 Статистическая обработка результатов.....	77
ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ	79
3.1 РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСА ФИЗИОЛОГО-БИОМЕХАНИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ	79
3.1.1 Разработка физиологических методов диагностики времени двигательных реакций	79
3.1.2 Разработка физиологического метода диагностики свойств нервной системы.....	84

3.1.3 Разработка физиологического метода диагностики биомеханических и электромиографических параметров движений при выполнении спортивных упражнений субмаксимальной мощности	85
3.1.4 Разработка физиологического метода диагностики биомеханических и электромиографических параметров движений при выполнении спортивных упражнений максимальной мощности.....	89
3.2 НЕЙРОДИНАМИЧЕСКИЕ И СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ РАЗНОГО ПОЛА И РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ СПОРТА	120
3.2.1 Функциональные характеристики нервных процессов у спортсменов различных видов спорта	121
3.2.2 Сенсомоторные реакции у спортсменов различных видов спорта.....	125
3.2.3 Особенности статокINETической устойчивости у квалифицированных спортсменов в видах спорта с различной структурой движений.....	141
3.3 БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ СПОРТСМЕНОВ РАЗНОГО ПОЛА ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПРОБ СУБМАКСИМАЛЬНОЙ И МАКСИМАЛЬНОЙ МОЩНОСТИ.....	145
3.3.1 Кинематика и динамика движений в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у квалифицированных спортсменов разного пола и спортивной специализации	145
3.3.2 Кинематический и динамический анализ тяжелоатлетических упражнений	151
3.3.2.1 Половые особенности кинематики и динамики двигательных действий при выполнении тяжелоатлетического рывка.....	152
3.3.2.2 Половые особенности кинематики и динамики двигательных действий при выполнении тяжелоатлетического толчка.....	163

3.3.2.3 Кинематические и динамические особенности тяжелоатлетических упражнений у женщин-спортсменок разных весовых категорий (на примере тяжелоатлетического рывка).....	172
3.3.2.4 Кинематические и динамические особенности тяжелоатлетических упражнений у мужчин-спортсменов разных весовых категорий (на примере тяжелоатлетического рывка).....	181
3.4 ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ СПОРТСМЕНОВ РАЗНОГО ПОЛА В ПОКОЕ И ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПРОБ СУБМАКСИМАЛЬНОЙ И МАКСИМАЛЬНОЙ МОЩНОСТИ	188
3.4.1 Электрофизиологические характеристики мышц нижних конечностей спортсменов при выполнении функциональной пробы субмаксимальной мощности «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco»	188
3.4.2 Электрофизиологические характеристики мышц у тяжелоатлетов в состоянии относительного покоя.....	207
3.4.3 Электрофизиологические характеристики мышц у тяжелоатлетов при выполнении функциональной пробы максимальной мощности (упражнение рывок)	214
3.5 ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕЗЕРВЫ АДАПТАЦИИ, ПЛАСТИЧНОСТЬ И ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ НЕРВНОЙ И ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМ ПРИ СПОРТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ.....	224
ГЛАВА 4 ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ	246
4.1 Адаптация и специализация двигательной системы человека в процессе занятий специфической спортивной деятельностью	246
4.2 Концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности.....	257
ВЫВОДЫ	266
Практические рекомендации.....	271

Список основных работ по теме диссертации	273
Список сокращений и условных обозначений	281
Список литературы	284
Приложение А Результаты интеллектуальной деятельности (изобретения, программное обеспечение, базы данных, промышленные образцы)	323
Приложение Б Акты внедрения	328

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования. В физиологической науке, в частности в физиологии спорта, одной из важнейших задач является изучение особенностей и закономерностей процессов адаптации организма человека и его систем к спортивной (мышечной) деятельности (Ørtenblad et al., 2018; Karlsson et al., 2022; Valenzuela et al., 2022). Новые знания о процессах адаптации организма человека позволяют более обоснованно подходить к планированию и реализации спортивной подготовки и восстановительных мероприятий как в спорте высших достижений, так и при подготовке спортивного резерва (Clemente et al., 2022; Weberruß et al., 2022).

Рассматривая динамический адаптационный процесс с точки зрения формирования новой программы реагирования системы, ученые отмечают, что «приспособительные изменения, их динамика и физиологические механизмы определяются состоянием и соотношением внешних и внутренних условий деятельности и среды» (Солодков, 2013). Данные изменения с одной стороны лимитируются, а с другой повышают функциональные резервы органов и систем организма в целях совершения большой работы, выполняемой при специфической спортивной деятельности (Мозжухин, 1984; Jagim et al., 2022; Weiss et al., 2022).

Спортивные движения и упражнения разнообразны и классифицируются по интенсивности (мощности) выполняемой мышечной работы, количеству задействованных при активности мышц, величине и скорости проявляемых мышечных усилий, значительно отличаются биомеханической структурой (Фарфель, 2011; Платонов, 2015, 2019). Еще ранее в своей концепции физиологии движений Н.А. Бернштейн отмечает значимую роль внешних биомеханических факторов и внутреннего состояния мышц в управлении движениями (Бернштейн, 1966, 2017). В современных исследовательских работах в отдельных спортивных движениях показаны специфические физиологические адаптационные изменения двигательной системы человека в соответствии с биомеханическими (кинематическими и динамическими) характеристиками спортивных движений

(Поповская и др., 2019; Капилевич и др., 2019, 2020; Mersmann et al., 2017; Trowell et al., 2020). Несмотря на то, что известны общие механизмы адаптации организма человека к мышечной деятельности, функциональные резервы двигательной системы могут определяться гено- и фенотипическими факторами, режимами и мощностью работы (Давиденко, 2005; Vanrenterghem et al., 2017; Thompson, 2017; Эрлих В.В. с соавт., 2020; Романов Ю.Н. с соавт., 2022).

Следовательно, остаются не до конца изученными вопросы, касающиеся закономерностей совершенствования физиологических механизмов, лежащих в основе адаптации двигательной системы человека к проявлению больших и максимальных функциональных возможностей при специфических видах спортивных упражнений, имеющих существенные различия по биомеханике движений (Cipryan et al., 2017; Murlasits et al., 2018; Бахарева А.С. с соавт., 2022). Исследователи отмечают, что проблема резервных возможностей двигательной системы и их оценки относится к одной из слабо изученных и трудно исследуемых проблем системной физиологии (Фудин, Классина, 2017; Gibson et al., 2018; Приймаков, 2020).

В связи с этим изучение функционирования двигательной системы человека в процессе спортивной деятельности должно строиться на выявлении специфических особенностей деятельности нервной системы, нервно-мышечного аппарата, биомеханических характеристик движений и их эффективности, а также качественной и количественной связи между ними.

Для этих целей используется комплекс методик – реакциометрия (Озеров, 2002; Ильин, 2003; Krenn et al., 2018), тензодинамометрия (Сивохин и др., 2017; Dobbin et al., 2018), стабилография (Быков и др., 2012; Мельников и др., 2017; Marcolin et al., 2018; Sarto et al., 2020), электромиография (ЭМГ) (Калинникова и др., 2013; Городничев, Шляхтов, 2016; Serefoglu, 2017; Lynn et al., 2018; Felici, Vecchio, 2020), анализ кинематических характеристик движений спортсмена (Тюпа, 2019; Мавлиев и др., 2020; Шалманов и др., 2020; Knudson, 2017; Encarnación-Martínez et al., 2021). Комплексный мультидисциплинарный подход в

использовании данных методов функциональной диагностики в физиологии спорта позволит дать объективную характеристику функциональных возможностей процесса адаптации двигательной системы человека.

Степень разработанности темы исследования. Вопросы адаптации к мышечной деятельности и управления движениями всегда являются наиболее актуальными в физиологии спорта, они неотъемлемо связаны с направлениями формирования и проявления двигательных навыков. Еще в работах В.С. Фарфеля (1969) и Н.А. Бернштейна (1966) отмечалось, что двигательные функции и работа нервно-мышечного аппарата связаны с биомеханикой и кибернетикой. Формирование двигательных навыков и процессы адаптации часто рассматривают через призму формирования функциональной системы П.К. Анохина (1975, 1998).

В современной физиологии спорта, рассматривая центральные и периферические механизмы адаптации к специфической спортивной деятельности, ученые используют комплекс современных диагностических методик, позволяющих выявлять изменения как на уровне отдельных клеток и тканей (Мирошников, Смоленский, 2017; Винничук, Чикина, 2019; Zügel M. et al., 2018), так и на уровне функциональных систем организма спортсмена (Фудин, Вагин, 2016; Платонов, 2017; Cunanan A.J. et al, 2018). По данным различных авторов, адаптация двигательной системы человека к специфической спортивной деятельности проявляется в изменении сенсомоторных реакций (Ильин, 2011; Тришин и др., 2017; Zaferanieh et al., 2021), пластических функциональных перестройках нервно-мышечного аппарата (Городничев, Шляхтов, 2016; Faude et al., 2017) и нейронных структур двигательного контроля (Ланская и др., 2015; Judge L. et al., 2003), статокинетической устойчивости (Мельников и др., 2016; Бердичевская, Тришин, 2018; Gauchard et al., 2018). Проводятся исследования, характеризующие особенности суммарной электрической активности мышц спортсменов при выполнении отдельных спортивных упражнений (Поповская и др., 2018; Капилевич и др., 2020; Felici, Vecchio, 2018; Vigotsky et al., 2018, 2022), характер проявления и взаимодействия вегетативных функций и

статокинетической устойчивости при различных позах и движениях (Мельников и др., 2016).

В то же время не представлено комплексных исследований, показывающих сравнительные данные особенностей адаптации составляющих двигательных функций спортсменов (сенсомоторные реакции, темп движений, вестибулярная устойчивость, биомеханические и электромиографические характеристики). Отсутствуют научные данные, характеризующие особенности адаптации в относительно «новых» Олимпийских видах спорта (сумо, керлинг, женская тяжелая атлетика, женский бокс и др.). Многопараметричность одновременно со специализированностью адаптационных реакций двигательной системы в спорте актуализирует необходимость формирования целостной концепции функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности, а, следовательно, и современных представлений о функциональных резервах срочной и долговременной адаптации двигательной системы к специфической спортивной деятельности.

Соответственно, основная проблема, на решение которой направлено данное исследование, связана с выяснением физиологических и биомеханических механизмов и функциональных резервов адаптации двигательной системы человека к специфической спортивной деятельности.

Гипотеза исследования: мы предполагаем, что изучение процессов адаптации и функциональных резервных возможностей двигательной системы спортсменов (высокой квалификации и имеющих большой стаж занятий спортом), включающее определение особенностей нейродинамических процессов, оценку статокинетической устойчивости, электромиографических и биомеханических показателей при выполнении функциональных проб с нагрузкой субмаксимальной и максимальной мощности, позволит выявить системные физиологические и биомеханические закономерности, функциональные резервы адаптации двигательной системы у высококвалифицированных спортсменов различных

видов спорта и обосновать концепцию функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности.

Цель исследования: Выявление и анализ системных физиологических и биомеханических закономерностей, функциональных резервов двигательной системы у высококвалифицированных спортсменов различных видов спорта.

Задачи исследования:

1) Разработать комплекс диагностических методов в виде автоматизированных информационно-аналитических систем, реализующих новые авторские методики оценки времени двигательных реакций и свойств нервной системы, электромиографических и биомеханических параметров движений при выполнении функциональных проб и спортивных упражнений у высококвалифицированных спортсменов.

2) Определить особенности нейродинамических процессов у высококвалифицированных спортсменов разного пола и различных видов спорта.

3) Оценить статокINETическую устойчивость и выявить ее особенности у квалифицированных спортсменов в видах спорта с различной структурой движений.

4) Дать комплексную оценку функционального состояния двигательной системы спортсменов разного пола по электромиографическим и биомеханическим показателям при выполнении функциональных проб с нагрузкой субмаксимальной и максимальной мощности.

5) Оценить изменения функционального состояния нервно-мышечного аппарата по амплитудно-частотным показателям электромиографии в разные фазы функциональных нагрузочных проб у высококвалифицированных спортсменов.

6) Дать оценку системным взаимосвязям физиологических и биомеханических параметров двигательной системы высококвалифицированных спортсменов-тяжелоатлетов при выполнении функциональных проб с нагрузкой максимальной мощности.

7) Обосновать концепцию функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности, раскрывающую элементы системы, принципы их организации и взаимодействия для обеспечения высокого спортивного результата.

Научная новизна исследования. Впервые проведено комплексное исследование функционального состояния двигательной системы спортсменов различных видов спорта в процессе срочной (непосредственно при выполнении функциональных проб субмаксимальной и максимальной мощности) и долговременной адаптации к специфической спортивной деятельности, включающее одновременно оценку биомеханических параметров движений и сопровождающих их физиологических процессов в нервно-мышечном аппарате.

Установлены закономерности адаптации двигательной системы человека к специфической деятельности в спорте высших достижений, проявляющиеся изменением управления на уровне высших отделов нервной системы в виде совершенствования нейродинамических процессов и свойств нервной системы, а также увеличения функциональных возможностей и резервов на уровне периферического нервно-мышечного аппарата и вестибулярной системы в виде специализации постуральной устойчивости, оптимизации кинематики и увеличения динамики движений, пропорциональности увеличения частотных и амплитудных параметров электромиографии.

На выборке высококвалифицированных спортсменов различных по структуре видов спорта впервые показана разная направленность долговременных адаптационных изменений сенсомоторных реакций, свойств нервной системы (Свидетельство о регистрации базы данных № 2022620362 от 28.02.2022; № 2024620701 от 14.02.2024).

Выявленные новые закономерности в проявлении сенсомоторных реакций спортсменов обосновали модифицированную физиологическую классификацию видов спорта, отличающуюся одновременным учетом структуры двигательных действий и обеспечивающих их физиологических процессов (как основ физических

качеств силы, быстроты выносливости) (патент на промышленный образец №136767 от 23.05.2023).

Доказано, что меньшие величины простых сенсомоторных реакций проявляются у спортсменов в циклических и ситуационных видах спорта, не требующих значительного мышечного напряжения, а, следовательно, не требующих существенного задействования резервов нервной системы для обработки сенсорно-моторной информации в двигательных центрах.

Впервые получены данные, дополняющие физиологическую характеристику о свойствах нервной системы и сенсомоторных реакциях спортсменов-представителей новых для России видов спорта: керлинг и сумо, женский бокс, бейсбол.

Представленные новые данные о статокINETической устойчивости спортсменов различных видов спорта позволили раскрыть механизмы долговременной адаптации к специфической спортивной деятельности, определяемые особенностями рабочей позы и характером передвижений спортсменов в соревновательных упражнениях.

Впервые установлены особенности кинематических, динамических и электромиографических параметров функционального состояния двигательной системы спортсменов и механизмы их взаимосвязи, обеспечивающие полезный результат функциональной системы при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» и соревновательных тяжелоатлетических упражнений рывок и толчок (Свидетельство о регистрации базы данных №2021621916, 09.09.2021).

Получены новые данные о половых различиях в параметрах электрофизиологической активности у мужчин и женщин, проявляющиеся в большей амплитуде ЭМГ у мужчин. Электроактивность наиболее задействованных в специфической физической работе мышц женщин характеризуется более высокими частотными характеристиками, а вследствие этого – меньшей латентностью и большей скоростью проведения по моторным волокнам.

Впервые разработаны математические модели функциональных системных взаимодействий при выполнении конкретных двигательных действий на примере спортсменов-тяжелоатлетов, которые заключаются в корреляционных и линейных взаимосвязях между результативностью подъема штанги, мощностью выполняемой работы, кинематикой движения суставов, электрической активностью работающих мышц.

Впервые разработаны математические модели функциональных системных взаимодействий при выполнении конкретных двигательных действий на примере спортсменов-тяжелоатлетов, которые заключаются во взаимосвязях между результативностью подъема штанги, мощностью выполняемой работы, кинематикой движения суставов, электрической активностью работающих мышц.

Разработана авторская концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности, раскрывающая составляющие элементы данной системы, а также принципы их организации и взаимодействия для обеспечения эффективного выполнения движений в спорте.

Теоретическая и практическая значимость исследования. Данные исследования дополняют знания по физиологии человека в разделах: нервная система – особенностями свойств и характеристик типов высшей нервной деятельности у спортсменов различных видов спорта; нервно-мышечный аппарат – электрофизиологическими характеристиками функционального состояния спортсменов в покое и при выполнении спортивных движений; вестибулярная и двигательная сенсорные системы – характеристиками статокINETической устойчивости у спортсменов различных видов спорта; произвольные движения – данными об особенностях электронапряжения мышц при различных режимах работы.

Знания по спортивной физиологии дополнены в разделах: срочная и долговременная адаптация к физическим нагрузкам; физиологическая характеристика силовых и скоростно-силовых упражнений; физиологические

механизмы формирования двигательных навыков; методы исследований, применяемые в спортивной физиологии.

Концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности дополняет закономерностями, выявленными при изучении на примерах спорта высших достижений, существующие представления, наиболее полно сформулированные в концепциях Н.А. Бернштейна и Д. Дудела.

Разработаны новый способ биомеханической и электромиографической оценки тяжелоатлетических упражнений (патент на изобретение RU 2756567 С1, 01.10.2021) и схема медицинского контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата (патент на промышленный образец 134705, 23.12.2022), позволившие установить особенности срочных адаптационных изменений и определить функциональные резервы процессов адаптации нервно-мышечного аппарата к работе субмаксимальной и максимальной мощности, выражающиеся в увеличении силы и скорости мышечных сокращений с возрастанием амплитудных и частотных характеристик электроактивности мышц, а также выявлено снижение данных характеристик при утомлении.

Результаты работы более полно раскрывают научную проблему изучения механизмов срочных и долговременных адаптационных изменений двигательной системы человека при физических нагрузках и упражнениях с разной биомеханикой движений.

Настоящее исследование выполнено в соответствии с государственными контрактами (ГК) и государственным заданием (ГЗ) ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России: ГК № 129.014.19.14 от 01.04.2019 на выполнение НИР «Разработка методик диагностики и моделей функционального состояния опорно-двигательного аппарата и динамических (биомеханических, тензодинамометрических, электронейромиографических) характеристик движения спортсменов в условиях среднегорья» (шифр: «Движение-19»); ГК № 0173100014420000023 от 15.06.2020 на выполнение НИР «Разработка методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений

спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности»; ГЗ на выполнение НИР «Разработка и внедрение современных биотехнологий и аппаратно-программных комплексов для скрининг-экспресс диагностики и санаторно-курортного лечения на территории Северо-Кавказского региона контингента, подлежащего медико-санитарному обеспечению ФМБА России, в том числе и населения, проживающего в промышленных зонах» (шифр: «Перспектива-НИЦКиР 17/19»); ГЗ на выполнение НИР «Разработка технологий сочетанного применения природных лечебных ресурсов Кавказских Минеральных Вод и преформированных физических факторов для восстановления и медицинской реабилитации спортсменов» (шифр: «Горы 21/25»).

Методология и методы исследования. Методология настоящего исследования основана на теории функциональных систем (Анохин, Bertalanfy), информационных свойств и саморегуляции функциональных систем (Судаков), на концепции уровневого построения организации движений (Бернштейн), концепции управления движениями (Сеченов, Фарфель), нейромоторной организации (Ильин, Озеров), нейронного контроля двигательных функций (Charman, Городничев, Ланская) и статокINETической устойчивости (Paillard, Бердичевская, Мельников), биомеханики спортивных движений (Донской, Knudson, Hoffman, Lu, Шалманов, Сивохин), теории адаптации к физическим нагрузкам (Меерсон, Пшенникова) и спортивной деятельности (Liu, Zhang, Солодков, Сологуб), концепции функциональных резервов адаптации (Мозжухин, Давиденко).

Положения, выносимые на защиту:

1. Разработанный комплекс методов для диагностики высококвалифицированных спортсменов, реализованный в виде автоматизированных информационно-аналитических систем, включает новые физиологические методы определения времени двигательных реакций и свойств нервной системы, биомеханической и электромиографической оценки параметров

движений, в том числе в виде реализованных функциональных проб непосредственно при выполнении спортивных упражнений.

2. Функциональные резервы адаптации двигательной системы человека, определяющие достижение наивысшей квалификации в спортивной деятельности, связаны с возможностями к проявлению:

- максимальных функциональных свойств нервных процессов: силы, лабильности и уравновешенности, что проявляется преобладанием сангвинического темперамента у 70% высококвалифицированных спортсменов;

- специализированных свойств сенсомоторных процессов (наименьшими показателями времени простых реакций в видах спорта с циклической структурой движений и ведущими двигательными качествами – быстрота и выносливость; сложных реакций – в ситуационных видах спорта с ведущими скоростно-силовыми качествами) и статокINETической устойчивости, определяемой сформированными двигательными стереотипами спортивных упражнений;

- максимальных и соразмерных нагрузке амплитудно-частотных и скоростных свойств и процессов нервно-мышечного аппарата, проявляемых в электрофизиологических, динамических и кинематических показателях при выполнении специальных нагрузочных проб.

3. Максимальные функциональные резервы срочной адаптации двигательной системы спортсменов при функциональных пробах субмаксимальной и максимальной мощности проявляются в увеличении силы и скорости мышечных сокращений с возрастанием амплитудных и частотных характеристик электроактивности мышц, уровень которых определяется мощностью силовых или скоростных упражнений и полом. При утомлении амплитудные и частотные характеристики снижаются.

4. Двигательные системы спортсменов специализируются и адаптируются к конкретным видам спортивной деятельности за счет имеющихся и развиваемых функциональных резервов сенсорных систем и нервно-мышечного аппарата. Соразмерное увеличение функций и количества взаимосвязей между

структурными элементами системы позволяет проявлять спортсменам максимум двигательных качеств, что отражено в схеме функциональной двигательной системы стандартного ациклического спортивного движения.

5. Концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности раскрывает составляющие элементы данной системы, а также принципы их организации и взаимодействия для обеспечения наиболее эффективного выполнения движений в спорте.

Внедрение. Материалы внедрены в медико-биологическое сопровождение подготовки сборных команд России по тяжелой атлетике, боксу, самбо, сборной команды по боксу Московской области, в отделении спортивной медицины МЦ Юность ФФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, что отражено в 8 актах внедрения.

Результаты работы в виде теоретических и методических материалов также реализованы в образовательных программах кафедр спортивной медицины и физиологии ФГБОУ ВО КГУФКСТ и ФГБОУ ВО УралГУФК, кафедры естественно-научных дисциплин ФГБОУ ВО СибГУФК.

Степень достоверности и апробация работы.

Достоверность результатов исследования обеспечивается необходимым количеством данных обследования, репрезентативностью комплексного, всестороннего обследования спортсменов, обусловленного поставленными целями и задачами исследования, а также применением современных физиологических методов, кинематических и динамических методов анализа движений, методов математической и статистической обработки. Диссертация апробирована и рекомендована к защите на расширенном заседании Ученого совета ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России и ПНИИК ФФГБУ СКФНКЦ ФМБА России в г. Пятигорске, протокол №8 от 8 ноября 2021 года.

Материалы диссертации были доложены и обсуждены на XXII, XXV и XXVI Международных научных конгрессах «Олимпийский спорт и спорт для всех» (25-28.10.2018, Грузия, Тбилиси; 15-17.10.2020, Беларусь, Минск; 8-10.09.2021, Казань); 2021 International Symposium on Biomedical Engineering and Computational

Biology (ВЕСВ 2021) (13-15.08.2021, Китай); Международной научно-практической конференции (НПК) «ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России: 75 лет на страже здоровья людей» (16-17.11.2021, Москва); IX и X Международных конгрессах «Безопасный спорт – 2022», «Безопасный спорт – 2023» (12-13.05.2022 г., Санкт-Петербург; 13.07.2023, Москва); VI и VIII Международных НПК «Инновации в спорте, туризме и образовании – icISTIS-2023» (2-3.12.2021; 7-8.12.2023, Челябинск); Международной конференции «Актуальные вопросы и поиск инновационных подходов в спортивной медицине и реабилитации» (10-11 ноября 2021 г., Узбекистан, Ташкент); 4-ом Международном конгрессе VitaRehabWeek-2020 (13-14.10.2020, Челябинск); IX и XI Всероссийских конгрессах с международным участием «Медицина для спорта 2019», «Медицина для спорта – 2022» (25-26.04.2019, Москва; 9.06.2022 г., Москва); «СпортМед-2019», «СпортМед-2021», «СпортМед-2022» (5-6.12.2019, 9-10.2021, 8-9.12.2022, Москва); XII Всероссийской НПК с международным участием «Физическая реабилитация и спортивная медицина: теория и практика» (23-24.05.2024, Москва), Всероссийском форуме «Здравница-2018» (27-29.05.2018, Кисловодск), «Здравница-2023» (31.05-02.06.2023, Хабаровск), «Здравница-2024» (10-13.06.2024, Ярославль); IX Всероссийской с международным участием НПК по физиологии мышц и мышечной деятельности «Новые подходы к изучению классических проблем» (18-21.03.2019, Москва); 4-ой и 5-ой Всероссийской НПК конференции «День спортивной информатики» (4-5.12.2020, 3-4.12.2021, Москва); Всероссийской НПК с международным участием «Актуальные вопросы научно-методического обеспечения подготовки спортивного резерва в Российской Федерации» (19-20 ноября 2020 года, Казань); Всероссийских с международным участием НПК «Спортивная медицина и реабилитация: традиции, опыт и инновации» (11.04.2023, 25.04.2024, Краснодар); V, VI и VII Всероссийских НПК «Современные аспекты санаторно-курортного лечения, медицинской реабилитации и спортивной медицины» (7-8.10.2021, 20-22.10.2022, 16-17.11.2023, Ессентуки).

Личное участие автора в получении научных результатов. Личный вклад соискателя заключается в непосредственном участии на всех этапах планирования и выполнения диссертационной работы. Диссертантом были определены цель и задачи исследования, определены объем и методы исследования, проведен сбор и анализ научных публикаций по теме исследования, в том числе с использованием российских и зарубежных баз данных, разработана концепция. В ходе выполнения работы диссертантом лично были разработаны информационно-аналитические системы тестирования, применяемые в исследовании. При реализации исследования соискатель осуществлял научное сопровождение обследований спортсменов, **проводил сбор, систематизацию и анализ полученных данных.**

Соответствие содержания диссертации паспорту научной специальности.

Диссертационная работа соответствует паспорту специальности 1.5.5 – Физиология человека и животных (биологические науки) по области исследования «Исследование закономерностей функционирования основных систем организма» (п. 3), «Исследование механизмов сенсорного восприятия и организации движений» (п. 4), «Изучение физиологических механизмов адаптации человека к различным географическим, экологическим, трудовым и социальным условиям» (п. 8), «Разработка новых методов исследований функций животных и человека» (п. 10).

Легитимность исследования. Все участники исследования дали добровольное информированное согласие на их включение в группы обследования в соответствии с Хельсинкской декларацией Всемирной медицинской ассоциации (WMA Declaration of Helsinki – Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects, 2013), а также письменное разрешение на обработку персональных данных. Исследование было комплексным, поэтому одобрено несколькими отдельными протоколами локального этического комитета ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России по выполняемым НИР в 2017-2023 г., представленный в работе дизайн исследования утвержден протоколом № 2 от 29.01.2021 г.

Структура и объем диссертации. Диссертация имеет традиционную структуру, состоит из разделов: общая характеристика работы, обзор литературы, главы методов и организации исследования, пяти глав результатов исследований, главы обсуждения, выводов, практических рекомендаций, списка литературы, приложений. Работа изложена на 339 страницах, содержание работы иллюстрируют 80 рисунков и 97 таблиц. Список литературы включает 340 источников, из которых 140 – иностранных.

ГЛАВА 1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Функциональная организация двигательной системы человека, срочная и долговременная адаптация к специфической спортивной деятельности

Системный подход, предложенный Bertalanfy (1967), определяет, что анализ разных феноменов должен проводиться в комплексе представляющих их компонентов, при таком подходе эти компоненты могут иметь новые, ранее не существовавшие свойства.

Прогрессом в области понимания работы организма представляется систематика, т.е. образование органов по выполняемым ими задачам (Судаков, 2011).

Исходя из представлений Анохина (1998) о функциональной системе как об объединении частных механизмов организма в целостную систему приспособительного поведенческого акта и создании «интегративной единицы», мы рассматриваем двигательную функциональную систему человека (далее – двигательная система) как объединение различных органов и систем организма для обеспечения его двигательной функции. В процессе выполнения человеком двигательной деятельности, в том числе спортивной, мы имеем дело не с отдельными мышцами, внутренними органами и/или биохимическими реакциями, а с целостным живым организмом, который в аспекте двигательных проявлений представляет собой двигательную систему (Пьянзин, 2014).

В настоящий момент есть прогресс в области изучения нейрофизиологических регуляторов двигательной системы человека. Эти регулирующие механизмы объединяют многоплановую координацию двигательных, сенсорных, эмоциональных и когнитивных процессов. Движение – активный процесс, во время которого осуществляется решение проблемы изменения положения тела и предметов в пространстве, производятся сложные действия с предметами, организуется практически полезная сложная активность

человека, а также письмо, моторный компонент речи и т.д. (Молчановский и др., 2018). Движения в спорте характеризуются значительной напряженностью, разнообразием и численностью стимулов, поэтому определяются более широкими специальными взаимосвязями в организме спортсменов.

Одновременно с динамическим процессом большую значимость имеет статическая функция, которая осуществляет решение проблемы поддержания вертикальной позы, а также позы для удержания равновесия в состоянии неподвижности и при движениях. Движения обладают как некоторой силой, так и конкретной специализацией, точностью, быстротой и ловкостью, согласованностью функционирования некоторых мышечных групп и кровеносной системы, обеспечивающей мышцы и иные компоненты мышечно-скелетной системы, а также лимфатических сосудов (Молчановский и др., 2018).

Управление движением осуществляется двумя главными механизмами: сенсорной регуляцией осуществляемого движения по линии обратной связи (принцип обратной связи) и явным программным управлением при помощи центральных моторных программ (принцип программного управления). Существующие моторные программы реализуются в мозжечке и в базальных ганглиях, новые моторные программы создаются в передних отделах коры больших полушарий (Батуев, 2002; Данилова, Крылова, 2002). Моторная кора – это главный компонент, создающий итоговую разновидность регуляции движений на основе импульсов и от иных отделов коры, и от формируемых в ЦНС моторных программ, они воспроизводятся в базальных ганглиях и мозжечке и достигают моторной коры, проходя через таламус. Команда, активирующая регулирование движения, идет от лимбической системы мозга и ассоциативной коры, с помощью них эмоциональные и интеллектуальные феномены мышления преобразуются в движение (Mogenson, 1977).

С точки зрения теории функциональных систем движение отражает динамику центральной архитектоники психических процессов во внешней среде. Главным назначением функциональной двигательной системы является создание

нужного для организма адаптивного эффекта, реализация конкретной нужды человека, обуславливающей специфическое побуждение к действию. Требуемый результат может быть получен разными способами в зависимости от обстоятельств, в связи с этим при реализации задачи задействуются различные группы нейронов и мышечных тканей.

Функциональные и морфологические особенности двигательной системы человека подвергаются определенной трансформации, коррекции в соответствии с расширяющимися мотивациями и условиями внешней среды (Капилевич и др., 2019, Капилевич и др., 2020, Быков и др., 2012). Следовательно, в соответствии со специфическим воздействием избранного вида спорта происходит формирование специфических функциональных двигательных систем для обеспечения выполнения специальных движений и упражнений (Пьянзин, 2014).

Рассматривая двигательную систему человека, формирующуюся при спортивной деятельности, можно выделить ее составляющие, лежащие в основе главных двигательных качеств: быстроты, силы, ловкости и выносливости.

Теория адаптации в настоящее время является одной из фундаментальных в современной физиологии (Агаджанян, 2006). Адаптация к мышечной деятельности является системным ответом организма, который направлен на достижение высокого уровня тренированности с минимальной физиологической ценой. Это динамический процесс, в его основе лежит формирование новой программы реагирования, в котором приспособительные изменения, их динамика и физиологические механизмы определяются состоянием и соотношением внешних и внутренних условий деятельности (Солодков, 2000-2023; Платонов, 2017; Хаджиев, Дашева, 2010-2019; Замчий, Корягина, 2012; Karlsson et al., 2022; Valenzuela et al., 2022).

Систематические занятия определенным (избранным) видом спорта приводят к адаптации организма человека к физической нагрузке, в основе которой лежат морфологические и функциональные изменения (Замчий, Корягина, 2012; Корягина и др., 2020). Ранее проведенные исследования мышечной системы у

спортсменов, занимающихся кикбоксингом, выявили повышение тонуса верхней части трапецевидных, нижних косых, лестничных, грудных, подвздошно-поясничных мышц. Повышение мышечного тонуса в совокупности с максимальными физическими нагрузками, многочисленными ударными приемами в область туловища и дополнительной односторонней перегрузкой и перенапряжением опорно-двигательного аппарата привело к формированию феномена мышечного дисбаланса. Оценка невральная проводимости у спортсменов, занимающихся кикбоксингом, показала дифференцированные нарушения сенсорной и, в меньшей степени, моторной проводимости, которые сопровождались нарушением афферентации и вторичным формированием феномена мышечного дисбаланса (Шевцов и др., 2009).

В связи с тем, что нагрузки в разных видах спорта высокоспецифичны и направлены на развитие определенных двигательных качеств (сила, быстрота, выносливость) и двигательных навыков, адаптация также является специфичной, а физиологи исследуют особенности адаптации человека к специфической спортивной деятельности (Солодков, 2013; Нопин, Корягина, 2021; Li et al., 2019; Morin et al., 2022). Каждый вид спорта отличается специфичностью проявления подвижности у спортсмена. Это обусловлено биомеханическими параметрами техники двигательных действий спортсмена, характеристиками опоры, стандартностью условий выполнения основных двигательных действий. Поэтому кроме развития общей подвижности звеньев опорно-двигательного аппарата необходимо развитие специальной гибкости, что должно быть согласовано с действиями спортсменов в каждом из видов спорта (Новиков, Салова, 2022).

Организм человека представляет собой относительно открытую самоорганизующуюся и самоструктурирующуюся систему, постоянно подвергающуюся разнообразным и многочисленным воздействиям окружающей среды, поэтому в любых аспектах отправления своих жизненных функций он, безусловно, следует общим законам адаптации, имеющим единый, системный характер. Авторы (Кобринский, Нарский, 2020) отмечают наличие проблемных

вопросов и противоречий в области функциональной адаптации спортсменов как в теоретическом, так и методическом аспектах.

Адаптация к специфической спортивной деятельности, как и к любому другому фактору, осуществляется в два этапа. Начальный этап – срочная адаптация – протекает на основе готовых, ранее сформированных физиологических механизмов. Этот этап характеризуется включением дополнительных двигательных единиц и большого количества мышечных групп, недостаточно совершенной координацией движений, ростом уровня лактата, увеличением распада белка в скелетных мышцах, неэкономной мобилизацией функциональных резервов органов дыхания и кровообращения и др. (Хаджиев, Дашева, 2019; Балберова и др., 2020; Сергеева, Тамбовцева, 2020).

В настоящее время в качестве срочной адаптации спортивные физиологи рассматривают физиологические реакции организма на выполнение конкретной текущей мышечной деятельности: выполнение тренировочного или соревновательного упражнения, двигательного теста (Денисенко, 2005; Коломиец, 2017; Бондаренко, 2019; Петрушкина и др., 2019; Румянцева, Рыбина, 2021; Бабик и др., 2021; Абуталимова и др., 2022). Рассматривая особенности срочной адаптации кардиореспираторной системы, ученые отмечают, что у лыжников-гонщиков с высоким уровнем физической работоспособности функциональное состояние характеризуется стабилизацией роста мощности и мобилизации кислородтранспортной системы при параллельном росте ее экономизации и эффективности работы. У спортсменов с низким уровнем физической работоспособности функциональное состояние проявляется повышенным уровнем мобилизационных возможностей организма, сопряженных с ростом функциональной мощности кислородного обеспечения, что обуславливает меньшую экономизацию и эффективность работы кардиореспираторной системы (Бахарева и др., 2022).

Долговременная адаптация развивается на основе многократной реализации срочной адаптации и сопровождается перестройкой аппарата гуморальной

регуляции (экономичность функционирования и повышение его мощности), активацией синтеза белка, ростом клеточных структур и повышением функциональных возможностей клеток. Результат долговременной адаптации организма человека к мышечной деятельности может определяться функциональными показателями организма человека в состоянии относительного покоя, а также при выполнении стандартных и максимальных тестов (Денисенко и др., 2012; Солодков, 2013; Г.Т. Тнимова, Кузнецова, 2020; Абуталимова и др., 2022; Zoll et al., 2003; Juel et al., 2008; Green et al., 2017; Franchini et al., 2019; Jiménez-Reyes, 2019; Morin et al., 2022), и заключается в повышении экономизации и максимальных функциональных возможностях систем вегетативного обеспечения. С точки зрения изучения и демонстрации проявлений механизмов долговременной адаптации двигательной системы в процессе спортивной деятельности, в настоящий момент практически отсутствуют технические возможности их изучения, в то время как именно двигательная система (как функциональный центр нервной и мышечной систем) является основной системой, лимитирующей спортивный результат. Как правило, изучаются и анализируются лишь отдельные проявления адаптации в виде сенсомоторных реакций, постуральной стабильности и особенностей ЭМНГ спортсменов отдельных видов спорта.

Следовательно, в настоящее время уже проведено достаточно большое количество исследований по проблеме срочной и долговременной адаптации к специфической спортивной деятельности. Однако, много вопросов остаются не до конца раскрыты. Это связано с тем, что в разных работах определялись адаптационные реакции в ограниченном количестве видов спорта, у лиц определенного возраста, пола, не всегда имелась возможность исследовать спортсменов наивысшей квалификации, исследования, как правило, ограничивались только сердечно-сосудистой и дыхательной системами. Практически отсутствуют работы, посвященные комплексному исследованию срочной и долговременной адаптации двигательной системы человека, с участием

спортсменов самой высокой квалификации и очень разных по структуре и проявляемому двигательному качеству видов спорта.

1.2 Современные представления о нейромоторных параметрах спортсменов различных видов спорта

Реализация разнообразных движений (как элементарных действий, так и комплексных специализированных упражнений) происходит под управлением сознания, а двигательных свойств – при осуществлении волевого акта с определенным нервно-психическим напряжением. В связи с этим характеристики двигательной системы человека являются результатом синтеза физиологических и когнитивных инструментов контроля локомоциями. Управляемые спортивные акты определяются как величиной осознания, так и структурой по главным компонентам движений: силовым, временным и пространственным параметрам (Корягина, Нопин, 2004). По мнению большинства специалистов, прежде всего нейромоторные качества имеют связь с двигательными свойствами – быстротой и ловкостью (координационные способности), которые определяют результативность во многих видах спорта (Ильин, 2003; Иссурин, Лях, 2019).

Стандартные свойства быстроты у спортсменов определяются по времени простой двигательной реакции, реакции выбора, скорости одиночного движения и по частоте движений (Озеров, 2002). Изучение сенсомоторных реакций и их изменений под действием нагрузки важно для профессионального и спортивного отбора (Фомина, 2006).

Оценку таких свойств нужно выполнять, учитывая специфику вида спорта: при определении реакции выбора, в частности можно использовать выбор одного из двух-трех технико-тактических вариантов, при определении характеристик одиночных движений или частоты движений – двигательные акты, представляющие компоненты соревновательных действий (Тагаев и др., 2015).

В работах многих специалистов показаны особенности сенсомоторных реакций спортсменов, специализирующихся в разных по проявлению двигательных качеств и структуре движений видах спорта (Быков и др., 2012;

Мельников и др., 2016, 2017, 2019; Leightle et al., 2017; Paillard, 2006, 2012, 2019; Andreeva et al., 2020, 2021).

При исследовании представителей ситуационных видов спорта установлено, что показатели сенсомоторных реакций и специфических восприятий статистически значимо выше у спортсменов ударных видов единоборств по сравнению со спортсменами ракеточных спортивных игр (Тропин и др., 2021). Наиболее высокой скоростью восприятия и дифференцирования сенсорной зрительной и слуховой информации обладают спортсмены, занимающиеся боксом, как мужского, так и женского пола. Меньшее моторное время выявлено у тяжелоатлетов и дзюдоистов по сравнению с боксерами обоих полов (Рогулева, 2018).

Заслуживает особого внимания точка зрения ряда физиологов, согласно которой сенсорная информация сама по себе не амодальна и определяется принадлежностью отражаемого раздражителя к определенной сенсорной системе. Ведущим каналом восприятия для человека является зрение, а слуховой канал выступает источником поступления дополнительной информации, наиболее важной для мультимодальной психомоторной координации (Chiou et al., 2016; Zhu et al., 2017). Однако именно по этому каналу человеку поступает осознаваемая информация, связанная с работой второй сигнальной системы и психики в целом. В контексте сенсомоторной реактивности это означает, что латентные периоды (ЛП) реакции на звуковой стимул более чувствительны к влиянию стрессовых ситуаций, утомления и других факторов. Следовательно, при оценке адаптивного ответа организма важна оценка времени реакции на стимулы разной модальности (Pankova et al., 2015).

Показано, что мастера спорта по бадминтону отличаются от перворазрядников и кандидатов в мастера спорта по времени простых слухо- и зрительно-моторных реакций, а также по точности воспроизведения временных интервалов (Karlan et al., 2017). Имеется мнение, что определяющее значение для бадминтона имеет время реакции выбора и антиципация (Корягина, 2008; Dube et

al., 2015). Короткий латентный период времени реакции у квалифицированных бадминтонистов связан с проявлением на высоких уровнях мышечной координации и концентрации внимания – результатом их долговременной психофизиологической адаптации. Очевидное превосходство показателей зрительно-моторной реакции у спортсменов связано с более быстрой трансформацией сигнала в премоторных и дополнительных моторных кортикальных областях, а не с ранним восприятием визуальных сигналов в зрительной коре (Hülsdünker et al., 2016; Hülsdünker et al., 2017).

Как правило, различия в проявлениях сенсомоторных реакций связывают с долговременной адаптацией к специфическому виду спортивной деятельности и большими функциональными возможностями нервной системы. Занятия тхэквондо формируют обширную базу адаптационных приспособлений в организме, ориентированных на точно-скоростную деятельность нижних конечностей и функциональную подвижность нервных центров, на что указывают адаптивные перестройки сенсомоторной системы юношей-тхэквондистов с ростом их спортивной квалификации (Павлова и др., 2014). Ученые отмечают наличие корреляционной взаимосвязи между временем простой реакции на свет и функциональной подвижностью нервной системы, а также временем простой реакции на свет и степенью развития функциональных возможностей (Сотникова, 2017). При увеличении квалификации спортсменов-каратистов происходит уменьшение времени простых и сложных сенсомоторных реакций, также отмечается повышение доли лиц с сильной нервной системой у спортсменов высокой квалификации по сравнению со спортсменами массовых разрядов (Коваленко, Ляпин, 2014).

В исследовании спортсменов игровых видов спорта было выявлено, что время сложных сенсомоторных реакций зависит от характера теста, спортивной специализации и уровня квалификации. Теннисистам по сравнению с регбистами различной квалификации свойственна более быстрая реакция выбора, особенно реакция на движущийся объект. В то же время преимущество топ-регбистов, по

сравнению с игроками меньшей квалификации, распространяется только на время реакции на движущиеся объекты (Тришин и др., 2017).

Существует точка зрения, что задатками развития двигательных способностей являются типологические особенности проявления свойств нервной системы, исследование которых представляет большой интерес. В своей работе «Историогенез свойств нервной системы спортсменов» Юров с соавт. (2018) провел исторический анализ изучения свойств нервной системы и их влияние на различные виды спортивной деятельности и достижения высоких результатов в соревнованиях самого высокого ранга. По результатам этой работы выявлено, что большое количество ученых на протяжении 20 века представили очень различные результаты типологических свойств нервной системы у спортсменов различных видов спорта, часто противоречащих друг другу. Например, в работах А.А. Родионова (1965 год), Г.М. Амилахвари (1962 год) приводятся материалы о достижении относительно одинаковой продуктивности в умственной и физической работе лицами «сильного» и «слабого», «подвижного» и «инертного» типов нервной системы, отличающимися друг от друга путями и способами «стиля» выполнения работы, а Л.Ф. Егупов (1969 год) выявил, что спортсмены слабого типа нервной системы способны выдерживать интенсивную физическую нагрузку на уровне, превосходящем работоспособность спортсменов сильного типа, Т.Н. Макарова (1968 год) отмечает слабую подвижность нервных процессов у лиц, занимающихся спортивной гимнастикой (Юров и др., 2018).

Наличие имеющихся противоречий в данных можно объяснить разными особенностями методик исследования, различиями в выборках испытуемых, отсутствием в более ранний период информационных систем, позволяющих объективно фиксировать результаты. Поэтому в нашей работе мы решили опираться на анализ исследований ученых, проведенных с помощью современных инструментальных методик с использованием статистических методов анализа.

Многие зарубежные специалисты и в наше время, исследуя тип темперамента и свойства нервной системы, используют метод анкетирования, на наш взгляд, не

являющийся корректным в физиологических исследованиях, хотя даже в этих данных прослеживается превалирование у спортсменов сангвинического темперамента и сильной уравновешенной нервной системы. Так, в работе Grigore и др. (Grigore et al., 2015) изучалось значение характеристик темперамента в тренировочном процессе тхэквондистов. В исследовании приняло участие 39 испытуемых, кадеты и юниоры, средний возраст – 16,2 лет. Диагностика, проведенная с помощью опросника Бергера (1964), выявила, что большинство тхэквондистов имеют сангвинический темперамент (42%), 28% имеют «аморфный» темперамент (меланхолики) 11% – флегматики, и только 8% из них холерики. Специалисты Академии физического воспитания Евгения Пясецкого в Познани (Польша) (Gracz, Tomczak, 2006) при исследовании 116 фехтовальщиков в возрасте от 14 до 32 лет с помощью опросника Стреляу определили у них низкий уровень реактивности, высокий уровень подвижности нервных процессов и силы тормозных процессов.

В современных физиологических работах для исследования свойств нервной системы и темперамента используются инструментальные методы, что в основном представлено в работах отечественных ученых. Часто для этих целей используется теппинг-тест, определяющий максимальную частоту движений, характеризующую лабильность (подвижность) нервных процессов и ее динамику во времени, характеризующую свойства нервной системы по шкале «сила-слабость» (Ильин, 2003; Коломиец и др., 2017; Бакиев Д.А. и др., 2016; Нопин и др., 2022).

С помощью теппинг-теста Сурина-Марышева Е.Ф. с соавторами (2022) оценивали лабильность и силу нервной системы у киберспортсменов и хоккеистов в возрасте 19-24 лет, а также функциональное состояние центральной нервной системы в пробах: «Простая зрительно-моторная реакция» и «Помехоустойчивость». Выявленный факт более высокой лабильности и силы корковых центров у киберспортсменов авторы объясняют результатом спортивного отбора, так как эти свойства нервной системы генетически детерминированы. Специфика игровой деятельности киберспортсменов и стаж

игровой деятельности обуславливают развитие помехоустойчивости и функции избирательного пространственного внимания, а также точности в реакциях выбора.

Исследование квалифицированных спортсменов, занимающихся хоккеем с шайбой и тхэквондо, с помощью теппинг-теста позволило установить высокий уровень показателей, характеризующих нервные процессы: силы, подвижности, выносливости, лабильности. Большинство спортсменов продемонстрировали высокую устойчивость к утомлению и толерантную стратегию адаптации к нагрузке (Коломиец и др., 2017).

В другом исследовании практически у всех спортсменов установлен сильный тип нервной системы с одинаково хорошо развитыми процессами возбуждения и торможения (Павленкович и др., 2018).

Исследование свойств темперамента у велосипедистов, занимающихся экстремальным катанием на горном велосипеде – маунтинбайком, позволило сделать вывод, что в данном виде спорта в большей степени проявляется сангвинический тип темперамента, с нервной системой, обладающей силой средней величины, с высоким уровнем энергичности, пластичности и темпом, но с низким уровнем контроля (Базанова, Залиханова, 2019).

Исследование вызванных потенциалов мозга и времени реакции бадминтонистов показало значимые отличия от неспортсменов по осуществлению «тормозного контроля» – способности быстро подавлять запланированное движение (Chen, Li, Zhang et al., 2019), что объясняется повышением эффективности нейронных механизмов в результате долговременной адаптации к специфическим спортивным занятиям (Байгужина и др., 2021).

Результаты исследований Балюк (2015) показали, что наибольшей силой нервной системы обладают хоккеисты и студенты, занимающиеся циклическими видами спорта, самые низкие показатели у неквалифицированных спортсменов. Также ученые отмечают, что с повышением квалификации растут сила и выносливость нервной системы, способность спортсменов воспроизводить ритм по

памяти: спортсмены более высокой квалификации лучше справлялись с этим заданием (Ковалева и др., 2019).

Исследователи (Şahin et al., 2020) сравнили результаты теппинг-теста высококвалифицированных спортсменов и студентов факультетов искусства у 144 испытуемых, средний возраст – $22,4 \pm 2,7$ лет. Было выявлено, что у спортсменов количество нажатий было больше, чем у испытуемых других групп, за тот же период времени (20 с).

Теппинг-тест является более объективным физиологическим методом для исследования свойств нервной системы по сравнению с анкетированием, однако данная методика должна основываться на объективно рассчитанных показателях – индексах. Предложены индексы эффективности, силы и выносливости нервной системы (Нопин и др., 2022), но было отмечено, что данный вопрос требует более тщательной проработки.

Ранее было отмечено, что чем сильнее раздражитель, тем меньше преимуществ у представителей со слабым типом в проявлении реакции (Ильин, 2003). Это подтверждается и в современных исследованиях. Так, Leźnicka с соавт. (Leźnicka et al., 2017) дали характеристику темперамента спортсменов-единоборцев в сравнении с неспортсменами, используя холодовой прессорный тест и тест порога болевой чувствительности к давлению. В исследовании приняло участие 284 здоровых мужчин, возраст – 18-43 лет. Болевой порог и болевая переносимость оценивались с помощью холодового прессорного теста и алгометра. Темперамент был определен с помощью опросника Стреляу. Как показало исследование, более высокий уровень переносимости боли у спортсменов был связан с сильным типом нервной системы. В другом исследовании значения болевого порога (БП) оценивали тензоалгометром «Wagner FPX» (USA) у женщин 18-20 лет, в точке на предплечье. Оценка индивидуально-типологических особенностей личности была проведена с использованием стандартных тестов (методика В.М. Русалова). Самые низкие усредненные показатели БП ($2,3 \text{ кг/см}^2$) в данной выборке, ожидаемо, определены у меланхоликов (слабая нервная система с

повышенной чувствительностью к любым раздражителям). Самые высокие значения БП демонстрировали флегматики ($5,7 \text{ кг/см}^2$) – девушки с сильной, устойчивой нервной системой. Представители сангвинического и холерического темперамента имели практически равные показатели болевого порога на уровне $3,3\text{-}3,5 \text{ кг/см}^2$ (Кондрашкин и др., 2018).

Проанализированные исследования типологических особенностей проявления свойств нервной системы у спортсменов свидетельствуют о неоднозначности исследовательских данных и высказываний авторов об их прямой взаимосвязи с успешностью в разных видах спорта. Скорее всего, успешность связана с наибольшими характеристиками одновременно и силы, и лабильности, и уравновешенности (Нопин и др., 2022).

Также исследователи используют другой тест на определение свойств нервной системы, основанный на определении индивидуальной единицы времени (ИЕВ) (Цуканов, 2000; Киреева, 2012), а одновременное использование и сопоставление теппинг-теста и теста на определение ИЕВ показало большую применимость ИЕВ для решения задач на определение свойств нервной системы и типа темперамента (Нопин и др., 2022).

ИЕВ представляет собой собственную единицу времени (Тау, индивидуальную секунду), с помощью которой измеряется непосредственно переживаемая длительность. Многолетние исследования профессора Б.И. Цуканова (1985-2000) позволили проецировать особенности индивидуальной секунды на психофизиологические характеристики индивида, тип темперамента и свойства нервной системы, которые также свидетельствовали об ее устойчивости на протяжении десятилетий жизни индивида. Согласно его исследованиям, конкретный индивид имеет свой индивидуальный «шаг» или свою собственную единицу переживания времени – $\tau=ts/to$, где to – продолжительность заданного субъекту интервала, а ts – продолжительность воспроизведенного субъектом интервала. Все ИЕВ - τ конкретных субъектов размещаются в едином непрерывном диапазоне, в стойких пределах $0,7 \text{ с} \leq \tau \leq 1,1 \text{ с}$.

Цуканов Б.И. дает пяти указанным « τ -типам» точную психологическую характеристику, относя каждый из них к «чистому» типу темперамента в классическом понимании. Если принять точку $\tau = 0,9$ с за условный ноль, то слева от нее, в диапазоне $0,8 \text{ с} \leq \tau \leq 0,89 \text{ с}$, находятся индивиды сангвинической группы (сангвиники), эта группа заканчивается «чистым» сангвиником. Справа от этой точки ($\tau = 0,9 \text{ с}$), в диапазоне $0,91 \text{ с} \leq \tau \leq 0,94 \text{ с}$, располагаются индивиды равновесного типа сангвинического темперамента, в диапазоне $0,95 \text{ с} \leq \tau \leq 1,0 \text{ с}$ – лица меланхолической группы (меланхолики), эта группа заканчивается «чистым» меланхоликом. Аналогично, слева от сангвинической группы, в диапазоне $0,7 \text{ с} \leq \tau \leq 0,79 \text{ с}$, располагаются холерики с крайним «чистым» холериком. Справа от меланхолической группы, в диапазоне $1,01 \text{ с} \leq \tau \leq 1,1 \text{ с}$, находятся флегматики с крайним «чистым» флегматиком. Его суть состоит в том, что непосредственно переживаемое время измеряется с помощью своеобразного «шага», функцию которого выполняет «собственная единица времени индивида» (Цуканов, 2000; Киреева, 2012).

В исследованиях Корягиной с соавторами, проведенных на спортсменах массовых разрядов, была выявлена наиболее короткая ИЕВ у лыжников ($0,76 \pm 0,02$), затем в порядке ее возрастания следовали велосипедисты и конькобежцы (шорт-трек) ($0,817 \pm 0,01$), гимнасты ($0,83 \pm 0,01$), футболисты ($0,83 \pm 0,01$), хоккеисты ($0,831 \pm 0,02$), борцы ($0,84 \pm 0,01$), легкоатлеты ($0,86 \pm 0,013$) и тяжелоатлеты ($0,87 \pm 0,009$). В результате авторы пришли к заключению, что спортсмены по показателям ИЕВ относятся к «спешащим» субъектам (Корягина и др., 2003). Наименьшая величина индивидуальной единицы времени наблюдается у спортсменов циклических видов спорта, затем по мере ее увеличения следуют спортсмены ситуационных видов, а потом – ациклических (Корягина и др., 2007).

Следовательно, определение ИЕВ является обоснованной на разных выборках инструментальной методикой определения свойств нервной системы и типа темперамента человека (Цуканов, 2000; Киреева, 2012; Акимова, 2013; Абульханова, 2017; Кушнир, 2014; Тарабрина, Краев, 2018; Михальский, 2016).

Таким образом, в рассмотренных исследовательских работах представлены противоречивые данные об особенностях функциональных свойств нервной системы и сенсомоторных реакций у спортсменов различных видов спорта. Тем не менее, подтверждается факт, что задатками развития двигательных способностей являются типологические особенности проявления свойств нервной системы. В то же время проявления сенсомоторных реакций связывают с долговременной адаптацией к специфическому виду спортивной деятельности.

Функциональные характеристики нервных процессов являются результатом генотипической и фенотипической адаптации, что подтверждается тем, что с повышением квалификации растут сила и выносливость нервной системы, снижается время сенсомоторных реакций. Чем сложнее в координационном плане упражнение, тем лучше развито дифференцировочное торможение. Однако, это не связывают со слабостью нервной системы (низкими порогами возбуждения), а больше со свойством лабильности (Коломиец и др., 2017; Павленкович и др., 2018; Ковалева и др., 2019; Базанова, Залиханова, 2019; Chen, Li, Zhang et al., 2019; Байгужина и др., 2021).

1.3 Вестибулярная устойчивость (постуральная стабильность) в спортивной деятельности

Важную роль в успешности спортивной деятельности играет вестибулярная устойчивость, называемая в зарубежных исследованиях постуральной стабильностью. Управление положением тела в пространстве является сложной деятельностью организма, направленной на поддержание вертикальной проекции центра масс (Paillard, 2012).

При поддержании вертикальной позы происходят достаточно сложные гармонические колебания как общего центра масс, так и общего центра давления стоп на плоскость опоры. В поддержании позы активное участие принимает тоническая мускулатура, которая для предотвращения падения человека «мозаично» перераспределяет напряжение между различными группами мышц (Paillard et al., 2002; Paillard, 2006).

Учеными активно применяется метод стабиллографии для определения статодинамической устойчивости тела людей различного возраста. Установлены особенности возрастного развития постуральной функции (Lemos et al., 2016; Bigoni et al., 2016). Стабилометрия используется в спортивной медицине, как правило в ортопедии для наблюдения за динамикой восстановления, контроля эффективности реабилитационных мероприятий после травм (Romero-Franco et al., 2014). В зарубежной спортивной науке стабиллометрические исследования применяются для оценки динамики функционального состояния спортсменов, сравнения особенностей постуральной функции у спортсменов разных видов спорта и стажа занятий (Paillard et al., 2008; Marchetti P.H., Orselli et al., 2014), прогноза спортивных талантов в тех видах спорта, где координационные способности играют наибольшую роль (Lara et al., 2016).

В работах российских ученых представлены особенности постуральной функции у спортсменов отдельных видов спорта и квалификации (Шестаков, 2007; Романов, Исаев, 2011; Болобан и др., 2012; Мельников и др., 2016; Епишев и др., 2017; Неупокоев, 2018; Капилевич и др., 2019). Бердичевской и ее учениками (научная школа Кубанского государственного университета физической культуры, спорта и туризма) проведены исследования позной устойчивости высококвалифицированных представителей различных видов спорта: элитных стрелков из винтовки, представителей классической борьбы, гребли на каноэ и др. (Бердичевская, 2019). Также можно отметить работы научной школы Капилевича (Томский медицинский университет).

Группой авторов (Эрлих и др., 2022) представлена база данных постурологических показателей опорно-двигательной системы и функции равновесия у студентов (n=1500), из которых 750 девушек и 750 юношей. База данных содержит совокупность информации, полученной от использования аппаратно-программного диагностирующего комплекса «Стабило-МБН», который регистрирует проекцию общего центра масс тела на плоскость опоры и его колебаний в различных положениях обследуемого, в том числе при выполнении

функциональных проб. Результаты диагностики формируются путем измерения количественных показателей функции равновесия и способности управлять позой тела. База данных предназначена для решения исследовательских задач специалистами в области спорта и медицины, а также в экспертных и обучающих системах.

Во всех видах спорта, а особенно в сложнокоординационных и ситуационных, создаются условия к нарушению равновесия и падению, кроме того устойчивость спортивной позы является важным фактором спортивной результативности. В работах показано, что функция равновесия зависит от факторов возраста, стажа занятий, спортивной специализации, квалификации и утомления (Друшевская, Алексанянц, 2010; Мельников и др., 2016; Paniccia et al., 2018; Koide et al., 2019; Andreeva et al., 2020; Назаренко, Чинкин, 2015; Шапошникова и др., 2017; Бугаец и др., 2018; Бачериков и др., 2022) Однако данные авторов различаются по характеристике контингента испытуемых и использованным методикам исследования.

В работах специалистами отмечено, что вестибулярная устойчивость выше у спортсменов различных видов спорта, чем у неспортсменов (Друшевская, Алексанянц, 2010; Мельников и др., 2016). Выявлены различия показателей вестибулярной устойчивости у спортсменов циклических видов по сравнению с игровыми видами спорта. Например, при открытых глазах наилучшие показатели вестибулярной устойчивости выявлены у спортсменов циклических видов спорта, а при снижении зрительного контроля – у спортигровиков. У представителей циклических видов и спортивных игр показатель амплитуды отклонения центра давления по оси X (вправо-влево) больше смещен в левую сторону, а у спортсменов силовых видов спорта он равномерно распределен вправо-влево (Ложкина, Замчий, 2013).

По данным А.А. Мельникова (2016, 2019), у борцов система регуляции позы в наименьшей степени использует зрительную информацию; у спортсменов-игровиков высокая устойчивость вертикальной позы обеспечивается при

значительном вкладе зрительной информации. Спортсмены циклических видов проявляют наименьшую степень устойчивости во фронтальной плоскости по сравнению со спортсменами других специализаций (Мельников и др., 2016). Тренировка в сложно-координационных видах спорта более эффективно совершенствует способность к сохранению вертикальной позы в ответ на ее нарушение, чем занятия циклическими упражнениями (Мельников и др., 2017).

Мельников с соавт. (2016) представил общие особенности постуральной регуляции у спортсменов. К ним относится снижение скорости колебаний тела в вертикальной позе с закрытыми глазами. Данный факт указывает на снижение уровня напряжения постуральных механизмов регуляции позы в условиях отсутствия зрительной информации, а также меньшую зависимость постуральной системы от зрительного анализатора. Другой особенностью является сниженная угловая скорость колебаний как с открытыми, так и с закрытыми глазами, что он связывает с предпочтительным использованием голеностопной стратегии у спортсменов при меньшем участии тазобедренной мышечной синергии (Мельников и др., 2016).

Изучение связи постуральной устойчивости со спортивной квалификацией показало, что в стабилметрических показателях устойчивости вертикальной позы в обычной стойке с открытыми и закрытыми глазами существенных различий между борцами уровня КМС и борцами со званием МС не выявлено. Однако способность к произвольному управлению вертикальной позой в динамическом тесте на точность и скорость движений у МС была более совершенна, чем у борцов КМС (Мельников и др., 2016).

Ученые отмечают происходящее совершенствование физиологических механизмов, отвечающих за вестибулярную устойчивость еще на этапе среднего уровня квалификации. Стабилографические показатели устойчивости – это общие характеристики статокINETической функциональной системы, итоговые положительные действия которой состоят в удержании устойчивого положения тела и в согласовании двигательных актов во время жизнедеятельности человека.

Многолетняя спортивная подготовка пловцов развивает компенсаторные способности, отражающиеся в повышении характеристик вестибулярной устойчивости (Быков и др., 2012). Возможно, значительные физические нагрузки и биомеханические характеристики спортивных двигательных актов обеспечивают развитие зрительной сенсорной системы, нервно-мышечного и опорно-двигательного аппарата и, в результате, вестибулярной устойчивости квалифицированных пловцов (Бугаец и др., 2018).

Спортсмены высокой квалификации способны лучше поддерживать равновесие при выполнении основных боевых приемов карате, что проявляется в меньшей амплитуде колебаний общего центра тяжести и больших значениях качества функции равновесия в сравнении с каратистами низкой квалификации (Болобан и др., 2012). У акробатов с повышением квалификации в избранном виде спорта значительно возрастает вестибулярная устойчивость, что обеспечивает спортсменам стабильную координацию движений и, как следствие, высокий спортивный результат (Друшевская, Алексанянц, 2010).

Утомление, возникающее вследствие физической нагрузки, может ухудшать регулировку поддержания определенного положения тела в пространстве, так как при выполнении работы повышаются объемы циркуляции крови по сосудам, ЧСС, а также частота дыхательных циклов «вдох-выдох». Вместе с тем, усталость при мышечной активности воздействует на систему поддержания позы, снижая качество сенсорных данных и двигательных команд (Paillard, 2012).

Стандартная физическая нагрузка вызывает меньшую степень снижения устойчивости вертикальной позы у спортсменов, чем у неспортсменов. Максимальная величина нагрузки снижает постуральную устойчивость в одинаковой мере у спортсменов и неспортсменов. Снижение устойчивости позы происходит не только на фоне утомления постуральных мышц (нижних конечностей), но и при утомлении не постуральных мышц (верхних конечностей) (Мельников и др., 2016).

В целом, постральное управление меньше снижается при усталости дистальных групп мышц, чем в результате утомления проксимальных. Можно допустить, что усталость дистальной мускулатуры (в частности, мышц голени) порождает активацию проксимальной мускулатуры (в частности, мышц бедра или колена) для сохранения качества пострального управления (рисунок 1).

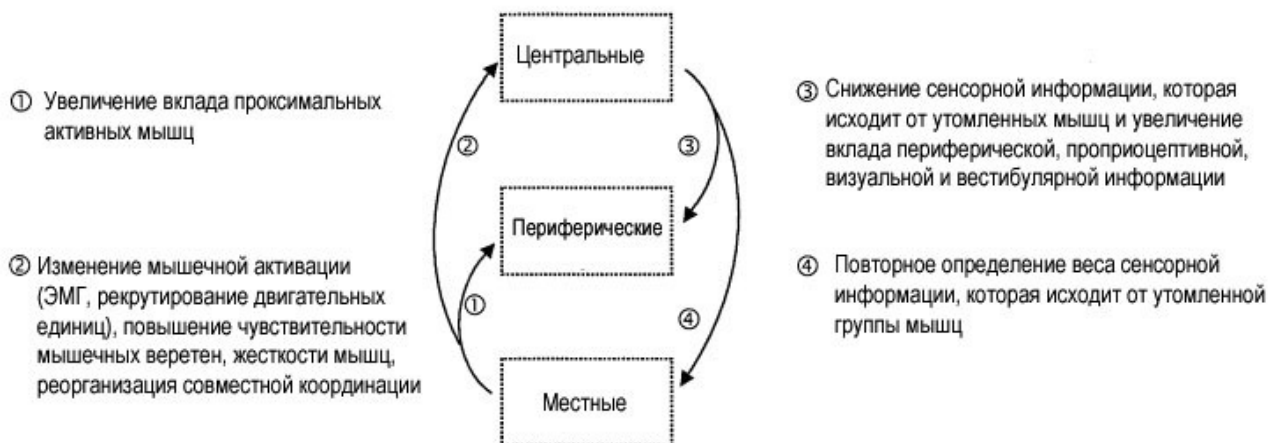


Рисунок 1 - Методики по сохранению качества пострального управления при ограниченном мышечном утомлении (Paillard, 2012)

Таким образом, современные физиологические исследования двигательных функций спортсменов в работах российских и иностранных ученых представляют разные подходы к разработке этой проблемы. В зарубежных источниках больше представлены исследования отдельных составляющих двигательных функций спортсменов в связи с их изменением вследствие различных функциональных состояний. В российских работах состояние двигательных функций спортсменов рассматривают более комплексно и в контексте долговременных изменений вследствие адаптации к специфическим спортивным нагрузкам.

Несомненно, что развитие двигательной системы человека при спортивной деятельности происходит под влиянием 2-х основных факторов, к которым относят:

- генетический, обуславливающий изначально заданную программу развития систем, обеспечивающих мышечную деятельность;

- характер специфической двигательной деятельности или занятие определенным видом физкультурной и спортивной деятельности.

Проведенные исследования свидетельствуют о том, что характеристики статодинамической устойчивости тела спортсмена и системы тел дают физиологам дополнительную информацию о биомеханике узловых элементов спортивной техники упражнений и оптимизации этих процессов.

1.4 Биомеханические исследования в спорте

В материалах специализированной научной конференции «Управление движением» (2020), организованной РАН и ГНЦ РФ Институт медико-биологических проблем, представлены работы по сенсорному обеспечению движения в специальных условиях (в том числе спортивной деятельности), биомеханические модели движения человека, нейрофизиологические аспекты организации движения на спинальном и супраспинальном уровне. Кратко обозначим основные тезисы опубликованных статей.

Регуляция позы и локомоции выполняется автоматически в реальном времени. Мозг генерирует команды на выполнение моторной задачи, а паттерны активации мускулатуры верхних, нижних конечностей и туловища контролируются спинальными нейронными сетями. Во время локомоции спинальные сети непрерывно интерпретируют афферентные входы и контролируют активацию двигательных пулов, обеспечивая согласованное, соответствующее ситуации выполнение локомоторной активности. Сенсорную информацию, связанную с движением, спинальные нейронные сети передают к роstralным спинальным сегментам, стволовым и корковым сетям для реализации движения в реальном времени (Герасименко, Козловская, 2020).

Субкортикальные уровни нервной системы регулируют длину мышечных волокон для обеспечения необходимого напряжения/релаксации в скелетных мышцах; механизм временной аккумуляции механической энергии движений; воспроизводство и узнавание решения двигательной задачи, сходной по смыслу с целью в формируемом двигательном действии; силовые затраты для «включения и

выключения» скелетных мышц к решающему временному моменту движения; быстроту принятия решения нервной системой о силе напряжения или релаксации скелетных мышц, количестве вовлекаемых в работу мышц, фиксации суставных углов, сил инерции и т. д. (Гимазов, 2020). Кортикальный уровень нервной системы контролирует соответствие образа цели действия составу двигательного действия; соответствие пространственно-временных и динамических характеристик системы телодвижений и движений цели двигательного действия; точность воспроизводства цели двигательного действия в течение актуального для двигательной ситуации отрезка времени; точность воспроизводства цели двигательного действия в двигательных ситуациях под влиянием сбивающих внешних факторов и неблагоприятных условий; согласование всех решений двигательных задач в возникающих двигательных ситуациях.

Спортивная тренировка любой направленности оказывает неспецифическое позитивное влияние на регуляцию позы. Анализ особенностей внутри- и межполушарной когерентности (ВП и МП КОГ) ЭЭГ при удержании простой произвольной вертикальной позы высококвалифицированными каноистами, предпочитающими левостороннюю стойку, представлен в работе Бердичевской, Черенковой (2020). У каноистов (по сравнению с нетренированными сверстниками) выявлен статистически значимо более низкий уровень ВП КОГ в правом полушарии: в лобных, центральных, теменных и затылочных областях для большинства диапазонов частот. У спортсменов экономизация ВП КОГ затрагивает оба полушария, в первую очередь правое, а увеличение ВП КОГ — только локальные области левой гемисферы. Возможно, это формирует наиболее «благоприятный фон» для осуществления ювелирной постуральной регуляции каноистов при поддержании равновесия в сложнейшей «основной стойке» в реальных соревновательных условиях.

Двигательная нагрузка сопровождается вегетативными изменениями, следовательно контроль компонентов вегетативной регуляции позволяет не только не допустить срыва адаптации, но и эффективно управлять двигательной

производительностью, т.е. повышать эффективность тренировочной и соревновательной деятельности. Установлено, что волнообразность напряжения в деятельности систем, обеспечивающих вегетативную регуляцию мышечной работы, не дублирует в полной мере модуляцию параметров двигательной деятельности (Голубев, Щедрина, 2020).

Биомеханические исследования также включают изучение кинематических, кинетических и динамических параметров (Knudson, 2017; Cruz et al., 2017; Lu et al., 2017; Encarnación-Martínez et al., 2021).

Оборудование для современных биомеханических исследований позволяет комплексно синхронно исследовать кинематические переменные, применяемые для изложения особенностей перемещений организма и его частей (в частности, путь, скорость, ускорение объекта), кинетику – это рассмотрение связи параметров движения и его причин (например, показатели, связанные с силами реакции опоры), качественные и количественные показатели поверхностной электромиографии основных двигательных единиц во время физической активности (амплитудно-частотные характеристики).

Исследования, в которых применяется биомеханическое моделирование, очень разнообразны: это исследование нейронных механизмов регуляции движений (Cignetti et al., 2017), создание интерфейсов взаимодействия «человек-компьютер» (Heloir et al., 2019), совершенствование техники движений в беговых дисциплинах легкой атлетики (Тюпа, 2017), в балете (Vastola et al., 2016), создание тренажеров под индивидуальные особенности спортсмена с использованием системы управляемой искусственной среды, включая виртуальную и дополненную реальность (Mears A., 2019; Шестаков, Фомиченко, 2021).

Современные АПК дают возможность моделировать различные стратегии движения: в ходьбе по лестнице (Oh et al., 2018), в движениях плеча (Khadilkar et al., 2014; Murgia et al., 2018), различных прыжках (Baharuddin et al., 2017; Jeon, Jeong, 2021), в том числе спортивных (Coppola et al., 2020; Abdelkader et al., 2021), беге у людей различного возраста (Huifeng et al., 2021).

Для исследования механизмов функционирования центрального отдела двигательной системы применяют интерфейсы «мозг-компьютер» (ИМК), которые на основе представления движения позволяют человеку использовать распознаваемые по электроэнцефалограмме (ЭЭГ) мысленные моторные образы в качестве управляющих команд (Liburkina et al., 2018). В отличие от других подобных исследований, где используется в контуре управления зрительная модальность восприятия, в данной работе предложена схема взаимодействия с таким интерфейсом посредством вибротактильного афферентного канала сенсорной информации, без использования визуальных элементов управления.

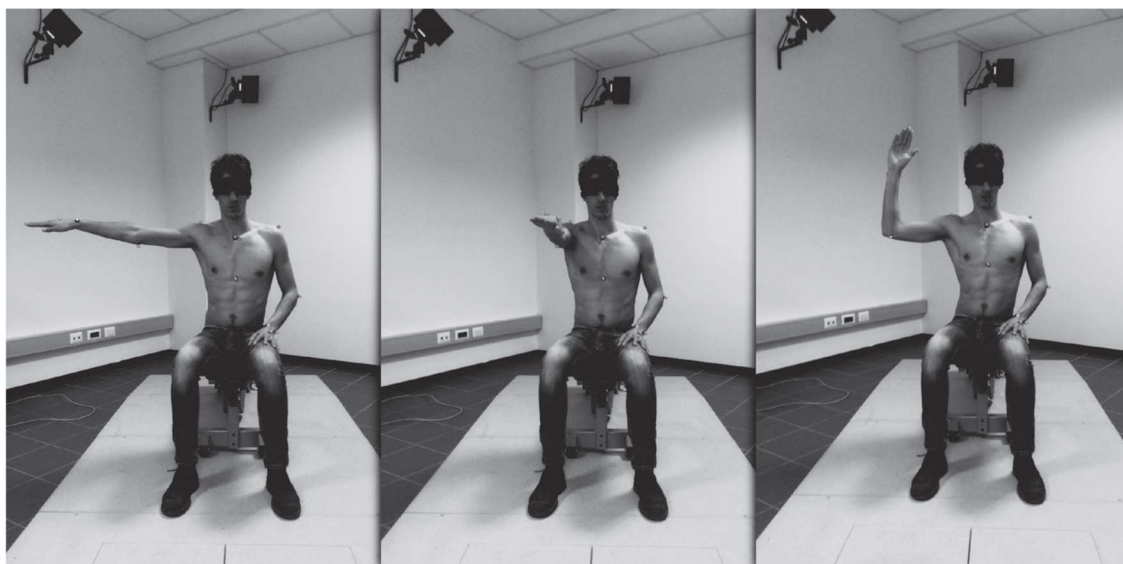
Интерфейс «мозг-компьютер» с восемью вибротактильными стимуляторами, размещенными на коже плеч вокруг корпуса испытуемого, впервые был представлен в работе Cincotti (Cincotti et al., 2007). Показано, что тактильная информация была комфортной при длительности тренировочной сессии в один час, хорошо распознавалась и обеспечивала точность управления, сопоставимую с классической парадигмой зрительной обратной связи.

Разработана новая парадигма интерфейса «мозг-компьютер» на основе представления движения, в которой стимулы к выполнению и обратная связь подавались с помощью вибрационных браслетов (Либуркина С.П. и др., 2017). Испытуемыми выступили 11 здоровых добровольцев, которые успешно освоили навык представления движения руками в предложенном режиме обучения при закрытых глазах. Характеристики паттернов ЭЭГ при моторном воображении в представленном ИМК соответствовали таковым в классических ИМК на основе зрительного кодирования команд и обратной связи. Наблюдалась выраженная десинхронизация сенсомоторных ритмов, а также эффект обучения. Представление движения приводит к статистически значимому увеличению кортикоспинальной возбудимости, причем в большей степени этот феномен выражен при закрытых глазах. Повышенный прирост возбудимости при представлении движений с закрытыми глазами может быть объяснен следствием лучшей концентрации

испытуемых на сенсомоторном образе в отсутствие потока зрительной информации.

Одним из вариантов системного подхода является метод биомеханического обоснования строения двигательных действий человека, в основу которого положена концепция биомеханизмов, предложенная В.Н. Селуяновым (Селуянов и др., 1995). Метод биомеханического обоснования строения двигательных действий позволяет глубже проникнуть в сущность организации множества суставных движений в целостные двигательные акты. Однако использование только этого метода для изучения техники спортивных упражнений и оценки уровня технического мастерства спортсменов не позволяет полностью решить поставленную задачу (Захаров и др., 2018). Спортивная техника представляет систему двигательных действий или элементов движения, основанную на рациональном использовании двигательных возможностей спортсмена и направленную на эффективное достижение результатов в избранном виде спорта.

Создание биомеханических моделей движения может оказать существенную помощь в профилактике профессиональных спортивных травм на этапе планирования технических элементов (Bonnette et al., 2019; Pardiwala et al., 2020), в частности в фигурном катании. Итальянскими учеными (Contemori, Biscarini, 2018) с помощью шести камер оптоэлектронной системы захвата движения «Smart-DX 6000» и программного обеспечения «SMART-Analyzer» (BTS Engineering, Милан, Италия) была записана и проанализирована биомеханика верхней конечности профессиональных волейболистов (рисунок 2).



А

Б

В

Рисунок 2 - Экспериментальная установка для оценки чувства положения верхней конечности с помощью слепого теста динамического изменения положения плеча при отведении (А), сгибании (Б) и комбинированном движении отведения и супинации (В)

Результаты этого исследования позволили выявить у спортсменов со вторичной невропатией надлопаточного нерва, которая является частым осложнением профессиональной спортивной травмы плеча у волейболистов, нарушение сенсомоторной системы управления плечом, которое, вероятно, является следствием снижения афферентной проприорецепции. Получение данной информации позволило разработать специальную проприоцептивную и нервно-мышечную профилактическую тренировочную программу, улучшающую сенсорно-моторную функцию плеча и таким образом снизить риск получения повторной травмы.

В биомеханических исследованиях с видеоанализом чаще всего используют высокоскоростные видеокамеры (Post et al., 2018). Польскими учеными из Вроцлава проведен биомеханический анализ двух видов прыжков в баскетболе: прыжка с имитацией броска без мяча и прыжка с подседанием без взмаха рук (Struzik et al., 2017). Силу реакции опоры каждой ноги измеряли с помощью силовой платформы «Kistler» с частотой дискретизации 240 Гц. Смещения верхнего уровня нижних конечностей измеряли с помощью 6-камерной системы «BTS SMART» (BTS Bioengineering, Милан, Италия) с частотой кадров 120 Гц,

используя отражающие инфракрасные пассивные маркеры, расположенные на больших вертелах бедра. Анализировали следующие показатели: время взлета, среднюю мощность, пиковую мощность, относительную среднюю мощность, высоту прыжка, максимальную силу приземления и ударный коэффициент. Результатами исследования явились выводы о том, что взмах руками не увеличивает высоту прыжка высококвалифицированных баскетболистов, а увеличивает время взлета, среднюю абсолютную, относительную и пиковую мощность. Выявленные высокая максимальная сила приземления и ударный коэффициент позволили авторам рекомендовать акцентировать внимание баскетболистов на тренировке мягкого приземления после прыжка.

Серия биомеханических исследований проведена для различных аспектов велоспорта. Совместная работа специалистов из Ирландии, Бельгии и Нидерландов заключалась в подтверждении результатов, полученных путем компьютерного моделирования биомеханических характеристик велосипедного тандема, и данных, полученных при тестировании в аэродинамической трубе (Mannion et al., 2018). В результате 3D-сканирования с использованием структурированного светового сканера Eva (Artec Europe, 2017), для пилота, стокера и тандема были изготовлены трехмерные модели в четверть масштаба методом CSC-резки. Авторами были проанализированы аэродинамические характеристики четырех тандемных установок и трех сольных установок велосипедистов. Наибольшая разница результатов, полученных путем компьютерного моделирования и тестированием в аэродинамической трубе, составила 4,9%, что позволяет использовать предложенную методику моделирования для других биомеханических исследований. Результатом данного исследования явилось получение новых данных об аэродинамике в тандемном велоспорте, позволившее определить преимущества одних тандемных установок перед другими и определить наиболее выигрышные, с точки зрения аэродинамики, положения гонщиков. В другой работе этими авторами (Mannion et al., 2018) по аналогичной методике был проведен аэродинамический анализ для ручного велосипеда в условиях бокового ветра.

Колумбийскими учеными была сконструирована переносная система для мониторинга биосигналов в тяжелой атлетике (Mercado-Aguirre et al., 2018). Система состоит из электрогониометров для регистрации суставных углов и электромиографических датчиков (рисунок 3).

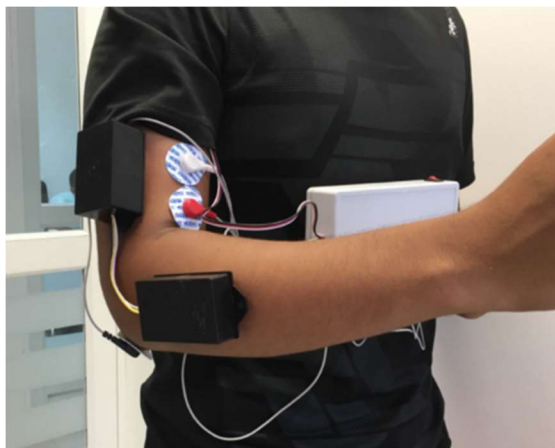


Рисунок 3 - Переносная система регистрации биосигналов мышц верхней конечности

Работа системы оценивалась во время выполнения упражнений на сгибание/разгибание руки с весами для получения сигналов и передачи их по беспроводной сети в режиме реального времени. Сигналы электромиографии были визуализированы и проанализированы в адекватном динамическом диапазоне, а измерения суставных углов были выполнены с процентом ошибок менее 0,8%.

Для оценки локомоции и сгибания суставов специалисты из США разработали переносное устройство, которое измеряет как физическую активность, так и подвижность суставов с помощью единого интегрированного датчика и магнитной системы (Qu et al., 2018). Данные о функциональном состоянии коленного сустава при ходьбе, полученные с помощью этого устройства, тесно коррелировали с данными, полученными при видеоанализе данного движения.

Биомеханические исследования в таких сложнокоординационных и скоростных видах спорта, как горные лыжи, представляют очень сложную проблему. В совместной работе японских и канадских ученых решалась задача отслеживания позы спортсмена с помощью скоростных гироскопов в горных лыжах (Yoshioka et al., 2018). Специально для этого исследования были

сконструированы миниатюрные инерциальные системы захвата движения, состоящие из трех одноосных гироскопов и трехосевого акселерометра.

Совместной разработкой японских и индонезийских специалистов (Ferryanto, Nakashima, 2017) явилась безмаркерная оптическая система анализа движений во время тренировок по плаванию. В системе использованы процесс сегментации для получения силуэтов участника и процесс сопоставления для оценки позы участника. Чтобы помочь процессу сопоставления, человеческое тело моделировалось как серия из девяти сегментов (рисунок 4). Углы поворотов и скорость центров масс сегментов тела пловцов, полученные в процессе видеоанализа, были введены в имитационную модель плавающего человека для динамического анализа (Ferryanto, Nakashima, 2017).



Рисунок 4 - Модель, использованная в процессе видеоанализа, выполнена из девяти сегментов

Учитывая, что биомеханика плавания состоит из движений в воде и воздухе, существует необходимость видеоанализа обеих фаз. С этой целью бразильскими и итальянскими специалистами (Bernardina et al., 2017) были использованы спортивные видеокамеры «GoPro Hero3+» с программным обеспечением для получения 3D-изображений «Dvideo», в воде и воздухе, в различных режимах работы. Малая величина выявленных погрешностей позволила авторам рекомендовать применение этих видеокамер для биомеханических исследований в плавании.

Систему «MVN», разработанную Xsens Technologies, Нидерланды, состоящую из 17 датчиков, каждый из которых состоял из трехосного линейного акселерометра, гироскопа скорости и магнитометра, прикрепленных к голове, туловищу, плечам, предплечьям, бедрам, голням и ступням спортсмена-

параолимпийца, использовали в своем исследовании канадские ученые (Laschowski et al., 2018). Применение этого АПК позволило не только оптимизировать биомеханику спортсмена путем минимизации угловых ускорений в суставах и получить наиболее точные прогнозы кинематических траекторий, но и внести рекомендации для оптимальной конструкции инвалидной коляски, предназначенной для занятий керлингом спортсменами-паралимпийцами.

Таким образом, увеличивающееся количество биомеханических исследований в спортивной деятельности показывает их актуальность и востребованность результатов для спортивной физиологии. Биомеханический анализ и моделирование применяются для исследования различных аспектов техники спортивных упражнений, рабочей позы спортсмена, конструкции спортивного инвентаря, совершенствования двигательных навыков в различных видах спорта. Знание параметров биомеханики (кинематики и динамики) двигательных действий и их особенностей в зависимости от влияния различных факторов позволяет в большей степени раскрыть физиологический механизм их построения и проявления.

1.5 Электромиографическая характеристика работы мышц при выполнении спортивных движений

Помимо кинематических и кинетических показателей, в исследовании двигательной системы используют электромиографические данные (Kellis et al., 2019; Tam et al., 2019; Desbrosses et al., 2021). Электромиография (ЭМГ) является единственной технологией, с помощью которой возможно объективное исследование функциональных возможностей нервно-мышечной системы, в том числе и в спортивной деятельности при выполнении спортивных движений. В спортивной практике широко используется метод поверхностной ЭМГ, для которой в некоторых АПК предусмотрено использование беспроводных датчиков (Корягина, Роголева, 2018; Нопин и др., 2020).

В настоящее время с помощью ЭМГ накоплен большой фактический материал, характеризующий нервно-мышечную координацию различных по своей

организации двигательных действий с точки зрения последовательности включения и выключения мышц, их взаимодействия, длительности периодов электрической активности и ее связи с кинематическими и динамическими характеристиками движения (Гамалий, 2008).

Использование ЭМГ для решения различных задач спортивной подготовки обсуждается в большом количестве исследований российских и зарубежных ученых. ЭМГ применяется в исследованиях разных видов упражнений (Vigotsky et al., 2018; Felici, Vecchio, 2020), повышается интерес ученых, проводящих исследования в области спорта, к использованию данного метода в оценке функционального состояния нервно-мышечного аппарата непосредственно при выполнении спортивных упражнений. Значительный интерес для ученых представляет анализ при выполнении динамических упражнений (Péter et al., 2019; Beierle et al. 2019; Ratnovsky et al., 2019; Nian et al., 2021). Использование ЭМГ помогает осуществлять контроль техники спортивных движений, диагностировать утомление (Zago et al., 2018) и в случае необходимости вносить необходимую коррекцию (Nourhan et al., 2017; Felici, Vecchio, 2020; Rizwan et al., 2021).

По данным ЭМГ достаточно объективно оцениваются характеристики усилий, развиваемых мышцами. При увеличении усилия мышц регистрируется повышение их электрической активности (Персон, 1987; Городничев, Шляхтов, 2016; Беляев, 2015; Корягина, Роголева, 2018; Нопин и др., 2020). Чем больше внешняя нагрузка и сила сокращения мышцы, тем выше амплитуда ее ЭМГ (Калинникова и др., 2017). При изометрических сокращениях зависимость между электрической активностью и силой сокращения мышцы имеет линейный характер, и она обусловлена функциональным состоянием мышцы, ее длиной, типом сокращения. Величина биоэлектрической активности связана с длиной мышцы: чем она больше, тем меньше электрическая активность при той же силе сокращения (Персон, 1987). Тип мышечного сокращения также влияет на электроактивность мышцы (Городничев и др., 2019).

Ланская с соавторами (2016) провели исследование параметров ЭМГ скелетных мышц при выполнении спортивных движений, специфичных для пауэрлифтинга, баскетбола и легкоатлетического бега. Авторы определили «ведущие» мышцы, специфичность паттернов биоэлектрической активности которых проявлялась в специфичных для двигательных навыков характеристиках ЭМГ мышц: амплитуды и частоты потенциалов действия (ПД), порядка активации мышц и выключения, интегрированной электрической активности мышц (Ланская и др., 2016).

Исследование высококвалифицированных гребцов, проведенное Власовой с соавторами (2016), выявило четкое межмышечное взаимодействие при выполнении циклической работы на гребном эргометре, чего не наблюдалось у спортсменов более низкой квалификации. При наличии утомления после завершения выполнения работы до отказа и в интервалах между сокращениями мышц отмечалось повышение фоновой активности ЭМГ (Власова и др., 2016). При сравнении ЭМГ-характеристик при выполнении движений танцорами разной квалификации был выявлен сокращенный период ЭМГ-активности в группе высококвалифицированных танцоров. Автор объясняет это явление увеличением синхронизации работы двигательных волокон. Также отмечено, что уровень квалификации танцоров усугубляет различия в амплитудах ЭМГ и средней частоте секундной реализации (Бредихина, 2013).

Рассматривая возможность использования ЭМГ для анализа эффективности специальных упражнений в спорте, Ципин (2015) отмечает, что «выполнение скоростно-силовых упражнений сопровождается ростом показателей интегрированной ЭМГ, а зависимость средней амплитуды ЭМГ от величины отягощения близка к линейной и носит индивидуальный характер. Это позволяет производить оценку динамических мышечных усилий при выполнении спортсменами различных упражнений, и таким образом определять эффективность их тренировочного воздействия» (Ципин, 2015).

В последних исследованиях показаны особенности ЭМГ в разные фазы спортивных движений. Было выявлено, что при беге по прямой в фазе отталкивания, электромиографические параметры исследуемых мышц претерпевали существенные изменения в сравнении с фазой подседания: продолжительность их электроактивности снизилась; уменьшились амплитуда и частота биопотенциалов; в мышцах-антагонистах бедра понизился коэффициент реципрокности, в мышцах голени он, наоборот, увеличился. При беге по виражу, в фазе отталкивания ЭМГ активность двуглавой мышцы бедра возросла – амплитуда биопотенциалов увеличилась на 72,1% в сравнении с бегом по прямой. Значительно повысились амплитуды ЭМГ в наружной мышце бедра, камбаловидной и передней большеберцовой мышцах; коэффициент реципрокности в мышцах-антагонистах бедра в фазе отталкивания был меньше, чем при беге по прямой, в мышцах-антагонистах голени он, наоборот, увеличился (Пискунов и др., 2017).

Ученые академии военно-медицинских наук Китая попытались использовать алгоритм на основе вейвлет анализа для обработки ЭМГ-сигналов и извлечения характеристик, связанных с усилиями. Они регистрировали ЭМГ-сигналы двуглавой мышцы плеча, трехглавой мышцы плеча и дельтовидной мышцы при выполнении тяжелоатлетических упражнений (рисунок 5). Однако они отмечают, что данный метод имеет ограничения для прогнозирования силы поверхностных мышц во время взрывных движений, и необходима дальнейшая работа для расширения клинического применения этого метода (Wei et al., 2012).



Рисунок 5 - Эксперимент по видеоанализу и регистрации ЭМГ при выполнении тяжелоатлетического упражнения (Wei et al., 2012)

Исследование поверхностной ЭМГ при выполнении спортсменами тяжелоатлетического рывка выявило взаимосвязи между некоторыми показателями силовых и кинетических характеристик ЭМГ (Ismaeel et al., 2021). Результаты показали значительную симметрию отношений между силой и электроактивностью дорсальной мышцы спины. Кроме того, величина развиваемой силы прямо пропорциональна ЭМГ четырехглавой мышцы бедра (слева и справа) и, соответственно, дорсальной мышцы спины. Результаты показали, что увеличение скорости подъема (конец фазы подрыва) компенсируется уменьшением силы реакции опоры и ЭМГ квадрицепса. На последней фазе (фаза торможения и фиксации) сила и ЭМГ достигли максимального уровня (Ismaeel et al., 2021).

Шляхтов (2013) выявил более высокие амплитуды ЭМГ при выполнении акробатических упражнений: сальто назад с места и переворота назад, чем при выполнении максимальных произвольных сокращений мышц на комплексе «Biodex». Автор сделал заключение, что в коре головного мозга гимнаста может вырабатываться моторная команда к значительным по величине мышечным

усилиям, направленная на активацию высокопороговых двигательных единиц и увеличению частоты их импульсации (Шляхтов, 2013).

При регистрации параметров ЭМГ при выполнении выстрела из лука выявлены специфические особенности, которые выражались в «порядке активации мышц, в различных величинах их интеграла, средней амплитуды и частоты биопотенциалов» (Пухов, 2013).

Те же тенденции выявлены и в других исследованиях (Поповская и др., 2018). Характер регуляции изометрических, концентрических и эксцентрических мышечных сокращений у спортсменов циклических и игровых видов спорта (баскетбол) отражается в определенных характеристиках ЭМГ (Поповская, 2019). В данном исследовании отмечается, что «развиваемые мышцами усилия по данным ЭМГ отражают специфику конкретного вида спорта, в особенности координационную структуру основного соревновательного двигательного действия. Величина или длительность проявляемых мышечных усилий лежат в довольно широком диапазоне, который определяется соответствующей моторной командой, предусматривающей выполнение двигательного действия с необходимыми динамическими и кинематическими параметрами». «Конечный эффект супраспинальных моторных команд, обеспечивающих осуществление различного типа мышечных сокращений, зависит от адаптированности спортсменов к мышечной деятельности определенной целевой направленности» (Поповская и др., 2018).

Например, тренировка кикбоксеров обусловлена тем, что спортсмен вынужден динамично и многократно повторять специфические ударно-двигательные элементы. Тренировка сопровождается нагрузкой на одни и те же мышечные группы, суставы и сухожилия, причем это реализуется в условиях ускоренного ритма и повышенной нагрузки. Шевцов А.В. с соавторами (2009) провели электронейромиографические исследования влияния мышечно-гипертонических симптомов в позвоночно-двигательных сегментах на скорость распространения возбуждения по сенсорным и моторным волокнам у

квалифицированных кикбоксеров. Выявлено, что дифференцированные изменения сенсорной, в меньшей степени – моторной проводимости приводят к вторичному формированию феномена мышечного дисбаланса. Мышечно-функциональный (постуральный) дисбаланс является результатом перенапряжения, вызванного специфическими стереотипными двигательными действиями, и характерен не только для единоборцев, но и для представителей различных видов спорта.

В качестве критерия предупреждения переутомления нервно-мышечного аппарата у пятиборцев в соревновательном периоде подготовки предлагают использовать суммарную ЭМГ. Увеличение на ЭМГ числа высоких осцилляций сопровождается наиболее согласованным возбуждением мышечных волокон и указывает на улучшение функционального состояния нервно-мышечного аппарата (Борщ, Хроменкова, 2016).

Следовательно, регистрация ЭМГ ведущих мышц, обеспечивающих выполнение спортивного соревновательного упражнения или нагрузочного теста, является наиболее доступным и объективным способом оценки усилий, развиваемых конкретными мышцами, а также временного распределения усилий и динамики функционального состояния мышц при выполнении двигательного действия.

Однако подобных исследований ЭМГ для функциональных проб субмаксимальной и максимальной мощности, а также оценки специальных соревновательных тяжелоатлетических упражнений практически не проводилось. Синхронизированная регистрация ЭМГ работающих мышц с параметрами кинетики и кинематики в сложно-координационных упражнениях даст ценную информацию о механизмах регуляции мышц и работе опорно-двигательного аппарата спортсменов.

Таким образом, проведенное аналитическое исследование показывает актуальность и значимость для физиологической науки исследования проблемы физиологической и биомеханической адаптации двигательной системы человека к специфической спортивной деятельности. Значимым направлением является

разработка новых инструментальных физиологических методик диагностики и критериев оценки физиологических функций человека при спортивной деятельности.

Большинство специалистов склоняется к мнению, что превалирующими факторами, обуславливающими двигательные функциональные возможности спортсменов, являются длительная и интенсивная тренировочная нагрузка, а также врожденные свойства нервной системы и нервно-мышечного аппарата.

Однако, несмотря на многочисленные исследования двигательных функций спортсменов, остаются не до конца изученными и обоснованными при занятиях различными видами спорта:

- свойства и характеристики нервной системы, способствующие наибольшей успешности в различных видах спорта;
- долговременные адаптационные изменения сенсомоторных реакций;
- срочные и долговременные адаптационные изменения статокINETической устойчивости;
- срочные и долговременные адаптационные изменения функционального состояния нервно-мышечного аппарата;
- функциональные системные взаимодействия физиологических и биомеханических параметров при выполнении конкретных двигательных действий и тестов.

ГЛАВА 2 МЕТОДОЛОГИЯ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Контингент, принявший участие в исследованиях

В исследовании приняли участие спортсмены различных видов спорта высокой квалификации (члены сборных и клубных команд России) в подготовительный период подготовки, мужчины и женщины, занимающиеся физической культурой (не занимающиеся спортом – в качестве контрольной группы). Совокупная выборка включала 761 представителей мужского пола и 519 женского пола. Исследования проводились однократно в рамках НИР, выполняемых для ФМБА России и Минспорта России с 2017 по 2023 год, у всех спортсменов в подготовительный период тренировочного процесса и не были привязаны к сезону года, в первую половину дня на территории спортивного центра Минспорта России по подготовке сборных и клубных команд ФГБУ «Юг Спорт» и ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России в г. Кисловодске. Указанные условия определяли выборку обследованных, а задачи и методы настоящего исследования определялись самостоятельно.

Список обследованных спортсменов и методики их обследования также соответствовали целям и задачам НИР, выполняемых для ФМБА России и Минспорта России (ГК № 129.014.19.14 от 01 апреля 2019 года на выполнение НИР «Разработка методик диагностики и моделей функционального состояния опорно-двигательного аппарата и динамических (биомеханических, тензодинамометрических, электронейромиографических) характеристик движения спортсменов в условиях среднегорья» (шифр: «Движение-19»); ГК № 0173100014420000023 от 15» июня 2020 г. на выполнение НИР «Разработка методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности»; ГЗ на выполнение НИР «Разработка и внедрение современных биотехнологий и аппаратно-программных комплексов для скрининг-экспресс диагностики и санаторно-курортного лечения на территории Северо-Кавказского региона контингента, подлежащего медико-санитарному обеспечению ФМБА

России, в том числе и населения, проживающего в промышленных зонах» (шифр: «Перспектива-НИЦКиР 17/19»); ГЗ на выполнение НИР «Разработка технологий сочетанного применения природных лечебных ресурсов Кавказских Минеральных Вод и преформированных физических факторов для восстановления и медицинской реабилитации спортсменов» (шифр: «Горы 21/25»). Половозрастной состав исследуемого контингента представлен в таблице 1. Критериями для включения спортсменов в исследование являлись специализация спортсмена, допуск к тренировкам, систематические занятия спортом, высокая квалификация (таблица 1 и 2), добровольное информированное согласие на их включение в группы обследования в соответствии с Хельсинкской декларацией Всемирной медицинской ассоциации (WMA Declaration of Helsinki – Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects, 2013), а также письменное разрешение на обработку персональных данных участника обследований. Критериями невключения спортсменов в исследование являлись: острые патологические состояния и травмы, прием медицинских препаратов и БАДов во время эксперимента, отказ испытуемого от участия в исследовании, повреждение кожных покровов в местах наложения электродов при электромиографическом исследовании.

Таблица 1 - Половозрастной состав исследуемого контингента

Раздел исследования	Спортивная специализация	Мужской пол		Женский пол		Квалификация
		Кол-во	Возраст, лет	Кол-во	Возраст, лет	
Исследование долговременных адаптационных изменений нейродинамики у высококвалифицированных спортсменов разного пола и различных видов спорта (тип темперамента – характеристики свойств нервной системы) – мужчины (м=318), женщины (ж=224)*	альпинизм	10	25,5±10,3	4	28,8±8,5	от КМС до МСМК, кроме игровых видов спорта**
	бадминтон	6	22,4±6,7	6	24,0±4,1	
	бейсбол	25	21,1±4,9	-	-	
	бокс	39	18,3±0,6	8	24,5±3,7	
	водное поло	19	15,7±0,5	-	-	
	волейбол	12	18,9±1,1	-	-	
	греко-римская борьба	25	20,4±0,2	-	-	
	дзюдо, самбо	-	-	13	21,0±3,5	
	керлинг	6	19,1±1,2	10	19,3±1,2	
	легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции)	7	27,1±0,6	4	25,0±0,3	
	лыжные гонки	-	-	6	20,0±1,0	
	настольный теннис	13	17,6±1,9	-	-	
	плавание	8	20,5±0,4	1	21,6	
	подводный спорт	6	20,5±4,7	6	22,7±2,7	
	пулевая стрельба	35	21,0±4,3	22	20,0±2,6	
	регби	9	22,2±2,7	-	-	
	спортивная гимнастика	10	19,1±1,2	14	19,2±1,1	
	стендовая стрельба	25	20,3±4,4	23	19,8±3,1	
	стрельба из арбалета	6	23,5±4,3	7	26,9±11,0	
	сумо	6	27,3±6,6	11	25,6±7,5	
	триатлон	4	24,1±2,6	2	21,4±2,6	
	тхэквондо	4	21,0±2,3	5	23,2±2,5	
	тяжелая атлетика	18	22,2±0,2	11	25,0±4,1	
	фехтование	4	19,3±1,4	2	19,6±1,8	
	фигурное катание	-	-	18	15,7±1,2	
	футбол	7	23,3±6,2	-	-	
хоккей	14	19,3±0,7	-	-		
художественная гимнастика	-	-	51	15,8±2,9		

Продолжение таблицы 1

Раздел исследования	Спортивная специализация	Мужской пол		Женский пол		Квалификация
		Кол-во	Возраст, лет	Кол-во	Возраст, лет	
Исследование долговременных адаптационных изменений нейродинамики у высококвалифицированных спортсменов разного пола и различных видов спорта (времени сенсомоторных реакций) – мужчины (м=318), женщины (ж=262)	бадминтон	6	22,4±6,7	8	24,0±4,1	от КМС до МСМК, кроме игровых видов спорта**
	бокс	25	18,3±0,6	41	24,5±3,7	
	гиревой спорт	9	19,1±0,9	-	-	
	гребля на байдарках и каноэ	8	17,7±0,3	-	-	
	греко-римская борьба	33	20,4±0,2	-	-	
	карате	17	23,2±2,8	18	22,2±4,1	
	керлинг	5	19,1±1,2	10	19,3±1,2	
	кикбоксинг	22	24,3±3,4	14	25,3±4,7	
	легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции)	6	27,1±0,6	12	25,0±0,3	
	лыжные гонки	13	19,5±0,8	6	20,0±1,0	
	настольный теннис	13	17,6±1,9	-	-	
	пауэрлифтинг	17	18,9±3,8	-	-	
	плавание	6	20,5±0,4	6	21,6±0,2	
	пулевая стрельба	34	21,0±4,3	22	20,0±2,6	
	стендовая стрельба	25	20,3±4,4	24	19,8±3,1	
	стрельба из арбалета	6	23,5±4,3	7	26,9±11,0	
	сумо	10	27,3±6,6	7	25,6±7,5	
	триатлон	5	24,1±2,6	6	21,4±2,6	
	тяжелая атлетика	6	22,2±0,2	11	25,0±4,1	
	футбол	10	23,3±6,2	-	-	
	хоккей	18	19,3±0,7	-	-	
	художественная гимнастика	-	-	36	15,8±2,9	
	шорт-трек	7	20,0±0,5	-	-	
занимающиеся физической культурой (не занимающиеся спортом)	17	19,78±0,02	34	20,06±0,23	-	

Продолжение таблицы 1

Раздел исследования	Спортивная специализация	Мужской пол		Женский пол		Квалификация
		Кол-во	Возраст, лет	Кол-во	Возраст, лет	
Исследование адаптационных изменений статокINETической устойчивости у спортсменов в видах спорта с различной структурой движений (единоборства, циклические виды спорта, игровые виды спорта) – мужчины (м=35)	вольная борьба	11	23,6±5,0	-	-	от КМС до МСМК, кроме игровых видов спорта**
	легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции)	14	30,2±7,1	-	-	
	футбол	10	24,0±6,9	-	-	
Исследование кинематических, динамических характеристик функционального состояния двигательной системы спортсменов разного пола при выполнении функциональных проб субмаксимальной мощности (спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco) – мужчины (м=55), женщины (ж=7)	волейбол	6	23,0±5,6	-	-	от КМС до МСМК, кроме игровых видов спорта**
	вольная борьба	10	23,6±5,0	-	-	
	кроссфит	10	28,0±8,9	-	-	
	легкая атлетика	10	30,2±7,1	7	30,9±5,9	
	фехтование рапира	7	17,9±1,0	-	-	
	футбол	12	24,0±6,9	-	-	
Исследование срочных адаптационных изменений функционального состояния нервно-мышечного аппарата по данным электромиографии при выполнении функциональных проб субмаксимальной мощности (спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco – характеристики мышц нижних конечностей)	бокс	-	-	9	24,4±3,1	МС

Продолжение таблицы 1

Раздел исследования	Спортивная специализация	Мужской пол		Женский пол		Квалификация
		Кол-во	Возраст, лет	Кол-во	Возраст, лет	
Исследование кинематических, динамических характеристик функционального состояния двигательной системы спортсменов разного пола, а также срочных и долговременных адаптационных изменений функционального состояния нервно-мышечного аппарата по данным электромиографии при выполнении функциональных проб максимальной мощности	тяжелая атлетика	35	20,4±1,4	17	22,0±3,1	МС – МСМК
Итого: м=761, ж=519						

Примечание: КМС – кандидат в мастера спорта, МС – мастер спорта, МСМК – мастер спорта международного класса, м – мужчины, ж – женщины. * – при исследовании нейродинамических характеристик (типа темперамента – характеристик свойств нервной системы) дифференциация на группы осуществлялась по видам спорта, не учитывая пол. ** – уровень квалификации спортсменов игровых видов спорта соответствовал сборной команде России или спортивного клуба не менее регионального уровня.

Исследования стабилметрических показателей проводилось у 35 спортсменов-представителей разных по структуре видов спорта: легкая атлетика, вольная борьба, футбол (таблица 2).

Биомеханический анализ движений в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» проводился у 62 спортсменов циклических и ситуационных видов спорта: волейбол, вольная борьба, кроссфит, легкая атлетика, фехтование рапира, футбол (таблица 2).

Электрофизиологические характеристики мышц нижних конечностей спортсменов при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» исследованы у 9 женщин-боксеров (таблица 2).

Биомеханический и электромиографический анализ тяжелоатлетических упражнений проводился у 52 тяжелоатлетов (таблица 2).

Таблица 2 - Характеристики исследуемого контингента (стабилометрия, электромиография, биомеханика)

Раздел исследования	Спортивная специализация	Кол-во	Возраст, лет	Вес, кг	Рост, см
Исследование статокINETической устойчивости	вольная борьба (м)	11	23,6±5,0	81,7±14,6	181,0±6,5
	легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции) (м)	14	30,2±7,1	78,8±10,7	179,5±6,2
	футбол (м)	10	24,0±6,9	68,6±10,5	174,2±5,5
Биомеханический анализ движений в спортивном нагрузочном тесте повторных прыжков Bosco	волейбол (м)	6	23,0±5,6	83,6±6,6	194,4±6,5
	вольная борьба (м)	10	23,6±5,0	81,7±14,6	181,0±6,5
	кроссфит (м)	10	28,0±8,9	76,9±12,5	181,4±6,9
	легкая атлетика (м)	10	30,2±7,1	78,8±10,7	179,5±6,2
	легкая атлетика (ж)	7	30,9±5,9	57,3±5,6	166,1±5,1
	фехтование рапира (м)	7	17,9±1,0	69,6±6,0	185,0±8,7
	футбол (м)	12	24,0±6,9	68,6±10,5	174,2±5,5
Электрофизиологические характеристики мышц нижних конечностей спортсменов при выполнении нагрузочного теста повторных прыжков Bosco	бокс (ж)	9	24,4±3,1	66,9±11,5	168,9±4,4
Биомеханический и электромиографический анализ тяжелоатлетических упражнений	тяжелая атлетика (м)	35	20,4±1,4	83,0±21,7	170,2±15,8
	тяжелая атлетика (ж)	17	22,0±3,1	64,4±15,9	161,3±5,8

Примечание: м – мужчины, ж – женщины.

2.2 Методы исследования

Дизайн исследования включал 5 этапов: теоретико-методологический, организационно-методический, научно-технический, научно-исследовательский, аналитико-синтетический. Дизайн исследования представлен на рисунке 6.

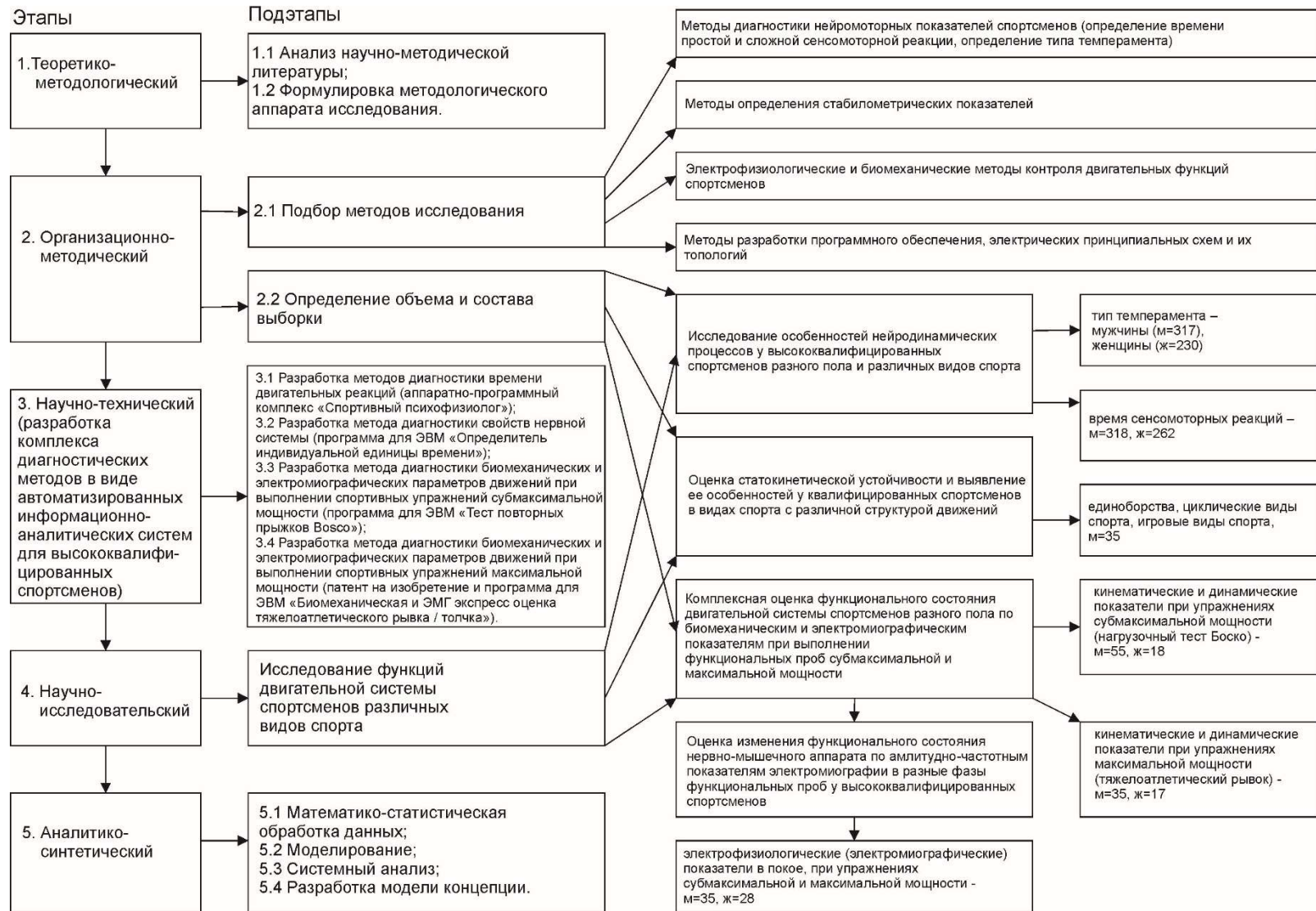


Рисунок 6 – Схема дизайна исследования

Первый теоретико-методологический этап заключался в анализе научно-методической литературы и систематизации работ, посвященных исследованию двигательной системы человека при мышечной деятельности; формулировке методологического аппарата исследования.

Второй организационно-методический этап включал определение объема и состава выборки спортсменов, методов исследования. Исследования проводились однократно в рамках НИР, выполняемых для ФМБА России и Минспорта России с 2017 по 2023 год, у всех спортсменов в подготовительный период тренировочного процесса и не были привязаны к сезону года, в первую половину дня на территории спортивного центра Минспорта России по подготовке сборных и клубных команд ФГБУ «Юг Спорт» и ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России в г. Кисловодске. Указанные условия определяли выборку обследованных, а задачи и методы настоящего исследования определялись самостоятельно.

Третий научно-технический этап заключался в разработке комплекса диагностических методов в виде автоматизированных информационно-аналитических систем, реализующих новые методики оценки времени двигательных реакций и свойств нервной системы, электромиографических и биомеханических параметров движений при выполнении функциональных проб и спортивных упражнений у высококвалифицированных спортсменов: аппаратно-программного комплекса (АПК) «Спортивный психофизиолог» (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2010617789); программы для ЭВМ «Определитель индивидуальной единицы времени» (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2005611543); программы для ЭВМ «Тест повторных прыжков Bosco» (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2021619879); программ для ЭВМ «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка» (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2020660142) и «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка» (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2020660143). Также разработаны новый способ биомеханической и электромиографической оценки тяжелоатлетических

упражнений (Патент на изобретение RU 2756567 C1, 01.10.2021) и схема медицинского контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата (Патент на промышленный образец 134705, 23.12.2022).

Все исследования не соотносились с сезонами года и проводились во время подготовительного этапа подготовки (определялись календарем соревнований спортсменов), т.к. в разных видах спорта подготовительный период приходится на разные сезоны года, а также в современном спорте возможно двухцикловое планирование (когда подготовительный и соревновательный периоды 2 раза в год) (Платонов, 2015).

Четвертый научно-исследовательский этап заключался в исследовании функций двигательной системы спортсменов различных видов спорта, на схеме дизайна исследования представлен 4 блоками и соответствует задачам исследования. Логика дизайна исследования была направлена на возможность реализации поставленных задач. Исследование особенностей нейродинамических процессов у высококвалифицированных спортсменов разного пола и различных видов спорта (1-й блок) позволяло представить общие для всех, но в то же время специфические нейрофизиологические механизмы адаптации нервной и двигательной систем (определяемые свойствами нервной системы и процессами быстрого действия) к специфике деятельности в различных видах спорта, поэтому в данном разделе исследования приняло участие большое количество спортсменов всех возможных специализаций.

Оценка статокINETической устойчивости (2-й блок) проводилась для выявления роли и значимости функций вестибулярной сенсорной системы в общих механизмах обеспечения двигательной функции у спортсменов видов спорта с различной структурой движений, поэтому акцент делался на небольших группах спортсменов, отличающихся в своей спортивной деятельности прежде всего структурой действий: легкая атлетика (циклическая структура), футбол (командные (много раздражителей), требующие быстрого переключения

действий), единоборства (индивидуальные, требующие быстрого переключения действий, требующие значительного перемещения головы и тела в пространстве).

Комплексная оценка функционального состояния двигательной системы спортсменов по биомеханическим показателям при выполнении функциональной пробе с нагрузкой субмаксимальной мощности (3-й блок) проводилась у спортсменов с разной структурой движений, что позволило показать динамику изменений внешних биомеханических параметров движения при наступлении локальных процессов утомления в мышцах спортсменов, обеспечивающих эти движения. Для выявления данных физиологических механизмов утомления при субмаксимальной пробе объем выборок был вполне достаточен.

Максимальная мощность среди всех видов спорта наиболее ярко проявляется при тяжелоатлетических упражнениях. Поэтому при анализе биомеханики и физиологии нагрузки максимальной мощности (4-й блок) в качестве функциональных проб были выбраны тяжелоатлетические упражнения рывок и толчок, которые максимально технически качественно могли исполнить только высококвалифицированные тяжелоатлеты.

Выбор в проводимом нами исследовании проб только субмаксимальной и максимальной мощности определен тем, что при мышечной работе данной мощности результат определяется практически только функциями двигательной системы, в то время как при применении тестирующей нагрузки других мощностей (большой, умеренной) лимитирующими системами в большей степени являются сердечно-сосудистая и дыхательная.

Таким образом сформированный дизайн исследования позволяет дать физиологическое обоснование механизмов адаптации всех составляющих двигательной системы: нейродинамических процессов (основных свойств нервной системы), вестибулярной устойчивости как функции поддержания положения тела, внешней структуры (биомеханики) движений и их обеспечивающих внутренних физиологических процессов.

Половозрастной состав исследуемых групп спортсменов контингента представлен в таблице 1. Характеристики исследуемого контингента представлены в таблице 2.

Пятый аналитико-синтетический этап исследования включал математико-статистическую обработку полученных данных; моделирование взаимосвязей электрофизиологических и биомеханических параметров двигательных действий (для оценки взаимосвязей между показателями использовали корреляционный анализ Спирмена, для описания этих связей использовали регрессионный анализ); системный анализ полученных данных с позиции теории функциональных систем (Анохин) и ее современных постулатов (Судаков); разработку концепции функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности; написание рукописи работы.

2.2.1 Методы диагностики нейромоторных характеристик спортсменов

Для диагностики времени сенсомоторных реакций и других свойств нервной системы спортсменов нами был разработан аппаратно-программный комплекс АПК «Спортивный психофизиолог» (свидетельство на программу для ЭВМ №2010617789).

С помощью АПК «Спортивный психофизиолог» определяли время простой сенсомоторной реакции, время реакции выбора. В тесте на оценку времени двигательной реакции в АПК на экран компьютера, колонки или пульт подается световой или звуковой стимул, при предъявлении которых испытуемому нужно как можно быстрее нажимать кнопку на клавиатуре или пульте. Время двигательной реакции измеряется автоматически с помощью таймера путем вычисления разницы между временем начала подачи светового или звукового стимула и временем реакции на него. В тесте на определение простой зрительной реакции световой стимул является красным кругом, который появляется на экране монитора (при работе с пультом световой стимул – свечение красного светодиода на пульте), при определении простой слуховой реакции звуковым стимулом является сигнал

широкого спектра длительностью около двух секунд. При выполнении теста сигнал подавался 10 раз. При выполнении теста кнопку нажимали ведущей рукой.

Исследование времени реакции выбора заключается в предложении испытуемому выбрать из двух стимулов большого и малого красного круга, появляющихся в случайном порядке в центре экрана монитора (при работе с пультом световые стимулы – свечение красного или зеленого светодиода на пульте). Необходимо отреагировать нажатием кнопки только на появление малого круга (для пульта правильный световой стимул – свечение красного светодиода). Компьютер (или пульт) автоматически фиксирует время от появления правильного стимула до нажатия на клавишу. При выполнении теста подавалось 10 правильных сигналов, на которые было необходимо реагировать. Погрешность определения времени – не более 1 мс (инструкция для АПК «Спортивный психофизиолог», 2020). При обработке результатов производился ручной поиск и удаление значений, которые значительно отличаются от других наблюдений (выбросов).

Для исследования компонентов сенсомоторных реакций применялся АПК «Vienna Test System» (Schuhfried company, Австрия). Использовались тесты простой зрительной моторной реакции (вариант теста RT S1) и сложной зрительно-моторной реакции (вариант теста RT S4).

При варианте теста RT S1 присутствует только критический раздражитель (желтый свет), таким образом неправильные реакции невозможны. Подается не менее пяти тренировочных раздражителей. На этапе самого теста представляется 28 раздражителей, каждый из которых требует реакции. Время, требуемое на проведение теста (включая инструктаж) – около 7 минут. Показателями тестов являются: среднее время реакции, среднее время моторной реакции, показатель дисперсии времени реакции, показатель дисперсии времени моторной реакции.

Форма S4 (Реакция выбора – желтый/красный). В данной тестовой форме представляется последовательность желтого и красного света, звук и сочетание этих раздражителей. Критическая комбинация, на которую должен реагировать респондент, состоит из двух визуальных раздражителей (желтый и красный свет

одновременно). Следовательно, возможны неправильные реакции. Представляется не менее девяти тренировочных раздражителей. На этапе самого теста представляется 48 раздражителей, из которых 16 требуют реакции. Время, требуемое на проведение теста (включая инструктаж) – около 9 минут. Погрешность определения времени – не более 2 баллов процентильного ранга (инструкция к тесту на реакцию для АПК «Vienna Test System», 2011).

Свойства нервной системы и тип темперамента спортсменов определяли с помощью программы для ЭВМ «Определитель индивидуальной единицы времени» (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2005611543). В качестве модуля программа для ЭВМ «Определитель индивидуальной единицы времени» также встроена в АПК «Спортивный психофизиолог». Тест построен на запоминании одновременно светового и звукового стимула длительностью от 2000 до 6000 мс, появляющихся в случайном порядке. Испытуемый воспроизводит интервалы, заполненные стимулом, с помощью нажатий кнопок на клавиатуре компьютера (16 повторений). Оценка времени измеряется с помощью системного таймера путем вычисления разницы между временем начала отмеривания светового или звукового стимула и временем его окончания. Расчет длительности ИЕВ производится используя формулу: $\tau = t_s / t_o$, где t_o – продолжительность заданного субъекту интервала, а t_s – продолжительность воспроизведенного субъектом интервала. Далее на основе показателя τ программа определяет тип темперамента, свойства нервной системы, особенности поведения, склонность к различным видам деятельности. Критерии оценки: $0,69 < \tau < 0,79$ – холерический темперамент; $0,79 < \tau < 0,87$ – сангвинический темперамент; $0,87 < \tau < 0,94$ – равновесный сангвинический темперамент; $0,94 < \tau < 1,01$ – меланхолический темперамент; $1,01 < \tau < 1,11$ – флегматический темперамент. Погрешность определения времени – не более 1 мс (инструкция для АПК «Спортивный психофизиолог», 2020).

2.2.2 Методы определения стабилметрических показателей

Постурология раскрывает физиологические механизмы тонических и установочных реакций, обеспечивающих позу и равновесие тела в условиях гравитации (Гаже, Вебер, 2008). Для поддержания вертикальной позы необходимы участие большого числа мышц и хорошее согласование их активности при осуществлении произвольных движений (Гурфинкель, Левик, 2006). Стабилметрические характеристики отражают уровень адаптации постуральной системы и уровень специальной подготовленности спортсменов (Быков и др., 2012; Мельников и др., 2016).

Определение стабилметрических показателей выполнялось с помощью стабилметрических платформ на системе «BTS Motion System» (BTS Bioengineering, Италия). На системе «BTS Motion System» (BTS Bioengineering, Италия) применялась физиологическая проба «Static Analysis» (программно-аппаратная методика). Во время теста испытуемый стоит в ортостатическом положении в течение 35 секунд (при анализе учитываются последние 30 секунд теста). Испытуемый должен держать руки по швам, поставив ноги на платформы и зафиксировав воображаемую точку, расположенную на расстоянии 3 метров впереди него. Отличительной особенностью данной методики является наличие совокупности тестов на определение: мышечного баланса левой и правой половины тела при стоянии на двух ногах, характеристики вектора силы реакции опоры в боковой и фронтальной проекции, распределение веса тела, перемещение центра тяжести тела в сагиттальном и фронтальном направлении, распределение веса тела на каждую стопу. Анализировались показатели:

- Наклон вектора силы реакции опоры в боковой и фронтальной проекции для правой и левой стороны в градусах;
- Анализ центра тяжести: угловое отклонение в градусах, расстояние между центрами стоп в мм, длина траектории центра тяжести в мм;
- Смещение центра тяжести – диапазон колебаний в мм, средняя скорость смещения центра тяжести (мм/с) левая-правая сторона, передняя-задняя сторона

(рисунок 7); смещение центра тяжести – диапазон колебаний в мм; асимметрия распределения веса в %, вес правой/левой стороны в кг (инструкция для теста Static Analysis для АПК BTS Motion System, 2018).

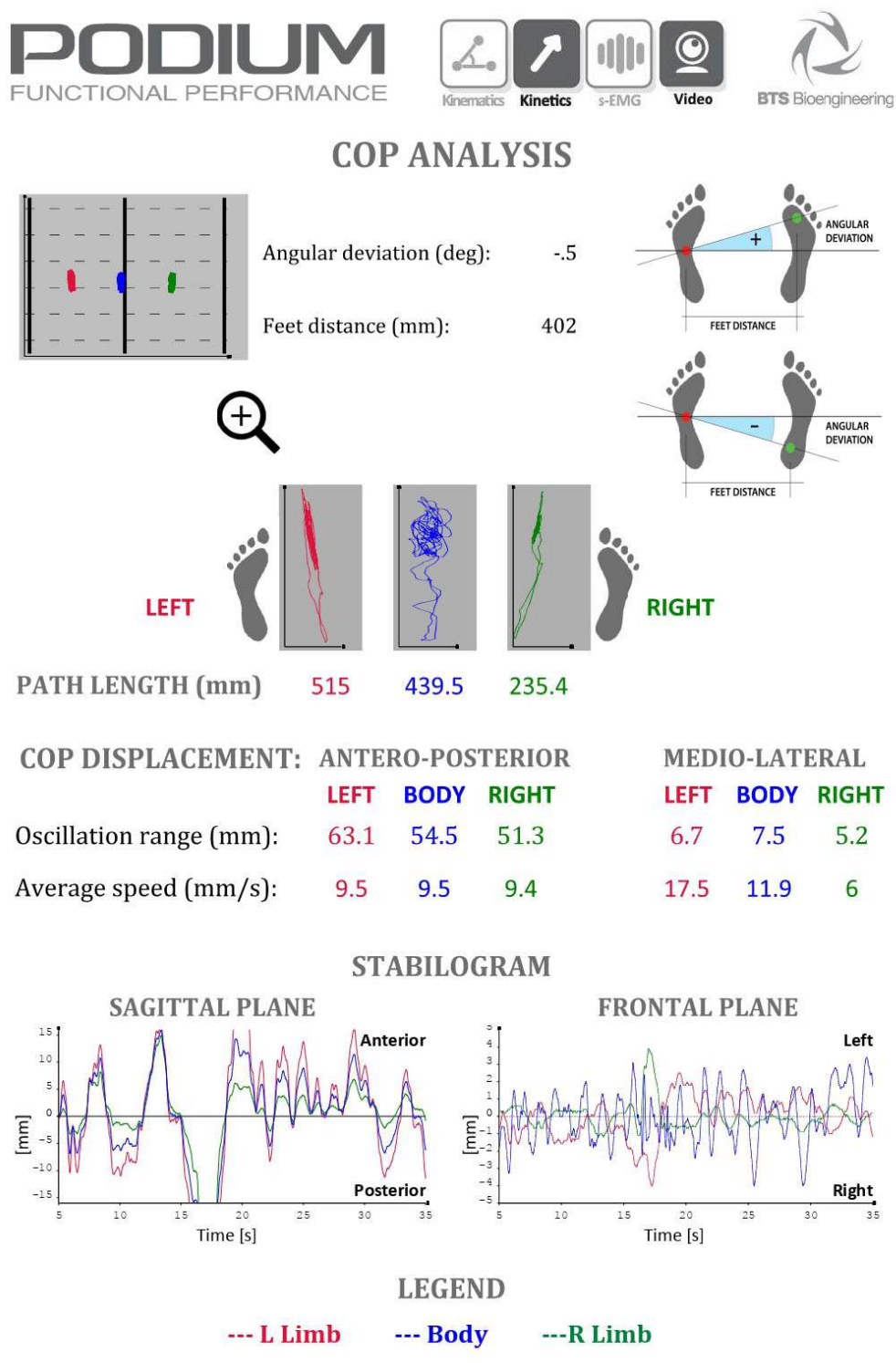


Рисунок 7 - Фрагмент протокола со стабилметрическими показателями

2.2.3 Электрофизиологические и биомеханические методы контроля двигательных функций спортсменов

ЭМГ является единственной технологией, с помощью которой возможно объективное исследование функциональных возможностей нервно-мышечной системы. В спортивной физиологии ЭМГ используется для контроля состояния развития нейромоторного аппарата в процессе тренировок.

Основная суть метода ЭНМГ заключается в стимуляции электрическими импульсами периферического нерва с последующей регистрацией ответа мышцы, которая иннервируется этим нервом.

В исследовании мы использовали методику стимуляционной ЭНМГ с помощью 4-х канального АПК «Нейро-МВП», производства «Нейрософт», г. Иваново. Методика заключалась в регистрации моторных ответов (М-ответов) с короткого разгибателя пальцев стопы (*Extensor digitorum brevis*), иннервируемого глубоким малоберцовым нервом (*n. Peroneus*) (Николаев, 2010). Параметры регистрации: входной диапазон усилителя – 50-60 мВ, нижняя частота фильтра – 2-5 Гц, верхняя частота фильтра – 10 000 Гц. Чувствительность – 2-4 мВ/дел, развертка – 2 мс/дел. Эпоха анализа – 60 мс. Отводящие электроды накладывали следующим образом: активный электрод – на границе верхней и средней третей линии, соединяющей тыльную часть III плюснефалангового сустава и наиболее выступающую часть латеральной лодыжки, референтный электрод – на тыльную часть V плюснефалангового сустава.

Стимуляцию нерва проводили в трех точках:

- 1) «Предплюсна» – точка посередине и на 1-2 поперечных пальца выше линии, соединяющей лодыжки;
- 2) «Головка малоберцовой кости» – точка позади нижней части головки малоберцовой кости;
- 3) «Подколенная ямка» – точка расположена по медиальному краю сухожилия бицепса бедра.

Стимуляция выполнялась прямоугольными импульсами длительностью 0,2 мс, сила тока стимула подбиралась индивидуально и составляла 20-30 мА.

Анализировали следующие параметры М-ответа: латентность – время от начала стимула до начала отклонения потенциала М-ответа (мс), амплитуда (мВ), длительность – время длительности негативной фазы М-ответа (мс), площадь (мВ×мс), а также скорость проведения импульса по моторным волокнам малоберцового нерва (м/с).

Современные технологии диагностики двигательных функций спортсменов реализованы в системах, включающих одновременно видеоанализ, тензодинамометрический и стабилметрический анализ, электронейромиографию. Данные технологии позволяют проанализировать не только точность выполнения двигательных действий, но также активность и функциональное состояние нервно-мышечного и опорно-двигательного аппарата человека в период выполнения двигательных действий.

Биомеханический контроль движений выполнялся на системе «SMART BTS Motion System». «SMART BTS Motion System» (BTS Bioengineering, Италия) – это система видеоанализа, работающая в комплексе с ЭМГ-устройствами и силовыми платформами, что позволяет получить расширенные результаты анализа.

«BTS SMART-Clinic» – это программное обеспечение для системы анализа движения «SMART» системы «BTS Motion System», предназначенное для регистрации и анализа паттернов движения человека в спорте, при реабилитации, в спортивной медицине, эргономике, клинических исследованиях, а также для оценки функциональных способностей и мышечного утомления. Однако разработчиками этой системы не разработаны методики и программное обеспечение для физиологического анализа движения, предполагается что пользователи системы создают их самостоятельно.

В целях биомеханического анализа движений и тестовых упражнений спортсменов для системы «BTS SMART-Clinic» нами разработаны специальные программы для ЭВМ:

- Тест повторных прыжков Bosco (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2021619879, 18.06.2021; Нопин и др., 2021);

- Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2020660142, 28.08.2020; Нопин и др., 2020).

- Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка (Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2020660143, 28.08.2020; Нопин и др., 2020).

Основные характеристики системы «SMART BTS Motion System»: частота дискретизации ЭМГ-данных – 4 кГц, разрешение – 16 бит; частота дискретизации данных получаемых с тензоплатформ и инфракрасных камер – 300 Гц, разрешение – 16 бит; длина волны инфракрасной подсветки – 850 нм. Количество датчиков поверхностной ЭМГ – 8 шт., количество тензоплатформ – 2 шт., количество инфракрасных камер – 3 шт. (инструкция для SMART-DX Motion Capture System – User Manual, 2014).

2.3 Статистическая обработка результатов

Статистическая обработка данных производилась с помощью программы «Statistica 13.0». Проверка на нормальность распределения измеренных переменных проводилась по критерию Шапиро-Уилка. Для характеристики изучаемых показателей вычислялась средняя арифметическая величина выборочной совокупности (M). Показателем варьирования полученных результатов служило среднее квадратичное отклонение (δ). Также результаты исследования представлены в виде медианы и квартилей (25-й и 75-й процентиля), некоторые данные представлены в виде частот (%). Для сравнения независимых групп и в связи с большим количеством не нормально распределенных данных были использованы непараметрические критерии: ранговый дисперсионный анализ Краскела-Уоллиса (для сравнения более двух показателей спортсменов различных видов спорта или весовых категорий, например, величин простой и сложной сенсомоторной реакции мужчин и женщин спортсменов различных видов спорта), критерий Ньюмена-

Кейлса и Данна для межгрупповых непараметрических сравнений, U-критерий Манна-Уитни для дополнительного анализа (в случае, если не было выявлено статистически значимых различий с вероятностью 95% и более по критерию Краскела-Уоллиса) или для сравнения двух независимых групп, например для сравнения спортсменов разных вида спорта (Гржибовский, Иванов, Горбатова, 2016).

Для сравнения зависимых групп был использован непараметрический критерий Фридмана – при анализе динамики физиологических, динамических и кинематических показателей при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco».

Для оценки функциональных системных взаимодействий физиологических и биомеханических параметров при выполнении двигательных действий и тестов использовали корреляционный анализ Спирмена. Критический уровень значимости (p) при проверке статистических гипотез принимался не менее чем 0,05. Для описания связей между биомеханическими, электрофизиологическими параметрами и параметрами эффективности двигательных действий использовали регрессионный анализ (простые одномерные линейные модели и метод наименьших квадратов). Уровень коэффициента детерминации R^2 – не менее 0,5.

Для расчета результативности тяжелоатлетов использовали продемонстрированные при анализе техники результаты в рывке (в кг), умноженные на коэффициент Синклера. Таблица коэффициентов Синклера применяется с учетом пола и весовых коэффициентов спортсменов с шагом в 100 грамм.

ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1 РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСА ФИЗИОЛОГО-БИОМЕХАНИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ

3.1.1 Разработка физиологических методов диагностики времени двигательных реакций

Для функциональной диагностики спортсменов разработан аппаратно-программный комплекс АПК «Спортивный психофизиолог», который включает аппаратную и программную части. Программная часть АПК представлена в виде специализированной компьютерной программы. Всего АПК «Спортивный психофизиолог» включает 20 психофизиологических и 18 личностных психологических тестов. На основе данного АПК в процессе работы нами создан ряд АПК разного функционального назначения (Нопин, Корягина, Блинов, 2017).

Полные аналоги АПК отсутствуют. Отличительной особенностью данного АПК является:

- 1) наличие совокупности авторских тестов на определение способности оценивать на экране монитора компьютера длину, угловые характеристики объектов на плоскости и в 3D пространстве (в проекции), скорость движения, тесты с использованием пульта на определение критической частоты слияния мельканий (КЧСМ), критической частоты различения мельканий (КЧРМ), а также времени реакции на сигнал разного цвета (красный, синий, зеленый) как отдельно, так и комбинированно;
- 2) критерии оценки способностей нервной и двигательной систем (время сенсомоторной реакции, теппинг-тест) как верхних, так и нижних конечностей спортсменов (разработаны и реализованы в программном обеспечении критерии оценивания результатов теста для спортсменов), способы реализации тестов (форма предъявляемых сигналов,

последовательность их предъявления, формат представления результатов);

- 3) точность определения результатов и скорость их получения по сравнению с аналогами.

АПК «Спортивный психофизиолог» представлен на рисунке 8.



Рисунок 8 - АПК «Спортивный психофизиолог»

В состав АПК «Спортивный психофизиолог» входят 2 группы психофизиологических тестов, выполняемые с внешним пультом и без него.

Для проведения исследования были использованы следующие психофизиологические инструментальные тесты, входящие в состав АПК «Спортивный психофизиолог»: определение времени простой сенсомоторной реакции на световой сигнал рукой, определение времени реакции выбора, определение индивидуальной единицы времени (Нопин, Корягина, Блинов, 2017). Далее приводится описание только тех тестов, которые были использованы в диссертационной работе.

В тесте на оценку времени двигательной реакции в АПК на экран компьютера, колонки или пульт подается световой или звуковой стимул, при

предъявлении которых испытуемому нужно как можно быстрее нажимать кнопку на клавиатуре или пульте. Время реакции измеряется с помощью таймера путем вычисления разницы между временем начала подачи светового или звукового стимула и временем реакции на него. В тесте на определение простой зрительной реакции световой стимул является красным кругом, который появляется на экране монитора, при определении простой слуховой реакции звуковым стимулом является сигнал широкого спектра длительностью около двух секунд. Для пульта стимулом является свечение красного светодиода или звук зуммера. При выполнении теста сигнал подавался 10 раз.

Исследование времени реакции выбора заключается в предложении испытуемому выбрать из двух стимулов большого и малого красного круга, появляющихся в случайном порядке в центре экрана монитора. Необходимо отреагировать (нажатием клавиши) только на появление малого круга. Компьютер автоматически фиксирует время от появления малого круга до нажатия на клавишу. При работе с пультом стимулом является свечение красного или зеленого светодиода (на красный стимул необходимо отреагировать). При выполнении теста подавалось 10 правильных сигналов, на которые было необходимо реагировать.

АПК был апробирован при исследовании спортсменов в рамках подготовки диссертационной работы (для исследования нейродинамических характеристик: типа темперамента – 547 человек, времени сенсомоторных реакций – 580 человек) (таблица 1), а также в научно-исследовательских лабораториях физкультурных ВУЗов, что отражено в актах внедрения. На основе полученных данных была разработана база данных «Нейромоторные характеристики спортсменов» (Нопин и др., 2022).

Для оценки валидности разработанного АПК «Спортивный психофизиолог» нами был проведен сравнительный анализ простой и сложной сенсомоторной реакции по данным исследования на АПК «Спортивный психофизиолог» и «Vienna test system» (Schuhfried company, Австрия). На АПК «Vienna test system»

использовались тесты простой и сложной сенсомоторной реакции (Шуфрид, Пьелер, 2011).

В тесте на время сенсомоторной реакции респондент максимально быстро нажимает кнопку в ответ на один стимул. При тестировании на АПК «Vienna test system» с одним стимулом (простая реакция) нами использовался желтый цвет, двумя стимулами (реакция выбора) – желтый и красный цвет.

Главные показатели этого теста. Среднее время реакции – это время между появлением релевантного раздражителя и моментом когда испытуемый пальцем нажимает кнопку реакции. Среднее время моторной реакции – это время, которое проходит между моментом, когда палец убирается с кнопки покоя, и временем нажатия на кнопку реакции в ответ на релевантный раздражитель.

Сравнительный анализ показателей простой и сложной сенсомоторной реакции по данным исследования на АПК «Спортивный психофизиолог» и «Vienna test system» проводился в один и тот же день и время у одних и тех же групп спортсменов мужского и женского пола (смешанных по видам спорта: легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции), стендовая стрельба, гребля на байдарках и каноэ, кикбоксинг). Согласно полученным данным, статистически значимых различий между показателями тестов как на время простой, так и на время сложной сенсомоторной реакции между различными АПК не выявлено (таблица 3).

Таблица 3 - Сравнительный анализ показателей простой и сложной сенсомоторной реакции по данным исследования на АПК «Спортивный психофизиолог» и «Vienna test system», с

№ п/п	Наименование теста	Наименование АПК	Мужчины (n=21)	Женщины (n=21)
1	Время реакции на свет	Спортивный психофизиолог	0,275 (0,248; 0,289)	0,275 (0,262; 0,288)
		Vienna test system	0,286 (0,245; 0,311)	0,263 (0,245; 0,289)
P			>0,05	>0,05
2	Время реакции выбора	Спортивный психофизиолог	0,363 (0,329; 0,392)	0,374 (0,337; 0,41)
		Vienna test system	0,381 (0,334; 0,421)	0,386 (0,339; 0,403)
P			>0,05	>0,05

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между группами (строками). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Отсутствие статистически значимых различий и близкие результаты в показателях теста на АПК свидетельствуют о валидности тестирования на специально разработанном АПК «Спортивный психофизиолог».

Полученные результаты определения времени двигательных реакций сформированы в базу данных «Нейромоторные характеристики спортсменов» (Свидетельство о регистрации базы данных 2022620362, 28.02.2022. Заявка № 2022620266 от 21.02.2022).

Таким образом, разработанные методы диагностики времени двигательных реакций, реализованные в АПК «Спортивный психофизиолог», являются относительно новыми и отличаются от других:

- специфическими, учитывающими особенности спортивной деятельности, тестами;

- наличием критериев оценки регистрируемых показателей, сформированных на основе изучения выборок физиологических параметров спортсменов и составления специальных шкал оценки;

- наличием уникальных тестов на определение способности оценивать длину и угловые характеристики объектов на плоскости и в 3D-пространстве, скорость движения, тесты на определение КЧСМ, КЧРМ, а также времени реакции на сигнал разного цвета (красный, синий, зеленый) как отдельно, так и комбинированно;

- возможностью оценки нейромоторных способностей (время сенсомоторной реакции, теппинг-тест) как верхних, так и нижних конечностей, что позволяет получить новые и улучшенные физиологические методы исследования сенсорных систем, воспринимающих и производящих обработку пусковых и корректирующих сигналов.

3.1.2 Разработка физиологического метода диагностики свойств нервной системы

Для исследования свойств нервной системы использовали компьютерный тест на определение индивидуальной единицы времени (ИЕВ) в собственной интерпретации (Корягина, Нопин, 2005). Отличительными особенностями данной методики являются способ реализации в виде программы для ЭВМ, форма предъявляемых к запоминанию и воспроизведению сигналов, точность определения результатов и скорость их получения по сравнению с аналогами, простота применения (ранее при определении ИЕВ использовали методику с использованием ручного механического хроноскопа «ХР-I» – секундомера (Цуканов, 2000)). Индивидуальная единица времени представляет собой собственную единицу времени (τ – Тау), с помощью которой измеряется непосредственно переживаемая длительность. Разработанная программа для ЭВМ «Определитель индивидуальной единицы времени» (Корягина, Нопин, 2005) в виде подмодуля также реализована в АПК «Спортивный психофизиолог» (Корягина, Нопин, 2011). Программа позволяет определить индивидуальную единицу времени (индивидуальную секунду), тип темперамента, свойства нервной системы, особенности поведения, склонность к различным видам деятельности. Критерии оценки: $0,69 < \tau < 0,79$ – холерический темперамент; $0,79 < \tau < 0,87$ – сангвинический темперамент; $0,87 < \tau < 0,94$ – равновесный сангвинический темперамент; $0,94 < \tau < 1,01$ – меланхолический темперамент; $1,01 < \tau < 1,11$ – флегматический темперамент. Тестирование занимает 5-7 минут.

Тест построен на запоминании одновременно светового и звукового стимула длительностью от 2000 до 6000 мс, появляющихся в случайном порядке.

Испытуемый воспроизводит интервалы, заполненные стимулом, с помощью нажатий кнопок на клавиатуре компьютера (16 повторений). Оценка времени измеряется с помощью таймера путем вычисления разницы между временем начала отмеривания светового или звукового стимула и временем его окончания. Расчет длительности ИЕВ производится с использованием формулы: $\tau = t_s / t_o$, где t_o – продолжительность заданного субъекту интервала, а t_s – продолжительность воспроизведенного субъектом интервала. Далее на основе показателя τ программа определяет тип темперамента, свойства нервной системы, особенности поведения, склонность к различным видам деятельности.

Программа для ЭВМ была апробирована при исследовании более чем 1000 спортсменов в научно-исследовательских лабораториях физкультурных ВУЗов, что отражено в актах внедрения. Также она была использована нами для исследования нейродинамических характеристик спортсменов (тип темперамента – характеристики свойств нервной системы) (таблица 1).

Полученные результаты определения ИЕВ сформированы в базу данных «Показатели индивидуальной единицы времени спортсменов различных видов спорта» (Свидетельство о регистрации базы данных № 2024620701 от 14.02.2024).

3.1.3 Разработка физиологического метода диагностики биомеханических и электромиографических параметров движений при выполнении спортивных упражнений субмаксимальной мощности

В целях биомеханического и электрофизиологического анализа субмаксимальной работы и автоматизации определения показателей анаэробной лактатной выносливости, мощности и силовой выносливости мышц ног и функционального состояния нервно-мышечного аппарата разработана программа для ЭВМ «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» (Нопин и др., 2021). Программное обеспечение функционирует на цифровой оптикоэлектронной измерительной системе «SMART» (BTS S.p.A., Милан, Италия).

Функциональная проба в авторской интерпретации «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» использует в качестве прототипа тест «Repeat Jump» (Bosco, 1983; Altavilla, 2019; Kheiredine et al., 2021). Данный тест в оригинальной версии прототипа не использует никаких технических средств, кроме секундомера, что не позволяет получить физиологические данные. Разработанный нами тест (максимальные выпрыгивания вверх с отталкиванием 2-х ног в течение 60 секунд) выполняется на двух тензодинамометрических платформах с записью восьми электрофизиологических сигналов с помощью беспроводной ЭМГ с дальнейшим автоматизированным анализом тензодинамометрических и ЭМГ-данных (внешних параметров прыжка и внутренних физиологических процессов характеризующих работу нервно-мышечного аппарата). Аналоги данного программного обеспечения и аппаратно-программных комплексов отсутствуют.

Последовательность выполнения теста:

После разминки спортсмен выполняет непрерывные прыжки, которые позволяют оценить анаэробную силу. Необходимо приложить максимальные усилия в короткий промежуток времени. Назначение этого теста – совершить максимальное число прыжков с максимальной высотой в заданный промежуток времени. Длительность теста – 60 секунд.

Непрерывные прыжки выполняются после приседания вниз до угла в коленях 90° и заключаются в быстром подпрыгивании вертикально вверх как можно выше; приземлении на две ноги одновременно, сгибании ног и повторении вертикального прыжка вверх.

Последовательность двигательных действий во время теста:

Исходное положение – стоя, руки на бедрах.

Подсед до достижения угла 90° в коленях и выпрыгивание вертикально вверх.

Приземление на две прямые ноги, лодыжки вытянуты.

Следующий подсед и повторение прыжков до завершения теста.

В разработанном программном обеспечении «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» регистрируются и анализируются следующие биомеханические и ЭМГ-показатели: максимальная и средняя сила отталкивания перед прыжком для каждого 15-секундного интервала прыжков (всего используется четыре интервала), средняя относительная мощность прыжка, средняя высота прыжка, среднее квадратичное отклонение высоты прыжка, максимальная высота прыжка, количество прыжков за период 15 секунд, амплитудные и частотные значения биоэлектрических потенциалов ЭМГ (поверхностной ЭМГ) прямой мышцы бедра, двуглавой мышцы бедра, длинной малоберцовой мышцы, икроножной мышцы (на каждой ноге) за периоды 0-15 с, 15-30 с, 30-45 с, 45-60 с. При необходимости возможен анализ других мышц (до 8 шт.). Рассчитываются индекс утомления и максимальная сила отталкивания, максимальная мощность и силовая выносливость (рисунок 9).

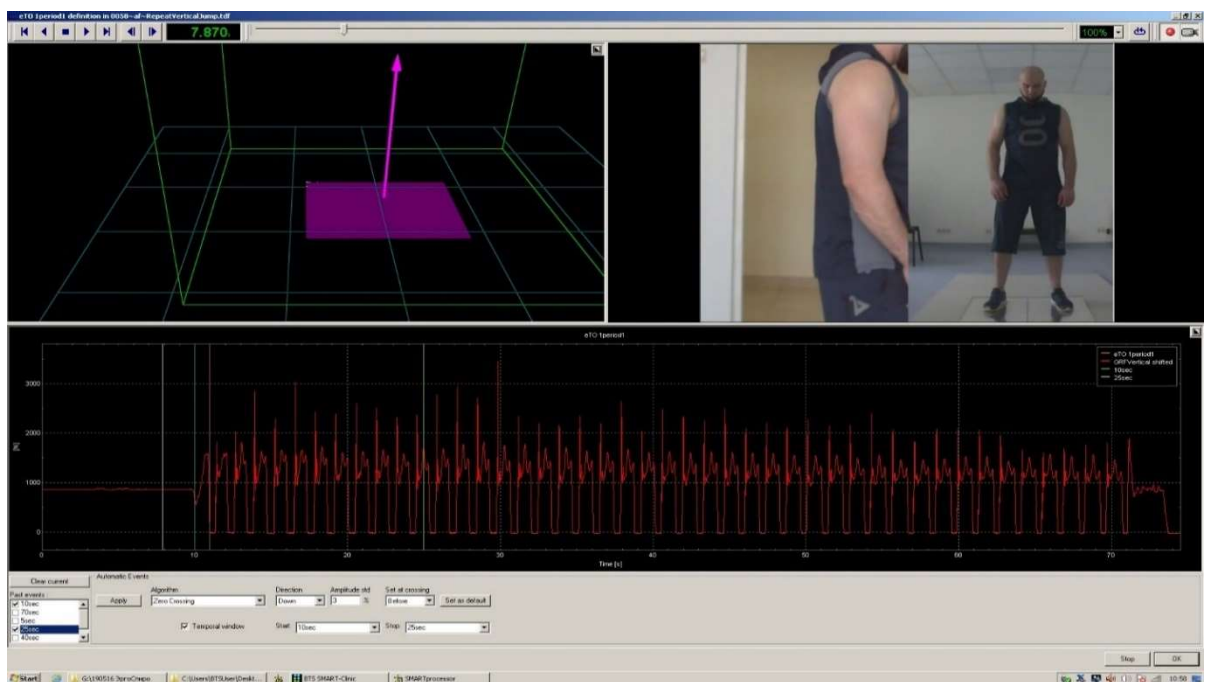


Рисунок 9 - Окно программы с исходными результатами теста

Проведение записи ЭМГ синхронно с регистрацией биомеханических параметров движений при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» высококвалифицированных спортсменов позволяет получить числовые значения биомеханических и амплитудно-частотных характеристик электроактивности одновременно восьми

мышц в фазу отталкивания. На рисунке 10 представлено графическое представление некоторых синхронно зарегистрированных биомеханических и ЭМГ-показателей в зависимости от фазы упражнения многократных прыжковых движений для одного человека (один прыжок). Сверху показаны динамические процессы взаимодействия ног с опорой (это график силы реакции опоры перед прыжком и в период полета). Внизу показаны синхронные по времени процессы биоэлектрической активности в виде ЭМГ, происходящие в мышцах бедра в разные фазы прыжка. Также на рисунке 10 представлены спектральные амплитудно-частотные характеристики биоэлектрической активности мышц в графическом и числовом виде.

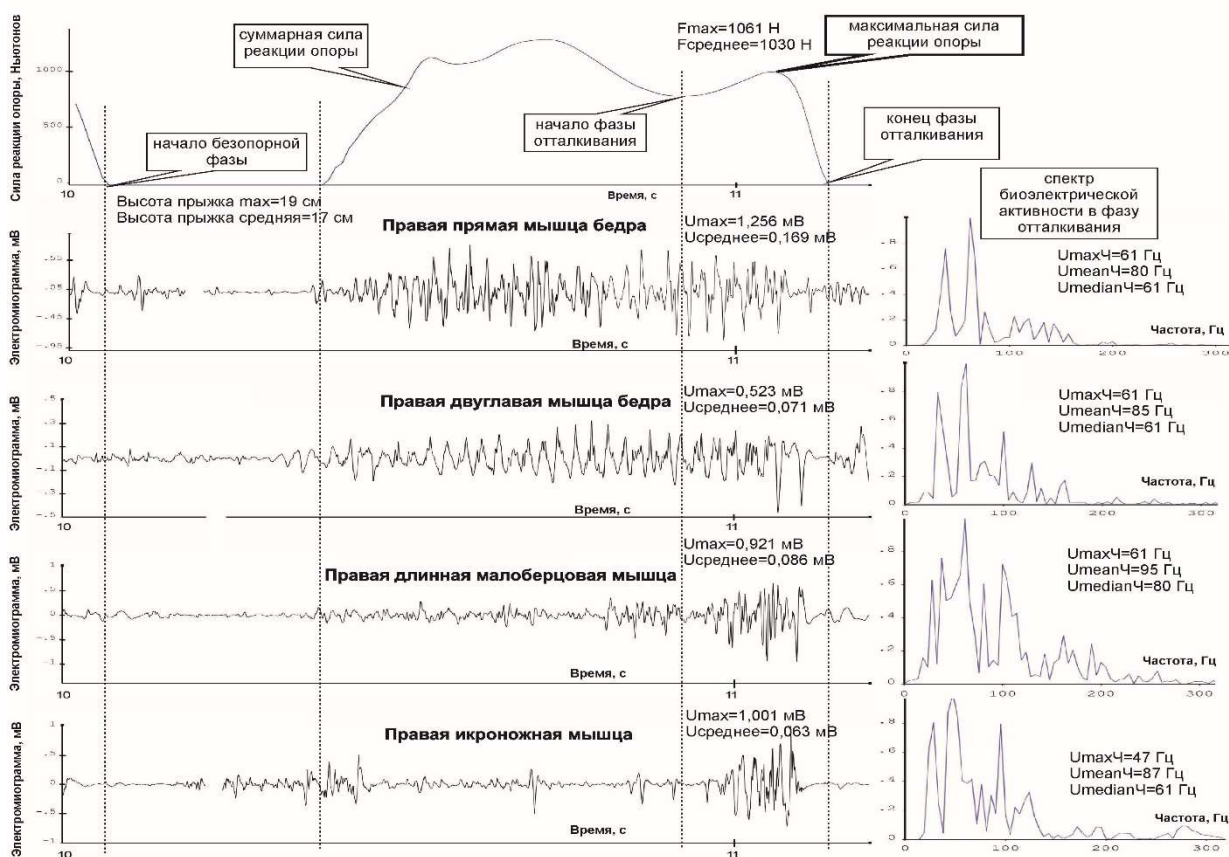


Рисунок 10 - Динамика некоторых биомеханических и ЭМГ показателей во время выполнения одного из прыжков функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» (образец).

Примечание: числовые показатели определялись во время отталкивания перед прыжком: U_{\max} – максимальная амплитуда, мВ; $U_{\text{среднее}}$ – среднее значение, мВ; $U_{\max\text{Ч}}$ – пиковая частота, Гц; $U_{\text{mean}\text{Ч}}$ – средняя частота, Гц; $U_{\text{median}\text{Ч}}$ – медианная частота, Гц; F_{\max} – максимальная сила реакции опоры, Н; $F_{\text{среднее}}$ – средняя сила реакции опоры, Н.

Разработанный метод диагностики биомеханических и ЭМГ-параметров движений при выполнении спортивных упражнений субмаксимальной мощности был апробирован нами с участием более 100 спортсменов циклических и ситуационных видов спорта, в том числе членов сборных команд России: фехтование на рапирах, волейбол, борьба, легкая атлетика (мужчины и женщины), кроссфит, футбол, бокс. Имеется акт внедрения. Данный метод был использован нами для определения электрофизиологических характеристик мышц нижних конечностей спортсменов и биомеханического анализа движений в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» (таблица 1).

3.1.4 Разработка физиологического метода диагностики биомеханических и электромиографических параметров движений при выполнении спортивных упражнений максимальной мощности

Для проведения тестирования и высокоточной синхронной регистрации и обработки кинематических, динамических, электромиографических параметров движений при выполнении функциональных проб максимальной мощности при выполнении тяжелоатлетических упражнений нами разработаны программы для ЭВМ «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка» и «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка» (Нопин и др., 2020). Программное обеспечение функционирует на цифровой оптикоэлектронной измерительной системе «SMART» (BTS S.p.A., Милан, Италия). Аналоги данного программного обеспечения и аппаратно-программных комплексов отсутствуют.

При тестировании используется инфракрасная светодиодная подсветка маркеров, невидимая для человеческого глаза (длина волны света – 850 нм), и скоростная синхронная видеосъемка с трех рядом расположенных инфракрасных камер цифровой оптикоэлектронной измерительной системы «SMART»,

позволяющей записать видеосигнал и вычислить трехмерные координаты объектов с частотой не менее 100 Гц с погрешностью не более 0,3 мм. Инфракрасная подсветка может применяться в любых помещениях, в том числе и с высоким уровнем естественного освещения (высокий инфракрасный фон). Инфракрасная подсветка не вызывает раздражения глаз у диагностируемых тяжелоатлетов и создает комфортные условия проведения тестирования.

На способ биомеханической и электрофизиологической оценки получен патент на изобретение №2756567 от 01.10.2021 (Нопин и др., 2021).

Поставленная задача в биомеханической и электрофизиологической оценке тяжелоатлетических упражнений достигается тем, что при помощи синхронной видеосъемки тремя высокоскоростными инфракрасными видеокамерами (рисунок 11, обозначено цифрами 1-3) регистрируется движение штанги с частотой определения координат не менее 100 Гц с погрешностью не более 0,3 мм на основе трехмерных координат инфракрасных маркеров (рисунок 11, обозначено цифрами 10,11), закрепленных на обоих торцах тяжелоатлетического грифа (рисунок 11, обозначено цифрой 13).

Для получения данных используются пассивные инфракрасные маркеры (рисунок 12, обозначено цифрами 5-11), отражающие свет в инфракрасном диапазоне частот в виде шаров диаметром 1,5 см на черной ножке с плоским основанием, прикрепляющиеся на двусторонний скотч или с помощью эластичных спортивных тейпов к телу тяжелоатлета и к двум торцам грифа штанги (рисунок 13, обозначено цифрой 13) в соответствии с таблицей 4. На основе мгновенных трехмерных координат маркеров (рисунок 13, обозначено цифрами 5-9) вычисляются углы, угловые скорости в тазобедренном, коленном, голеностопном суставах во время выполнения тяжелоатлетических упражнений.

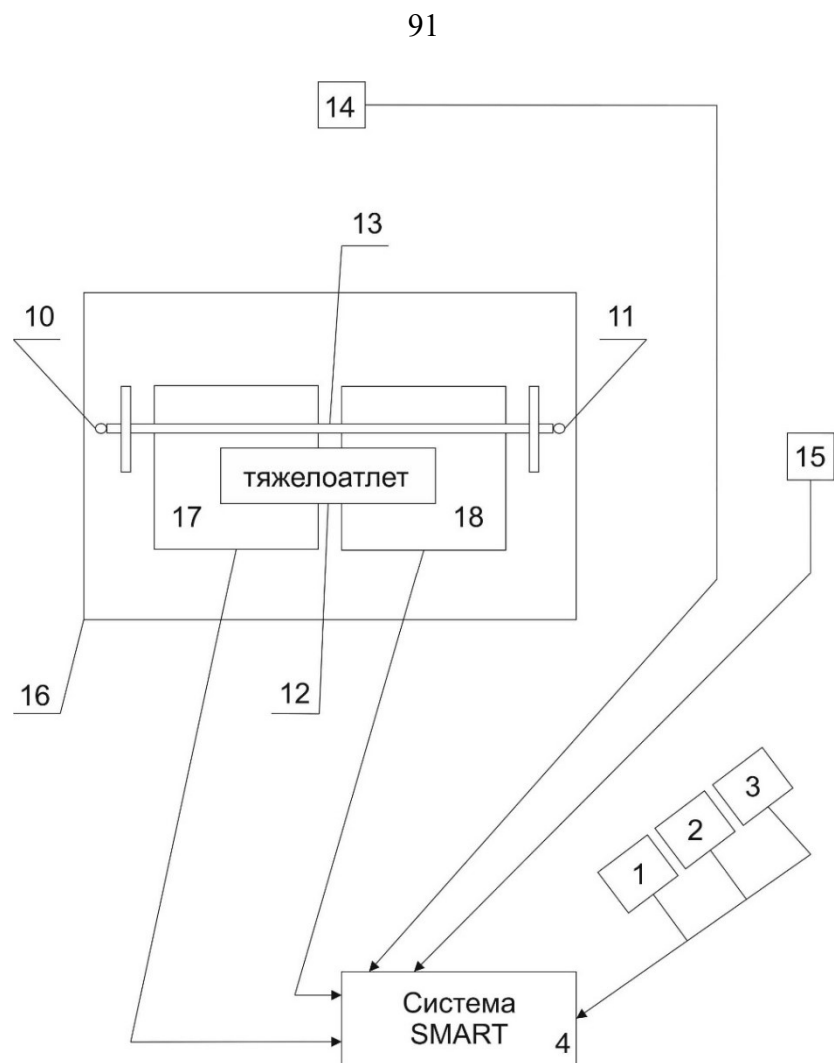


Рисунок 11 - Модель исследования тяжелоатлетических упражнений

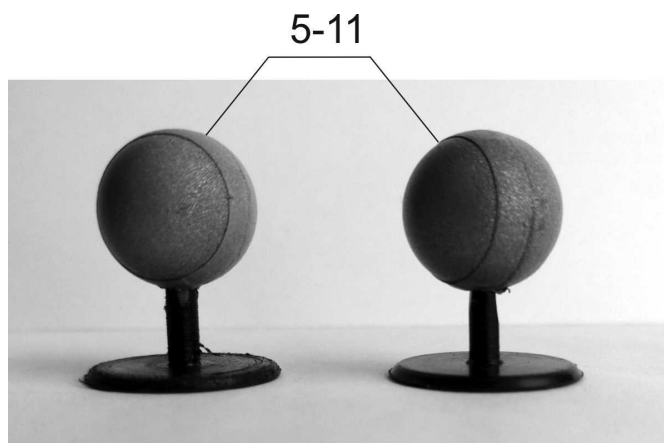


Рисунок 12 - Инфракрасные маркеры



Рисунок 13 - Места прикрепления инфракрасных маркеров

Видеозапись тяжелоатлетического упражнения осуществляют с частотой 24 Гц при помощи билатеральной (двухсторонней) видеосъемки двумя видеокамерами системы «Vixta» (BTS S.p.A., Милан, Италия) (рисунок 11, обозначено цифрами 14, 15). Непосредственно в тяжелоатлетический помост (рисунок 11, обозначено цифрой 16) встроены две динамометрических платформы системы «SMART» (рисунок 11, обозначено цифрами 17, 18), которые позволяют регистрировать с частотой не менее 100 Гц силу реакции правой и левой опоры.

Используя синхронизированные данные о трехмерных координатах штанги, углах в коленном суставе, силах реакции правой и левой опоры, а также билатеральную видеосъемку в системе SMART, тяжелоатлетические упражнения разделяются с помощью оператора-инструктора на отдельные части – временные фазы согласно схеме, обоснованной Дворкиным (2023), с точностью не менее 0,01 с.

Таблица 4 - Места прикрепления инфракрасных маркеров

Номер маркера	инфракрасного	Место прикрепления на теле спортсмена или грифе штанги
5		латеральная часть края реберной дуги
6		латеральная часть тазобедренного сустава
7		латеральная часть коленного сустава
8		латеральная часть голеностопного сустава
9		латеральная часть плюсны стопы
10		торец грифа штанги
11		торец грифа штанги

Примечание: маркеры 5-9 крепятся либо с правой, либо с левой стороны тела тяжелоатлета.

Электромиографические параметры (таблица 5) мышечных групп, участвующих в двигательных действиях при выполнении тяжелоатлетических упражнений, определяют отдельно для всех фаз тяжелоатлетических упражнений путем получения данных с частотой не менее 1000 Гц от восьми беспроводных датчиков Д1-Д8 (таблица 6). Эти датчики с активными электродами системы поверхностной электромиографии «FREEEMG» (BTS S.p.A., Милан, Италия) закрепляются на теле спортсмена с помощью липких электродов или эластичных спортивных тейпов в соответствии с таблицей 4. Передача данных ЭМГ на систему «SMART» для дальнейшей обработки осуществляется с помощью беспроводных интерфейсов Bluetooth и WiFi.

Таблица 5 - Расчетные электромиографические параметры мышечных групп для каждой фазы тяжелоатлетических упражнений

№ п/п	Название показателя	Ед. измерения
1	Средняя амплитуда ЭМГ мышцы	мВ
2	Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы	мВ
3	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности мышцы	Гц
4	Средняя частота биоэлектрической активности мышцы	Гц
5	Медианная частота биоэлектрической активности мышцы	Гц

Синхронизация получаемых кинематических, динамических, электромиографических и видеоданных, их математическая обработка и формирование результирующего протокола для печати на принтере

осуществляется с помощью компьютерной программы «SMART-Clinic» системы «SMART» (BTS S.p.A., Милан, Италия).

Таблица 6 - Места прикрепления электродов системы электромиографии «FREEEMG»

№ ЭМГ-датчика	Место прикрепления датчика на теле тяжелоатлета
Д1	левая трапециевидная мышца (musculus trapezius) – верхняя часть
Д2	правая трапециевидная мышца (musculus trapezius) – верхняя часть
Д3	левая четырёхглавая мышца бедра (musculus quadriceps femoris): латеральная широкая мышца бедра – средняя часть
Д4	правая четырёхглавая мышца бедра (musculus quadriceps femoris): латеральная широкая мышца бедра – средняя часть
Д5	левая двуглавая мышца бедра (musculus biceps femoris): длинная головка – средняя часть
Д6	правая двуглавая мышца бедра (musculus biceps femoris): длинная головка – средняя часть
Д7	левая икроножная мышца (musculus gastrocnemius): латеральная головка – средняя часть
Д8	правая икроножная мышца (musculus gastrocnemius): латеральная головка – средняя часть

Для физиологического понимания механизма выполнения тяжелоатлетического рывка необходимо разделение этого двигательного навыка по времени на отдельные элементы – фазы в зависимости от измеренных кинематических и динамических параметров системы «тяжелоатлет+штанга». Ниже представлена структура рывка, физиологически характеризующая динамику и кинематику частей тела спортсмена, которые также пофазово описываются результатами исследования в последующих главах. Фазовая структура рывка, применяемая в нашей работе (по Дворкину, 2023):

1) Первая фаза подъема штанги – до начала подседа (в протоколе *Tuaga1*). Эта фаза подразделяется на две части.

1.1) Первая часть начинается с момента возрастания вертикальной составляющей опорной реакции на тензоплатформу и заканчивается моментом отделения штанги от помоста (МОШ) (рисунок 14). Атлеты высокого класса начинают движение за счет активного разгибания ног преимущественно в коленных суставах со значительного поднимания таза вверх и выпрямления рук в локтевых суставах. Плечевые суставы перемещаются несколько вперед за линию грифа штанги. Положение головы не изменяется. На первую часть движения

затрачивается в среднем 0,24-0,30 с.



А

Б

Рисунок 14 - Начало фазы Тяга 1.1 (А – рывок, Б – толчок)

1.2) Вторая часть – предварительный разгон (рисунок 15). Продолжается от МОШ до первого максимума разгибания ног в коленных суставах. Разгибание ног прекращается, когда штанга доходит до уровня коленей. Максимальные углы в коленных суставах следующие: в рывке – примерно 145° , в толчке (при подъеме штанги на грудь) – $150-155^\circ$. Вертикальная проекция грифа штанги проходит через середину стоп.



А

Б

Рисунок 15 - Начало фазы Тяга 1.2 (А – рывок, Б - толчок)

2) Вторая фаза подъема штанги – «подрыв» (в протоколе Podriv2). Состоит из двух частей – амортизационной и финального разгона.

2.1) Амортизационная часть (рисунок 16) продолжается до максимума сгибания ног в коленных суставах. При выполнении этой части фазы спортсмены поднимают штангу в основном за счет мышц-разгибателей туловища. К моменту ее завершения углы в коленных суставах равны примерно 130° . На выполнение

амортизационной части фазы уходит в рывке 0,11-0,14 с, в толчке – 0,16-0,20 с. Плечевые суставы находятся под грифом штанги. Это последнее положение, в котором атлет опирается на всю площадь ступней. Гриф штанги находится у верхней трети бедер.



А

Б

Рисунок 16 - Начало фазы Подрыв 2.1 (А – рывок, Б - толчок)

2.2) Финальный разгон (рисунок 17) длится до максимума разгибания ног и туловища. Атлет после подрыва немного отклоняется назад, становится на носки, поднимает плечевой пояс, начинает активно сгибать руки в локтевых суставах. Как правило, тяжелоатлеты высокого класса быстро выполняют подрыв, высоко поднимаясь на носки. К моменту завершения этой части фазы штанга находится на уровне паха, туловище и ноги выпрямлены.



А

Б

Рисунок 17 - Начало фазы Подрыв 2.2 (А – рывок, Б - толчок)

3) Подсед. Он состоит из двух частей – взаимодействия атлета со штангой в безопорной фазе и взаимодействия атлета со штангой в опорной фазе подседа (в протоколе Podsed3).

3.1) Первая часть (рисунок 18) заканчивается в момент подъема штанги на

максимальную высоту. Эта часть фазы выполняется в рывке и толчке в среднем за 0,16-0,20 с.



А

Б

Рисунок 18 - Начало фазы Подсед 3.1 (А – рывок, Б - толчок)

3.2) Вторая часть (рисунок 19) длится до момента фиксации штанги в подседе. В течение этого периода штанга и сам спортсмен перемещаются вниз.



А

Б

Рисунок 19 - Начало фазы Подсед 3.2 (А – рывок, Б - толчок)

Сам подсед (подведение туловища и подворот рук под гриф штанги) выполняют максимально быстро. В подседе наиболее выгодны следующие положения: при разножке края пяток находятся под тазобедренными суставами, носки развернуты до 45° , туловище прогнуто в пояснице и чуть наклонено вперед (в рывке наклон больше, чем при подъеме на грудь для толчка), общий центр тяжести – над серединой стоп. При выполнении рывка лопатки сведены, руки прямые, голова подается вперед. В толчке (при подъеме штанги на грудь) локти выводятся возможно больше вперед грифа штанги: он лежит на верхней части

груди и дельтовидных мышцах.

4) Вставание после подседа (в протоколе Vstav4) (рисунок 20). Это движение осуществляется преимущественно усилием мышц-разгибателей ног в коленных суставах при сохранении прогнутого положения спины. В рывке для удержания равновесия таз несколько поднимается вверх и перемещается назад, а плечи подаются вперед. При вставании из подседа со штангой на груди большинство атлетов используют амортизационные свойства грифа штанги.



А

Б

Рисунок 20 - Начало фазы Вставание 4 (А – рывок, Б - толчок)

5) Заключительная фиксация снаряда над головой полностью выпрямленными руками при рывке (рисунок 21).



Рисунок 21 - Фиксация снаряда над головой при рывке

Фазовая структура толчка:

Первые четыре фазы толчка (тяга (рисунок 14, 15), подрыв (рисунок 16, 17), подсед (рисунок 18, 19), вставание (рисунок 20)) аналогичны ранее описанным фазам рывка.

5) Стабилизация перед выталкиванием с груди. В исходном положении атлет должен стоять строго вертикально с выведенными вперед локтями. Центр тяжести системы «атлет-штанга» находится над серединой стоп. Голова в естественном положении. Гриф штанги лежит на груди и дельтовидных мышцах.

6) Полуподсед (в протоколе PPodsed6).

6.1) Безопорный полуподсед выполняется с равномерной опорой на обе ступни за счет сгибания ног в коленных суставах до $100-110^\circ$ (рисунок 22). Время, затрачиваемое на выполнение полуподседа, составляет в среднем 0,4 с. Сохраняется строго вертикальное положение туловища. Вначале полуподсед выполняется спокойно, затем атлет резко останавливает штангу. Величина перемещения штанги вниз составляет от 8,3 до 11,4% роста атлета, в среднем 10%.



Рисунок 22 - Начало фазы Полуподсед перед выталкиванием 6.1

6.2) Выталкивание штанги производится строго вверх очень быстро (задержка в полуподседе 0,01-0,04 с) за счет разгибания ног с равномерной опорой на обе ступни и последующего приподнимания на носки. Положение туловища сохраняется строго вертикальным. Время выталкивания – в среднем 0,2 с (рисунок 23).



Рисунок 23 - Начало фазы Полуподсед перед выталкиванием 6.2

7) Подсед под штангу (рисунок 24) (в протоколе Podsed7) начинается с быстрой расстановки ног способом «в ножницы» или способом «швунг». Руки активно упираются в гриф штанги примерно с момента нахождения штанги на уровне головы. Штанга выталкивается вверх от груди относительно ее исходного положения в среднем на высоту от 14 до 20% от роста спортсмена, обычно на 16%.



Рисунок 24 - Начало фазы Подсед под штангу 7

8) Вставание после подседа (рисунок 25) при способе «в ножницы» (в протоколе Vstav8) начинается с выпрямления ноги, находящейся впереди. Затем ноги ставятся на одну линию на ширине таза с одновременным фиксированием штанги. Вставание после подседа при способе «швунг» начинается с выпрямления обеих ног одновременно. Эти движения осуществляются преимущественно

усилием мышц-разгибателей ног в коленных суставах.



Рисунок 25 - Начало фазы Вставание после подседа 8

9) Заключительная фиксация снаряда над головой полностью выпрямленными руками (рисунок 26).



Рисунок 26 - Фиксация снаряда над головой

При биомеханической и нейромиографической оценке движений спортсменов в тяжелоатлетических упражнениях рывок и толчок разработанными нами методиками в виде программного обеспечения регистрируются и отражаются в текстовом протоколе временные, силовые, скоростные показатели, показатели расстояния, кинематики, мощности, а также показатели, сформированные на основе вертикальной составляющей опорной реакции у мужчин- и женщин-

тяжелоатлетов (при делении на фазы на основе опорных реакций) по Фураеву (2013). Наименование биомеханических и электромиографических показателей и их характеристики представлены ниже в таблицах 7-10.

Таблица 7 - Описание электромиографических показателей, представленных в протоколах рывок и толчок для каждой фазы

Название показателя	Описание показателя
Trapezius1L Mean (mV)	Левая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Trapezius1L Max (mV)	Левая трапецевидная мышца – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Trapezius1L Fpeak (Hz)	Левая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Trapezius1L FMean (Hz)	Левая трапецевидная мышца – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Trapezius1L Median (Hz)	Левая трапецевидная мышца – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Trapezius2R Mean (mV)	Правая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Trapezius2R Max (mV)	Правая трапецевидная мышца – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Trapezius2R FPeak (Hz)	Правая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Trapezius2R FMean (Hz)	Правая трапецевидная мышца – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Trapezius2R FMedian (Hz)	Правая трапецевидная мышца – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Vastus lat3L Mean (mV)	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Vastus lat3L Max (mV)	Левая латеральная широкая мышца бедра – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Vastus lat3L FPeak (Hz)	Левая латеральная широкая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Vastus lat3L FMean (Hz)	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Vastus lat3L FMedian (Hz)	Левая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Vastus lat4R Mean (mV)	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Vastus lat4R Max (mV)	Правая латеральная широкая мышца бедра – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)

Продолжение таблицы 7

Название показателя	Описание показателя
Vastus lat4R FPeak (Hz)	Правая латеральная широкая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Vastus lat4R FMean (Hz)	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Vastus lat4R FMedian (Hz)	Правая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Biceps fem5L Mean (mV)	Левая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Biceps fem5L Max (mV)	Левая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Biceps fem5L FPeak (Hz)	Левая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Biceps fem5L FMean (Hz)	Левая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Biceps fem5L FMedian (Hz)	Левая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Biceps fem6R Mean (mV)	Правая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Biceps fem6R Max (mV)	Правая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Biceps fem6R FPeak (Hz)	Правая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Biceps fem6R FMean (Hz)	Правая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Biceps fem6R FMedian (Hz)	Правая двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть) – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Gastrocn7L Mean (mV)	Левая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Gastrocn7L Max (mV)	Левая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Gastrocn7L FPeak (Hz)	Левая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Gastrocn7L FMean (Hz)	Левая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Gastrocn7L FMedian (Hz)	Левая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)
Gastrocn8R Mean (mV)	Правая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Средняя амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Gastrocn8R Max (mV)	Правая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Максимальная амплитуда ЭМГ мышцы (мВ)
Gastrocn8R FPeak (Hz)	Правая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Доминирующая (пиковая) частота электроактивности мышцы (Гц)
Gastrocn8R FMean (Hz)	Правая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Средняя частота электроактивности мышцы (Гц)
Gastrocn8R FMedian (Hz)	Правая икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть) – Медианная частота электроактивности мышцы (Гц)

Таблица 8 - Описание биомеханических (динамических) переменных, представленных в протоколах рывок и толчок для каждой фазы

Название показателя	Описание показателя
Временные показатели	
Duration (s)	Длительность фазы (с)
Силовые показатели	
F (kg) – left	Значение вертикальной составляющей усилия на опору левой ногой в граничный момент между фазами движения (кг), например, в столбце фаза 1.1 – усилие на опору между фазами 1.1 и 1.2 (в момент отделения штанги от помоста)
F (kg) – right	Значение вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой в граничный момент между фазами движения (кг)
F (kg) – all	Значение вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами движения (кг)
Fmax (kg) – left	Максимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору левой ногой (кг)
Fmax (kg) – right	Максимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой (кг)
Fmax (kg) – all	Максимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами (кг)
Fmean (kg) – left	Среднее значение вертикальной составляющей усилия на опору левой ногой (кг)
Fmean (kg) – right	Среднее значение вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой (кг)
Fmean (kg) – all	Среднее значение вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами (кг)
Fasm_mean (%)	Коэффициент функциональной асимметрии средних значений вертикальной составляющей усилий правой/левой ногой на опору. Коэффициент функциональной асимметрии рассчитывается по формуле: $K_{ac} = \frac{N_{ПР} - N_{ЛЕВ}}{N_{ПР} + N_{ЛЕВ}} \times 100 \%$, где $N_{ПР}$ - показатель для правой половины тела, $N_{ЛЕВ}$ - показатель для левой половины тела.
Fmin (kg) – left	Минимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору левой ногой (кг)
Fmin (kg) – right	Минимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой (кг)
Fmin (kg) – all	Минимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами (кг)
Скоростные показатели	
Jmax (kg/s) – left	Максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору левой ногой (кг/с)
Jmax (kg/s) – right	Максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой (кг/с)
Jmax (kg/s) – all	Максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами (кг/с)
Vmax (m/s)	Максимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги (м/с)
Vmin (m/s)	Минимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги (м/с)

Таблица 9 - Описание биомеханических (кинематических) переменных, представленных в протоколах рывок и толчок для каждой фазы

Название показателя	Описание показателя
Показатели расстояния	
H (m)	средняя высота подъема штанги по двум маркерам на грифе штанги в граничный момент между фазами (м), например, в столбце фаза 1.1 – высота подъема штанги между фазами 1.1 и 1.2
DeltaH (m)	Среднее вертикальное перемещение грифа штанги по двум маркерам на грифе штанги (м)
LengthTrack (m)	Средняя длина трека перемещения грифа штанги по двум маркерам на грифе штанги (м)
Показатели кинематики	
A hip (d)	Угол в правом тазобедренном суставе в граничный момент между фазами (градусов), например, в столбце фаза 1.1 – угол в правом тазобедренном суставе между фазами 1.1 и 1.2 (в момент отделения штанги от помоста)
Delta hip (d)	Амплитуда сгибания правого тазобедренного сустава (градусов)
Wmax hip (d/s)	Максимальная угловая скорость сгибания правого тазобедренного сустава (градусов/с)
A knee joint (d)	Угол в правом коленном суставе в граничный момент между фазами (градусов), например, угол в правом коленном суставе между фазами 1.1 и 1.2
Delta knee joint (d)	Амплитуда сгибания правого коленного сустава (градусов)
Wmax knee joint (d/s)	Максимальная угловая скорость сгибания правого коленного сустава (градусов/с)
A ankle (d)	Угол в правом голеностопном суставе в граничный момент между фазами (градусов), например, угол в правом коленном суставе между фазами 1.1 и 1.2
Delta ankle (d)	Амплитуда сгибания правого голеностопного сустава (градусов)
Wmax ankle (d/s)	Максимальная угловая скорость сгибания правого голеностопного сустава (градусов/с)
MaxForward (m)	Максимальный вылет вперед штанги от атлета в фазе движения относительно ее исходного положения на старте (со знаком плюс) (м)
MaxBackward (m)	Максимальное приближение штанги к атлету в фазе движения относительно ее исходного положения на старте (со знаком минус) (м)

Таблица 10 - Описание биомеханических переменных (мощность), представленных в протоколах рывок и толчок для каждой фазы

Название показателя	Описание показателя
Показатели мощности	
PMax (BT)	Максимальная вертикальная полезная мощность тяжелоатлета в фазе движения (BT)
PMax/BarW (BT/kg)	Отношение максимальной вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу штанги (BT/kg)
PMax/Body W (BT/kg)	Отношение максимальной вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена (BT/kg)
PMean (BT)	Средняя вертикальная полезная мощность тяжелоатлета в фазе движения (BT)
PMeanSD (BT)	Среднеквадратическое отклонение вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения (BT)
PMean/BarW (BT)	Отношение средней вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу штанги (BT/kg)
PMean/Body W (BT/kg)	Отношение средней вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена (BT/kg)

В результирующих текстовых протоколах наряду с числовыми показателями отображаются также следующие качественные графики: траектория движения штанги – циклограмма в фазах 1.1-4 (для рывка) (рисунок 27) или в фазах 1.1-8 (для толчка) и графики изменения силы реакции правой опоры, силы реакции левой опоры, суммы сил реакции правой и левой опоры во времени в фазах: тяга (tyaga) 1.1 (рисунок 28), тяга (tyaga) 1.2 (рисунок 29), подрыв (podriv) 2.1 (рисунок 30), подрыв (podriv) 2.2 (рисунок 31), подсед (podsed) 3.1 (рисунок 32), подсед (podsed) 3.2 (рисунок 33), вставание (vstavanie) 4 (рисунок 34). В толчке добавляются графики: изменения сил реакции опор во времени в фазе полуподсед (polupodsed) 6.1 (рисунок 35), полуподсед (polupodsed) 6.2 (рисунок 36), подсед (podsed) 7 (рисунок 37), вставание (vstavanie) 8 (рисунок 38).

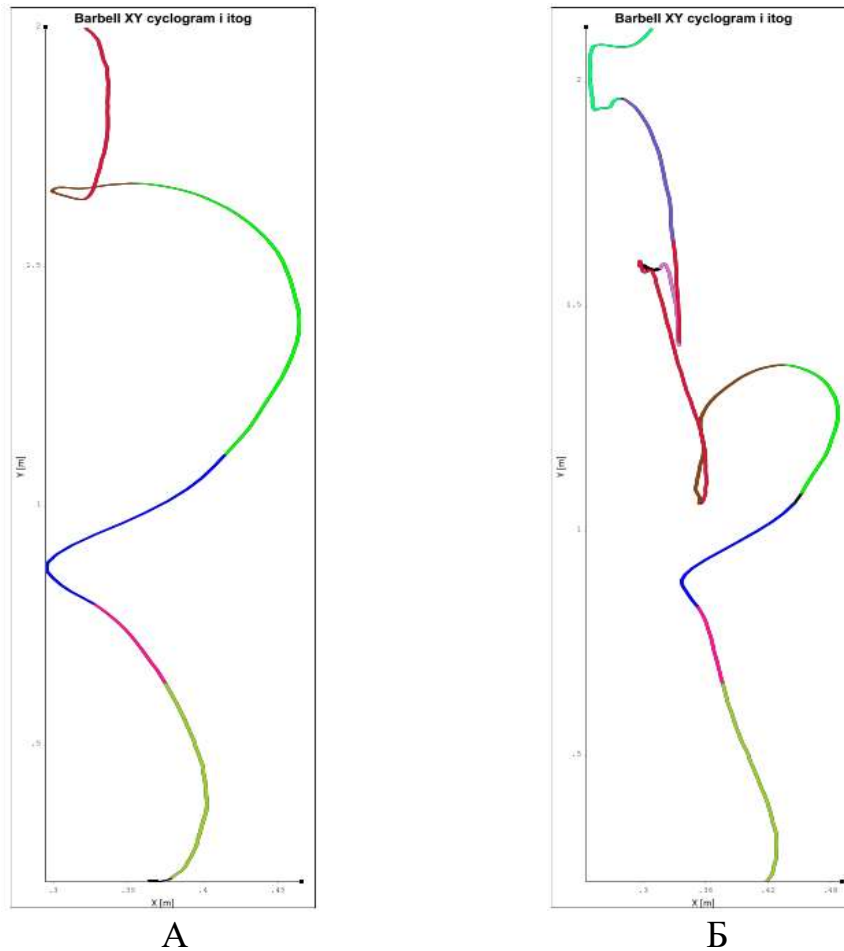


Рисунок 27 - Траектория движения штанги (Barbell) по оси X и Y – циклограмма:
 А – рывок (фазы 1.1-4), Б – толчок (фазы 1.1-8), разным цветом выделены отдельные фазы движения

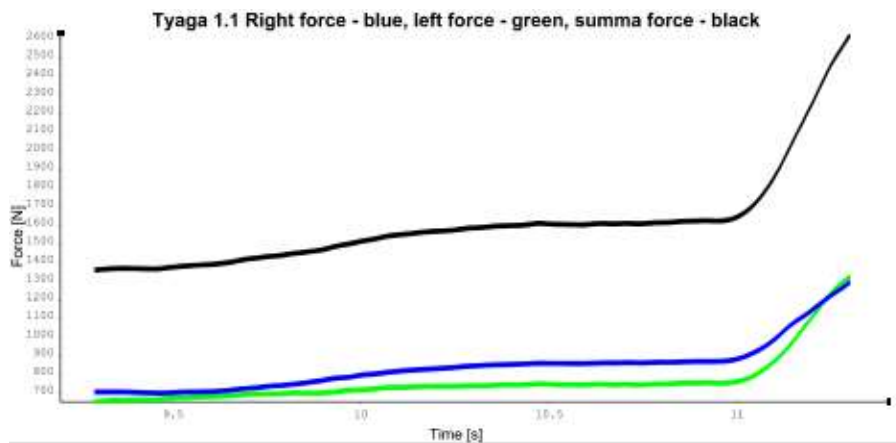


Рисунок 28 - График изменения показателей: right force - силы реакции правой опоры – синяя кривая; left force - силы реакции левой опоры – зеленая кривая; summa force - суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе тяга (tyaga) 1.1 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

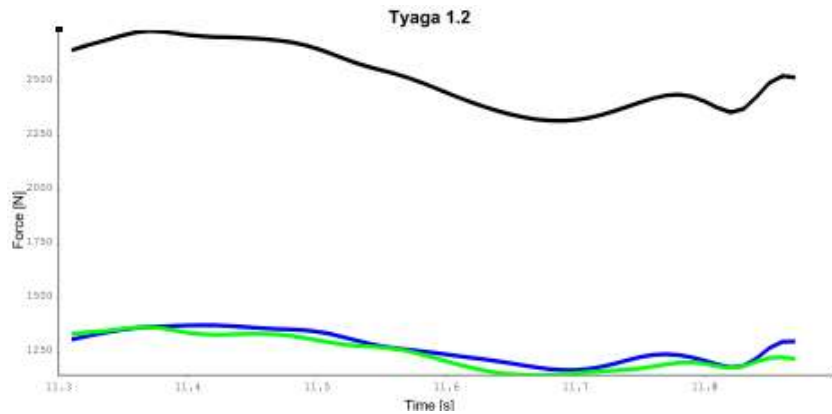


Рисунок 29 - График изменения силы реакции правой опоры – синяя кривая, силы реакции левой опоры – зеленая кривая, суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе тяга (tuaga)1.2 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

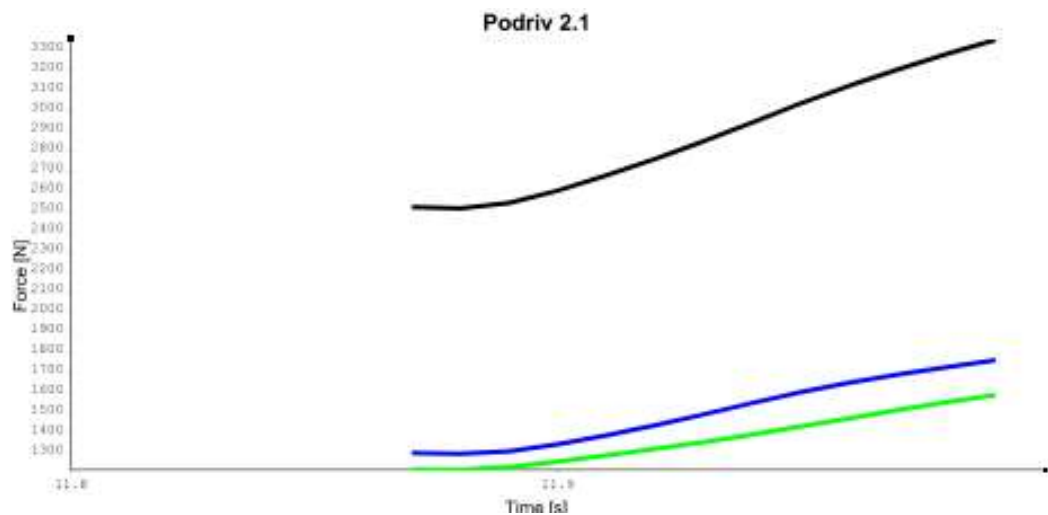


Рисунок 30 - График изменения силы реакции правой опоры – синяя кривая, силы реакции левой опоры – зеленая кривая, суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе подрыв (podriv) 2.1 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

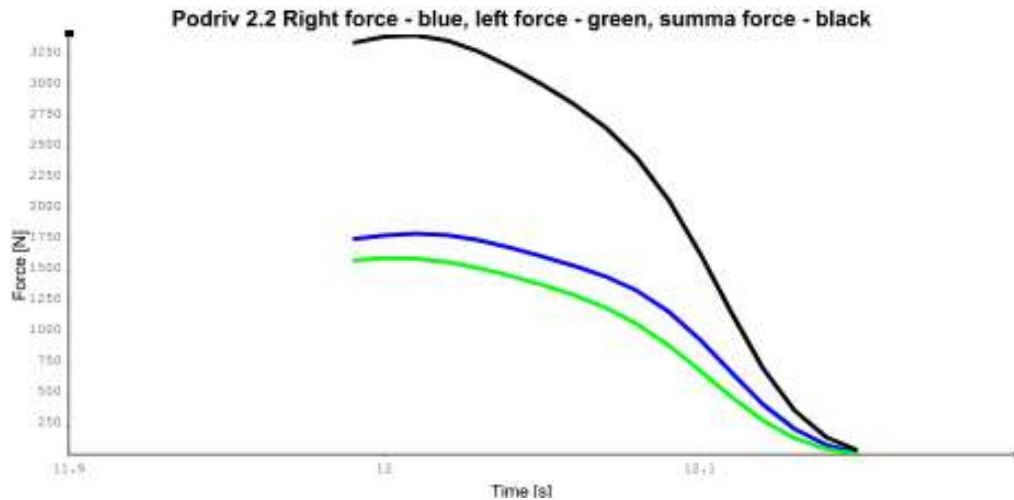


Рисунок 31 - График изменения показателей: right force – силы реакции правой опоры – синяя кривая; left force - силы реакции левой опоры – зеленая кривая; summa force - суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе подрыв (podriv) 2.2 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

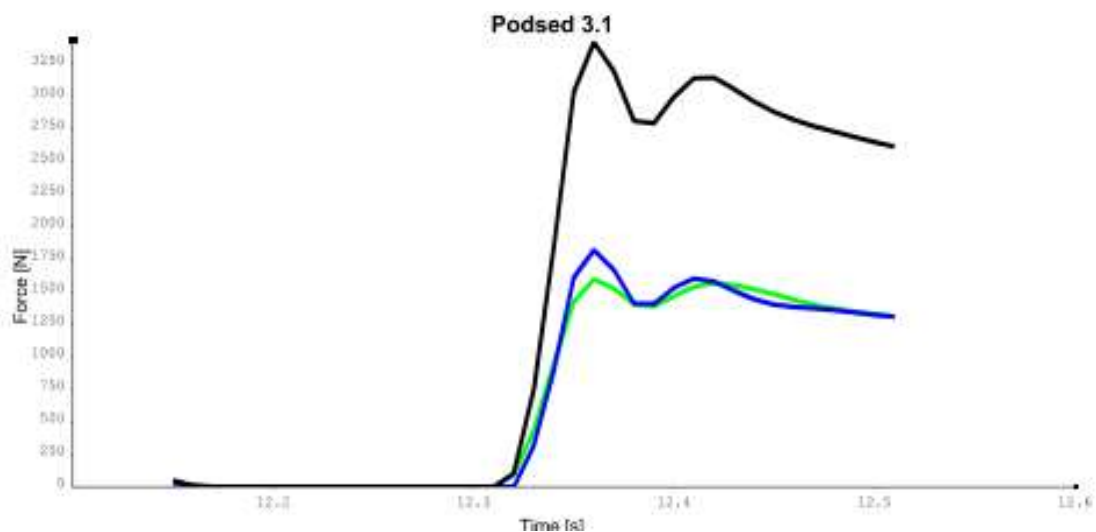


Рисунок 32 - График изменения силы реакции правой опоры – синяя кривая, силы реакции левой опоры – зеленая кривая, суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе подсед (podsed) 3.1 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

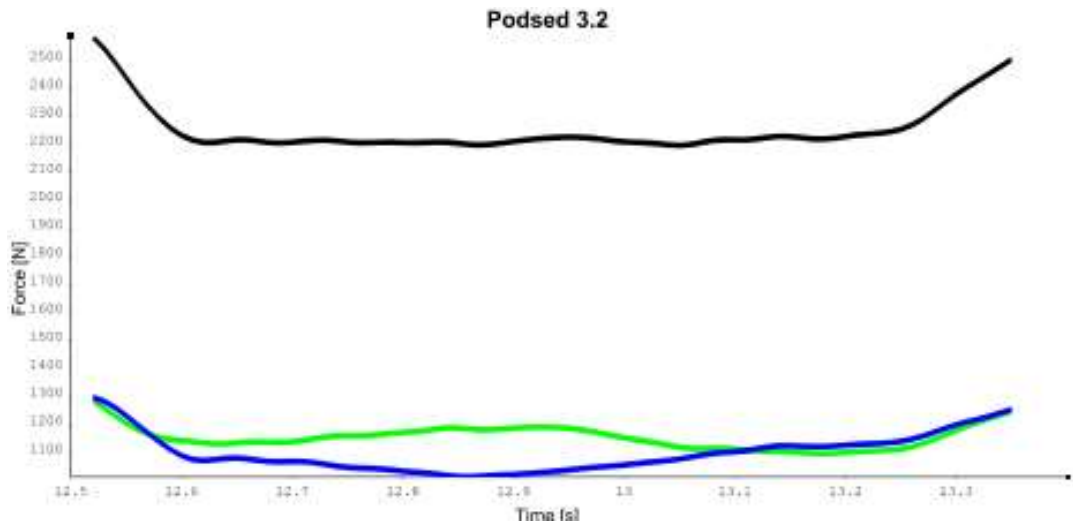


Рисунок 33 - График изменения силы реакции правой опоры – синяя кривая, силы реакции левой опоры – зеленая кривая, суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе подсед (podsed) 3.2 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

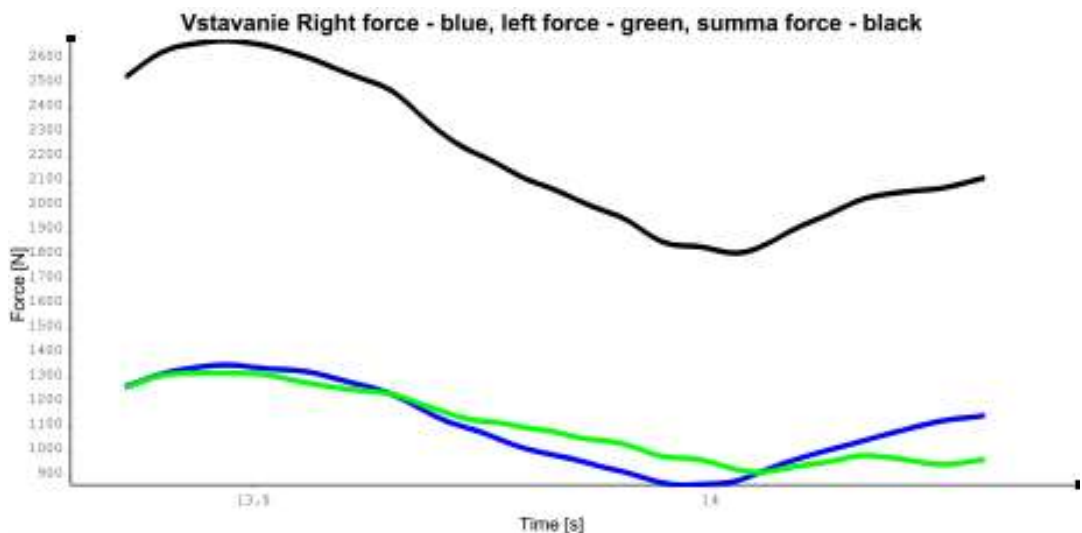


Рисунок 34 - График изменения показателей: right force - силы реакции правой опоры – синяя кривая; left force - силы реакции левой опоры – зеленая кривая; summa force - суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе вставание (vstavanie) 4 (в протоколах упражнений рывок и толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

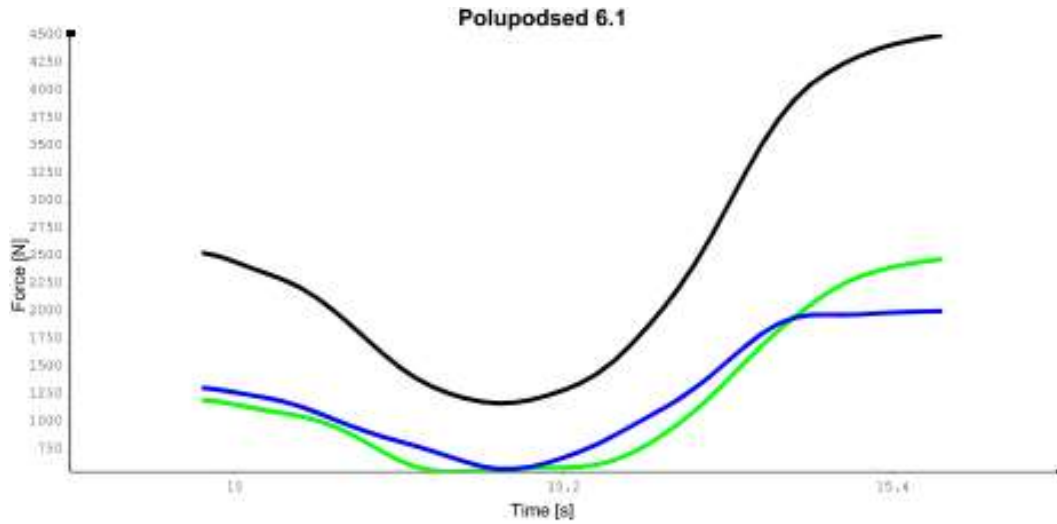


Рисунок 35 - График изменения показателей: right force – силы реакции правой опоры – синяя кривая; left force – силы реакции левой опоры – зеленая кривая; summa force – суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе полуподсед (polupodsed) 6.1 (в протоколе упражнения толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

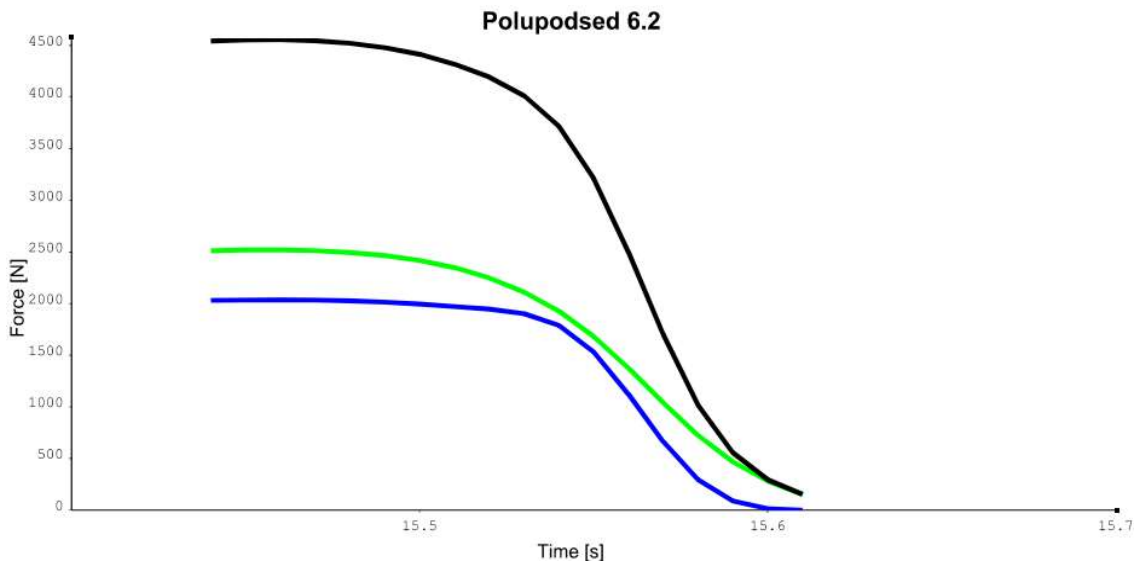


Рисунок 36 - График изменения показателей: right force – силы реакции правой опоры – синяя кривая; left force - силы реакции левой опоры – зеленая кривая; summa force - суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе полуподсед (polupodsed) 6.2 (в протоколе упражнения толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

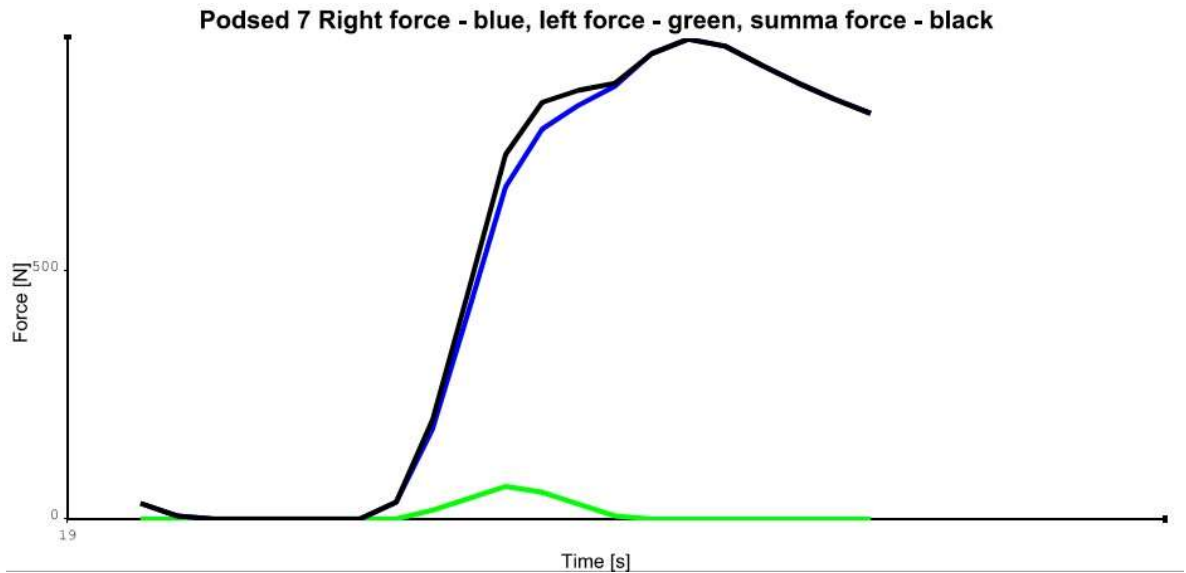


Рисунок 37 - График изменения показателей: right force – силы реакции правой опоры – синяя кривая; left force - силы реакции левой опоры – зеленая кривая; summa force - суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе подсед (podsed) 7 (в протоколе упражнения толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

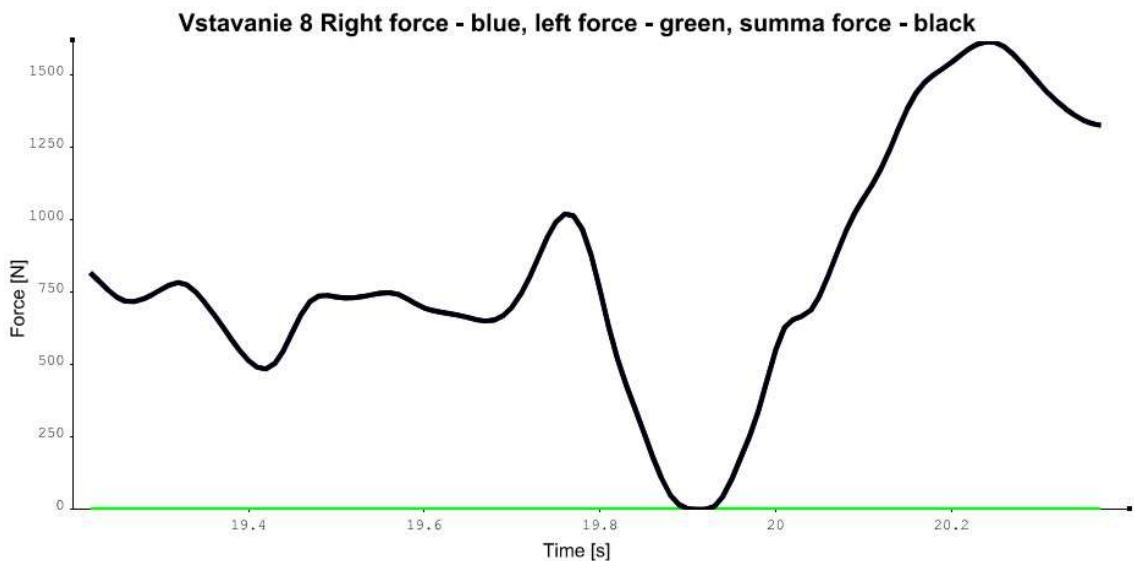


Рисунок 38 - График изменения силы реакции правой опоры – синяя кривая, силы реакции левой опоры – зеленая кривая, суммы сил реакции правой и левой опоры – черная кривая в фазе вставание (vstavanie) 8 (в протоколе упражнения толчок), Time (s) – время в секундах, Force (N) – сила в ньютонах

На рисунке 39 представлены изменения вертикальной скорости центра штанги во времени (Barbell vertical velocity).

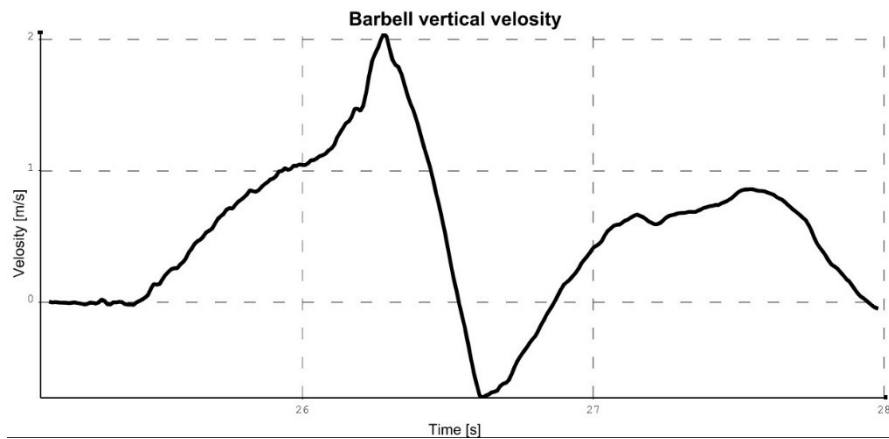


Рисунок 39 - График изменения вертикальной скорости центра штанги (Barbell vertical velocity) во времени (Time (s)) (в протоколах упражнений рывок и толчок)

На рисунке 40 представлены изменения вертикальной координаты (высоты) центра штанги (м) (Barbell vertical track) во времени, на рисунке 41 представлены изменения вертикальной полезной мощности тяжелоатлета, приложенной к штанге (Barbell vertical power) во времени.

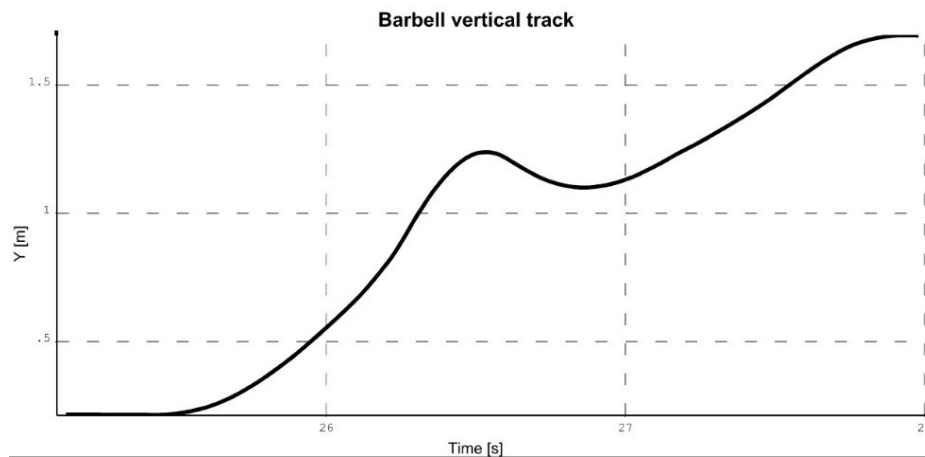


Рисунок 40 - График изменения вертикальной координаты (высоты) центра штанги (Barbell vertical track) во времени (Time (s)) (в протоколах упражнений рывок и толчок)

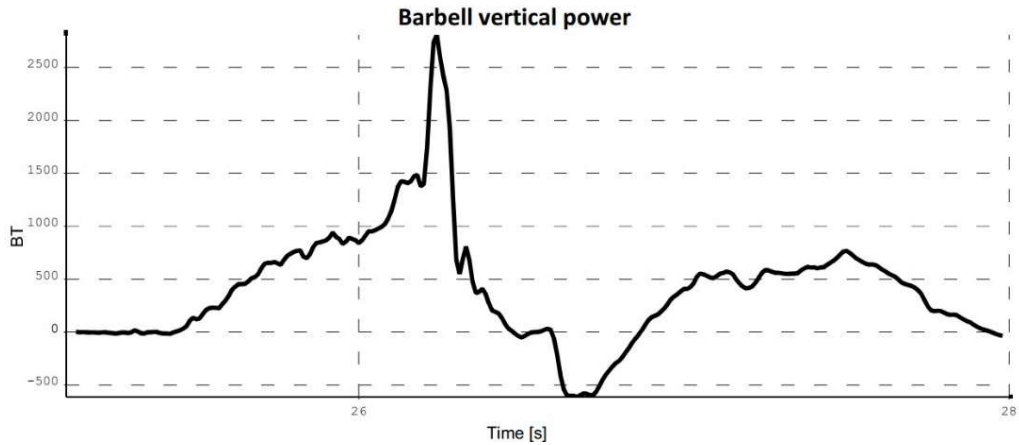


Рисунок 41 - График изменения вертикальной полезной мощности тяжелоатлета, приложенной к штанге (Barbell vertical power) во времени (Time (s)) (в протоколах упражнений рывок и толчок)

На рисунках 42-45 представлены электромиограммы мышц при выполнении тяжелоатлетического рывка, аналогичные графики имеются и в протоколе при выполнении тяжелоатлетического толчка.

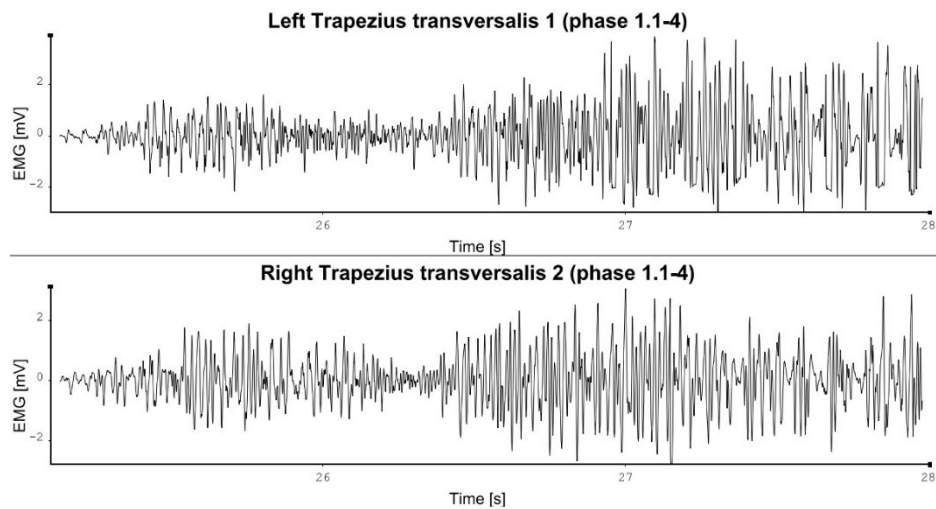


Рисунок 42 - Электромиограмма (EMG (mV)) левой и правой трапецевидной мышцы (Left Trapezius transversalis, Right Trapezius transversalis) во времени (Time (s)) в протоколах упражнений рывок и толчок (phase 1.1-4 – фазы)

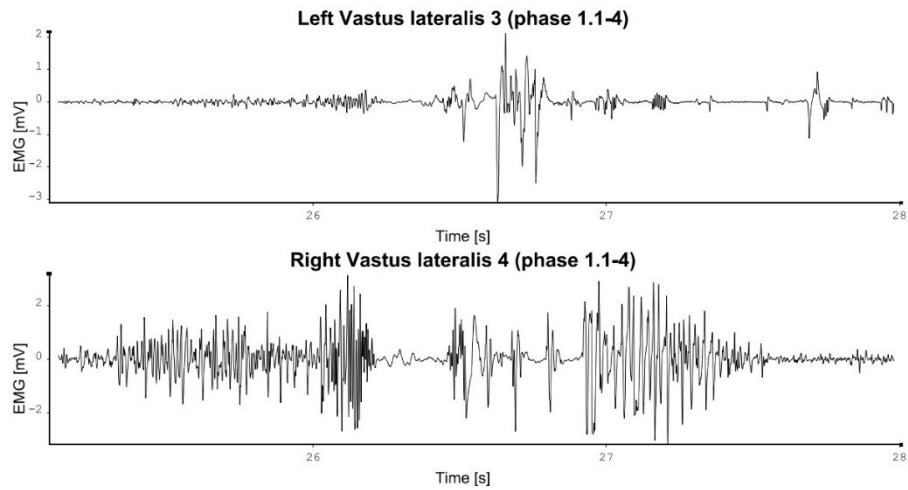


Рисунок 43 - Электромиограмма (EMG (mV)) левой и правой латеральной широкой мышцы бедра (Left Vastus lateralis, Right Vastus lateralis) во времени (Time (s)) в протоколах упражнений рывок и толчок (phase 1.1-4 – фазы)

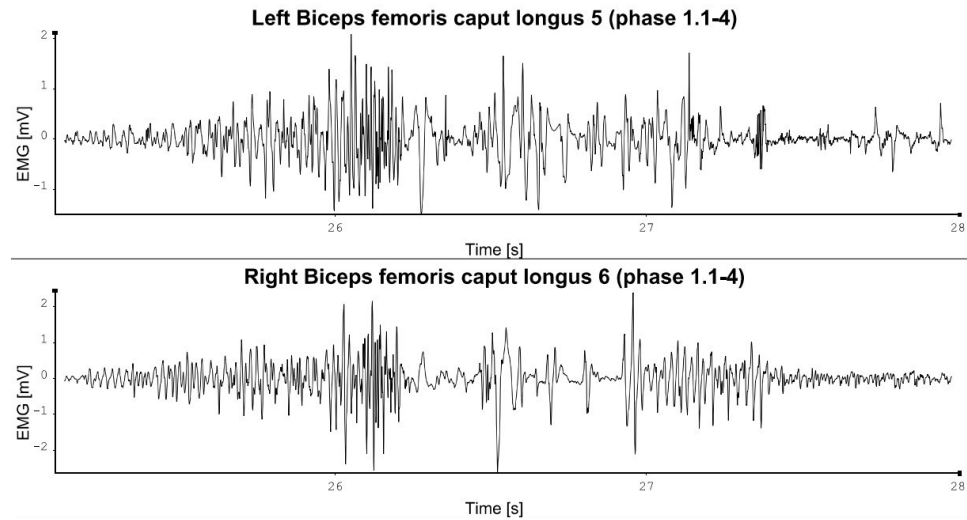


Рисунок 44 - Электромиограмма (EMG (mV)) левой и правой двуглавой мышцы бедра длинная головка (Left Biceps femoris caput longus, Right Biceps femoris caput longus) во времени (Time (s)) в протоколе упражнений рывок и толчок (phase 1.1-4 – фазы)

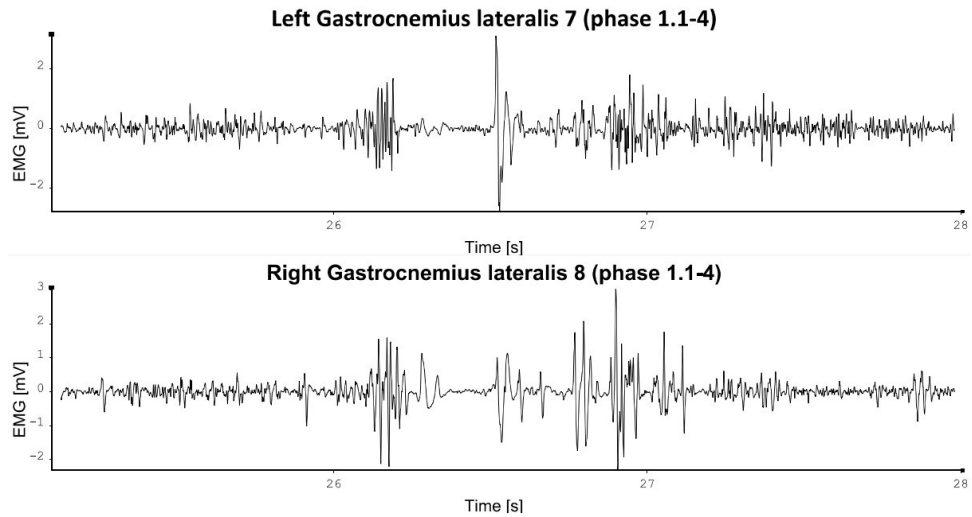


Рисунок 45 - Электромиограмма (EMG (mV)) левой и правой латеральной головки икроножной мышцы (Left Gastrocnemius lateralis, Right Gastrocnemius lateralis) во времени (Time (s)) в протоколе упражнений рывок и толчок (phase 1.1-4 – фазы)

На рисунке 46 представлен график сгибания тазобедренного (зеленая кривая), коленного (черная кривая) и голеностопного (синяя кривая) суставов во времени.

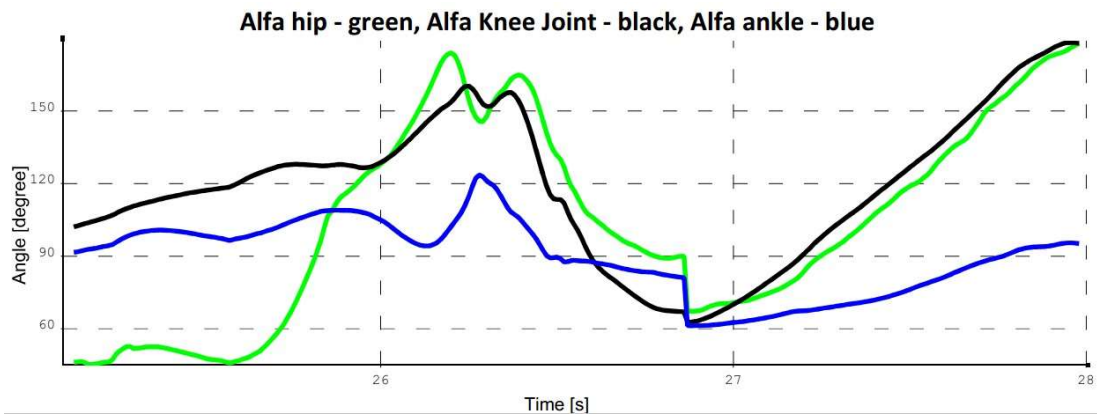


Рисунок 46 - Графики сгибания тазобедренного– Alfa hip – green (зеленая кривая), коленного – Alfa Knee Joint – black (черная кривая) и голеностопного - Alfa ankle - blue (синяя кривая) – суставов во времени (Time (s)) в протоколах упражнений рывок и толчок

На рисунке 47 представлены графики силы реакции правой, левой опоры, суммы реакций левой и правой опоры.

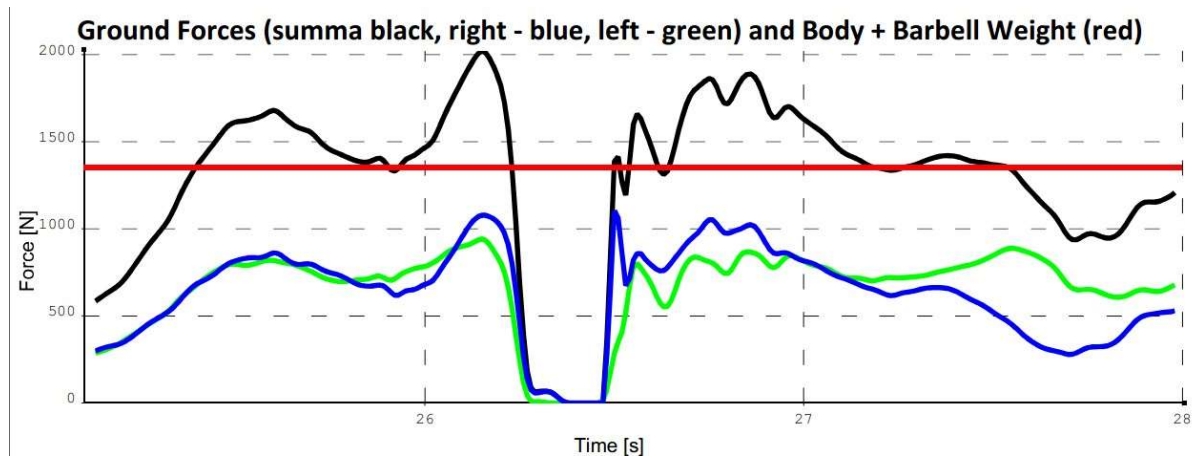


Рисунок 47 - Графики суммы сил реакции левой и правой опоры – черная кривая (Ground Forces summa black), сил реакции правой опоры – синяя кривая (right blue), левой реакции правой опоры – зеленая кривая (left green), вес тела (Body), вес штанги (Barbell Weight) – красная линия во времени (Time (s)) в протоколах упражнений рывок и толчок

Проведение записи ЭМГ одновременно с регистрацией биомеханических параметров движений при выполнении тяжелоатлетических упражнений высококвалифицированных спортсменов позволяет получить числовые значения биомеханических и амплитудно-частотных характеристик электроактивности восьми мышц в разные фазы тяжелоатлетических упражнений. На рисунке 48 представлено графическое представление некоторых синхронно зарегистрированных данных для тяжелоатлетического рывка. Вертикальными линиями обозначены начала и окончания фаз. Начало фазы тяга 1.1 – это начало увеличения усилий на платформу, начало фазы тяга 1.2 – это отрыв штанги от платформы и начало ее движения, подрыв 2.1 – это первое сгибание коленного, голеностопного сустава, подрыв 2.2 – это конец первого сгибания коленного, голеностопного сустава, безопорный подсед 3.1 – это второе сгибание коленного, голеностопного сустава, опорный подсед 3.2 – это начало увеличения усилий на платформу после полета и до стабилизации, вставание 4 – это начало третьего разгибания в тазобедренном, коленном, голеностопном суставе и увеличение усилия на платформу. Сверху рисунка показаны кинематические процессы, происходящие в тазобедренном, коленном, голеностопном суставах (это углы сгибания). Ниже показаны синхронизированные динамические процессы взаимодействия ног тяжелоатлета с опорой (это сила реакции опоры с левой и

правой ногой тяжелоатлета). Внизу показаны процессы биоэлектрической активности в виде электромиограммы, происходящие в правой и левой латеральной широкой мышце бедра в разные фазы тяжелоатлетического рывка.

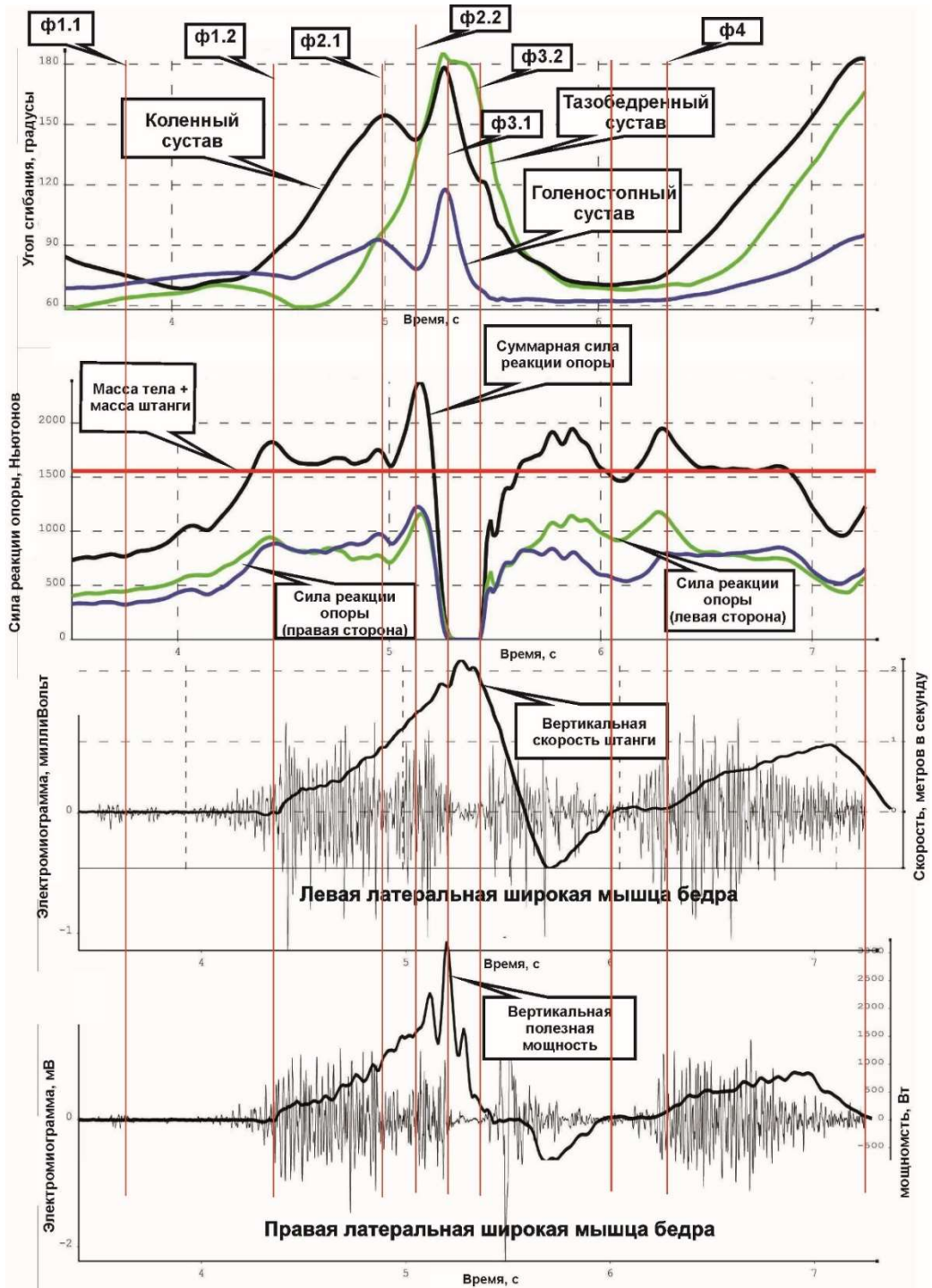


Рисунок 48 - Динамика некоторых биомеханических и ЭМГ-показателей в тяжелоатлетическом рывке (образец).

Примечание: вертикальными линиями обозначены начала фаз: ф.1.1 – тяга 1.1; ф.1.2 – тяга 1.2; ф.2.1 – подрыв 2.1; ф.2.2 – подрыв 2.2; ф.3.1 – безопорный подсед 3.1; ф.3.2 – опорный подсед 3.2; ф.4 – вставание 4.

Разработанные методы диагностики биомеханических и электромиографических параметров движений при выполнении спортивных упражнений максимальной мощности были апробированы нами с участием более 70 высококвалифицированных тяжелоатлетов (таблица 1), в том числе членов сборной команды России по тяжелой атлетике, о чем имеются акты внедрения. Полученные результаты сформированы в базу данных «Показатели функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов при выполнении физических упражнений» (Свидетельство о регистрации базы данных 2021621916, 09.09.2021. Заявка № 2021621842 от 07.09.2021).

3.2 НЕЙРОДИНАМИЧЕСКИЕ И СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВЫСОКОКВАЛИФИЦИРОВАННЫХ СПОРТСМЕНОВ РАЗНОГО ПОЛА И РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ СПОРТА

Нейродинамические характеристики человека тесно связаны с понятием «психомоторика, т.е. объективизации в мышечных движениях всех форм психического отражения и в понимании двигательного анализатора, как интегратора всех анализаторных систем человека» (Сеченов, 1952). Идеи Сеченова сыграли решающую роль в понимании психомоторики, он впервые выделил важнейшую роль мышечного движения в познании окружающего мира.

Осуществление произвольных движений (физических упражнений, техники двигательных действий) проходит под контролем сознания, проявление двигательных качеств – при участии волевого усилия. Поэтому нейродинамические характеристики человека – это сплав психологических и физиологических механизмов управления движениями, двигательными действиями, отражающихся в проявлении разных двигательных качеств. Спортивные действия характеризуются не только степенью осознания, но и структурой по основным переменным движений: динамическому, временному, пространственному (Корягина, 2006). Наибольшая степень проявления нейродинамических характеристик имеет место в таких двигательных качествах, имеющих большое значение практически во всех видах спорта, как быстрота и ловкость (координационные способности) (Ильин, 2003).

Нейродинамические характеристики быстроедействия делят на три группы: время одиночного движения; время реагирования на сигнал; частота движений. Между проявлениями каждого из этих качеств в различных условиях имеется связь. Так, человек, обладающий коротким временем реакции в одной ситуации, например при реагировании рукой, покажет короткое время реакции и при реагировании ногой. То же можно сказать и про максимальную частоту движений в различных суставах: если человек опережает других по частоте движений в одном суставе, то он сохранит это преимущество и при движениях в других суставах. Это

указывает на наличие общего для различных движений фактора реагирования и частоты движений, который связан, очевидно, с особенностями процессов центральной нервной системы (Озеров, 2002).

3.2.1 Функциональные характеристики нервных процессов у спортсменов различных видов спорта

Особенности процессов центральной нервной системы определяли по показателям индивидуальной единицы времени (ИЕВ). Многолетние исследования профессора Цуканова (1985-2000) позволили проецировать особенности ИЕВ на психофизиологические характеристики индивида, тип темперамента и свойства нервной системы.

Систематические занятия определенным (избранным) видом спорта приводят к адаптации организма человека к физической нагрузке, в основе которой лежат морфологические и функциональные изменения (Замчий, Корягина, 2012; Корягина и др., 2020).

Многочисленные исследования у спортсменов различных видов спорта и квалификаций, представленные во 1 главе работы, показывают встречаемость у отдельных представителей видов спорта индивидов с различным типом темперамента и разными характеристиками нервной системы (Юров и др., 2018; Grigore et al., 2015; Gracz, Tomczak, 2006; Коломиец и др., 2017; Бакиев Д.А. и др., 2016; Нопин и др., 2022; Сурина-Марышева и др., 2022; Коломиец и др., 2017; Павленкович и др., 2018; Базанова, Залиханова, 2019; Chen, Li, Zhang et al., 2019; Байгужина и др., 2021; Балюк, 2015; Ковалева и др., 2019).

Проведенные нами исследования свойств нервной системы спортсменов высокой квалификации с точки зрения долговременной адаптации организма человека к физической нагрузке (таблица 11) с помощью методики определения ИЕВ показывают, что по медианным групповым значениям все спортсмены принадлежали к одному типу темперамента – сангвиническому (сангвиник и равновесный сангвиник) и характеризовались следующими характеристиками: высокой экстраверсией и нейротизмом, высоким уровнем возбуждения и

торможения, уравновешенностью возбуждения и торможения. В то же время спортсмены разных видов спорта по величинам ИЕВ статистически значимо различались ($P < 0,01$). Выявленные специфические различия процессов восприятия времени и в то же время отнесение к одному типу темперамента свидетельствует об особых свойствах нервной системы спортсменов различных видов спорта в спорте высших достижений.

Большее количество статистически значимых различий с другими видами спорта по критерию Данна было у волейболистов (3 различия), спортивных гимнастов (3), боксеров (2), стрелков из арбалета (2) и стендовых стрелков (2).

Для более полной характеристики высококвалифицированных спортсменов мы также анализировали и долевое распределение всех спортсменов по принадлежности к типу нервной системы без разделения по полу, используя классификацию движений в спорте по В.С. Фарфелю, которое представлено в таблице 12. По данным Ильина Е.П. (Ильин, 2003), нет различий между показателями возбуждения, торможения и балансом нервных процессов между мужчинами и женщинами.

Таблица 11 - Длительность индивидуальной единицы времени, тип темперамента и характеристики свойств нервной системы у спортсменов различных видов спорта по данным наших исследований, у.е.

№ п/п	Вид спорта (n)	Длительность индивидуальной единицы времени*, у.е.	Характеристика свойств нервной системы
1	Лыжные гонки (ж=6)	0,79 (0,73; 0,83)	Сангвинический темперамент. Высокая экстраверсия и нейротизм, высокий уровень возбуждения и торможение, уравновешенность возбуждения и торможения.
2	Волейбол (м=12)	0,82 (0,73; 0,86)	
3	Спортивная гимнастика (м=10, ж=14)	0,83 (0,78; 0,88)	
4	Хоккей (м=14)	0,84 (0,76; 0,91)	
5	Греко-римская борьба (м=25)	0,84 (0,79; 0,90)	
6	Футбол (м=7)	0,86 (0,74; 0,88)	
7	Фехтование (м=4, ж=2)	0,86 (0,83; 0,87)	
8	Бадминтон (м=6, ж=6)	0,86 (0,83; 0,90)	
9	Тяжелая атлетика (м=18, ж=11)	0,86 (0,80; 0,90)	
10	Подводный спорт (м=6, ж=6)	0,86 (0,84; 0,90)	
11	Дзюдо, самбо (ж=13)	0,88 (0,83; 0,89)	Равновесный тип, сангвинический темперамент. Высокая экстраверсия и нейротизм, средний уровень возбуждения и торможение, уравновешенность возбуждения и торможения.
12	Тхэквондо (м=4, ж=5)	0,88 (0,84; 0,94)	
13	Легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции) (м=7, ж=4)	0,88 (0,84; 0,90)	
14	Фигурное катание (ж=18)	0,88 (0,87; 0,95)	
15	Альпинизм (м=10, ж=4)	0,88 (0,85; 0,90)	
16	Керлинг (м=6, ж=10)	0,89 (0,84; 0,92)	
17	Триатлон (м=4, ж=2)	0,89 (0,88; 0,93)	
18	Плавание (м=8, ж=1)	0,90 (0,80; 0,93)	
19	Водное поло (м=19)	0,90 (0,85; 0,93)	
20	Бокс (м=39, ж=8)	0,90 (0,85; 0,97)	
21	Художественная гимнастика (ж=51)	0,90 (0,86; 0,92)	
22	Регби (м=9)	0,91 (0,85; 0,92)	
23	Пулевая стрельба (м=35, ж=22)	0,91 (0,85; 0,95)	
24	Стендовая стрельба (м=25, ж=23)	0,91 (0,86; 0,95)	
25	Сумо (м=6, ж=11)	0,92 (0,87; 1,00)	
26	Бейсбол (м=25)	0,92 (0,87; 0,96)	
27	Настольный теннис (м=13)	0,93 (0,85; 0,96)	
28	Стрельба из арбалета (м=6, ж=7)	0,94 (0,91; 0,97)	
№ групп, различающихся по критерию Данна (P<0,05)		2-20; 2-24; 2-28; 3-20; 3-24; 3-28	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – P<0,01, различия между всеми группами статистически значимы) и Данна, м – мужчины, ж – женщины. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Всего 542 человека (318 мужчин, 224 женщин).

Таблица 12 – Распределение типов темперамента, характеризующих свойства нервной системы, у высококвалифицированных спортсменов различных видов спорта на основе классификации движений в спорте по В.С. Фарфелю, в %

Группы спортсменов	Холерик	Сангвиник	Равновесный сангвиник	Меланхолик	Флегматик	Сангвиник всего
циклические виды (n=44)	13,6	34,1	36,4	13,6	2,3	70,5
ациклические виды количественного значения (n=147)	7,5	25,9	40,1	22,4	4,1	66,0
ситуационные виды (n=258)	11,6	31,8	38,0	12,0	6,6	69,8
ациклические виды качественного значения (n=93)	8,6	32,3	40,9	14,0	4,3	73,1
все спортсмены (n=542)	10,1	30,4	38,9	15,3	5,2	69,4

Примечание: м – мужчины, ж – женщины; циклические виды спорта: лыжные гонки (ж=6), плавание (м=8, ж=1), легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции) (м=7, ж=4), подводный спорт (м=6, ж=6), триатлон (м=4, ж=2); ациклические виды спорта количественного значения (n=147): тяжелая атлетика (м=18, ж=11), пулевая стрельба (м=35, ж=22), стендовая стрельба (м=25, ж=23), стрельба из арбалета (м=6, ж=7), ситуационные виды спорта: футбол (м=7), волейбол (м=12), хоккей (м=14), греко-римская борьба (м=25), фехтование (м=4, ж=2), дзюдо, самбо (ж=13), керлинг (м=6, ж=10), бадминтон (м=6, ж=6), тхэквондо (м=4, ж=5), регби (м=9), альпинизм (м=10, ж=4), бокс (м=39, ж=8), настольный теннис (м=13), сумо (м=6, ж=11), бейсбол (м=25) водное поло (м=19); ациклические виды спорта качественного значения: спортивная гимнастика (м=10, ж=14), художественная гимнастика (ж=51), фигурное катание (ж=18).

Представленное распределение также подтверждает данные о преобладании среди высококвалифицированных спортсменов уровня сборной России лиц с сильной уравновешенной и подвижной нервной системой (сангвинический темперамент). Среди спортсменов высокой квалификации преобладает условная сангвиноидная группа, их доля составила около 70% (таблица 12). С физиологической точки зрения это показывает, что сильный сбалансированный тип нервной системы (возбудительный и тормозной процессы сильны, уравновешенны и подвижны) способствует достижению высоких результатов в спорте.

Таким образом, согласно полученным данным, наиболее оптимальным вариантом темперамента для высококвалифицированных спортсменов является сангвинический темперамент. Использование для оценки типа темперамента спортсменов теста, основанного на физиологических процессах восприятия (а не

психологического опросника), в основе которых лежат рецепторные механизмы звукового и слухового восприятия, динамика процессов возбуждения и торможения, открывает новые возможности для физиологов по определению совокупности психодинамических задатков спортсменов.

3.2.2 Сенсомоторные реакции у спортсменов различных видов спорта

Объективными проявлениями нейродинамических характеристик ЦНС являются показатели сенсомоторных реакций. Это подтверждается многочисленными исследованиями, показывающими, что вариабельность времени реакции определяется такими факторами, как возраст (Гилева, 2011; Разумникова, Вольф, 2011; Ратанова, Чуприкова, 2014; Попова и др., 2021), пол (Разумникова, Вольф, 2011), интеллект (Нехорошкова и др., 2015), характер физической нагрузки (Туровский и др., 2013; Koshelskaja et al, 2012), тревожность (Станкова, Мышкин, 2014), различные требования к задаче (сложность реакции) (Dean et al, 2011; Paraskevopoulou et al., 2021). Авторы отмечают, что реализация сенсомоторной реакции связана с формированием достаточно сложной функциональной системы, включающей различные звенья, количество и степень вовлеченности которых зависит от типа осуществляемой деятельности (Захарова и др., 2014).

В связи с этим значительный интерес представляет сравнительное исследование сенсомоторных реакций у высококвалифицированных спортсменов различных видов спорта.

Изучение показателей времени простой сенсомоторной реакции на свет у спортсменов различных видов спорта (таблица 13, рисунок 49) мужского пола показало наименьшие величины у пловцов, каратистов, лыжников-гонщиков, конькобежцев (шорт-трек), легкоатлетов (бег на короткие и средние дистанции), в основном у спортсменов стандартных циклических видов спорта.

Среднее положение по времени реакции, сходное с мужчинами, занимающимися физической культурой, занимали спортсмены ситуационных и точностных видов спорта: хоккей, футбол, бокс, борьба, кикбоксинг, стендовая стрельба, пулевая стрельба, стрельба из арбалета, керлинг. Большие величины

времени простых сенсомоторных реакций выявлены у мужчин, занимающихся сумо и тяжелой атлетикой. Больше статистически значимых различий с разными видами спорта по критерию Данна было у каратистов, пловцов, лыжников, сумоистов, тяжелоатлетов.

Среди спортсменок (таблица 13, рисунок 50) наименьшие значения времени простой сенсомоторной реакции выявлены у каратисток, легкоатлеток (бег на короткие и средние дистанции), гимнасток, лыжниц-гонщиц и тяжелоатлеток. Среднее положение по времени простой сенсомоторной реакции занимали женщины, занимающиеся боксом, бадминтоном, кикбоксингом и всеми видами стрельбы. Максимальные показатели времени простой сенсомоторной реакции на свет выявлены у женщин, занимающихся керлингом и сумо. Следовательно, по величинам простой сенсомоторной реакции на свет у женщин выявлено такое же распределение, как и у мужчин, исключение составили тяжелоатлетки. Это, по-видимому, объясняется тем, что у женщин результативность связана не с большими характеристиками веса и собственной силы и массы мышц, а с характеристиками нервно-мышечной регуляции, т.е. больше со скоростно-силовыми и координационными способностями. Больше количество статистически значимых различий по критерию Данна с разными видами спорта было у каратисток.

Таблица 13 - Величины времени простой сенсомоторной реакции мужчин- и женщин-спортсменов различных видов спорта, с

№ п/п	Группы (n)	Мужчины*	Женщины*
1	Плавание (м=6, ж=6)**	0,220 (0,198; 0,230)	0,287 (0,260; 0,292)
2	Карате (м=17, ж=18)	0,221 (0,212; 0,241)	0,218 (0,210; 0,246)
3	Лыжные гонки (м=13, ж=6)	0,233 (0,228; 0,241)	0,247 (0,223; 0,328)
4	Шорт-трек (м=7)	0,233 (0,198; 0,237)	-
5	Легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции) (м=6, ж=12)	0,233 (0,220; 0,260)	0,253 (0,229; 0,278)
6	Художественная гимнастика (ж=36)	-	0,272 (0,258; 0,290)
7	Футбол (м=10)	0,238 (0,218; 0,288)	-
8	Хоккей (м=18)	0,240 (0,223; 0,272)	-
9	Гиревой спорт (м=9)	0,244 (0,220; 0,276)	-
10	Бокс (м=25, ж=41)	0,251 (0,235; 0,276)	0,266 (0,249; 0,289)
11	Триатлон (м=5, ж=6)	0,256 (0,251; 0,265)	0,260 (0,232; 0,274)
12	Стрельба из арбалета (м=6, ж=7)	0,261 (0,245; 0,285)	0,252 (0,239; 0,291)
13	Греко-римская борьба (м=33)	0,262 (0,242; 0,284)	-
14	Пауэрлифтинг (м=17)	0,263 (0,240; 0,285)	-
15	Контрольная группа (м=17, ж=34)	0,266 (0,248; 0,272)	0,264 (0,256; 0,266)
16	Кикбоксинг (м=22, ж=14)	0,266 (0,258; 0,277)	0,273 (0,262; 0,285)
17	Пулевая стрельба (м=34, ж=22)	0,267 (0,256; 0,281)	0,276 (0,260; 0,284)
18	Стендовая стрельба (м=25, ж=24)	0,268 (0,245; 0,280)	0,258 (0,250; 0,290)
19	Бадминтон (м=6, ж=8)	0,268 (0,264; 0,276)	0,279 (0,249; 0,319)
20	Настольный теннис (м=13)	0,269 (0,265; 0,287)	-
21	Керлинг (м=5, ж=10)	0,274 (0,272; 0,279)	0,283 (0,257; 0,314)
22	Сумо (м=10, ж=7)	0,283 (0,272; 0,311)	0,278 (0,271; 0,299)
23	Гребля на байдарках и каноэ (м=8)	0,284 (0,259; 0,308)	-
24	Тяжелая атлетика (м=6, ж=11)**	0,310 (0,280; 0,330)	0,258 (0,234; 0,274)
№ групп, различающихся по критерию Данна (P<0,05)		1-16, 1-17, 1-20, 1-22, 1-23, 1-24, 2-13, 2-16, 2-17, 2-18, 2-20, 2-22, 2-23, 2-24, 3-17, 3-22, 3-24, 4-24, 8-24	2-1, 2-6, 2-10, 2-16, 2-17, 2-18, 2-19, 2-21, 2-22
Количество различий по критерию Данна (P<0,05)		19	9

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – P<0,01, различия между всеми группами статистически значимы) и Данна, м – мужчины, ж – женщины. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Виды спорта отсортированы по возрастанию времени реакции у мужчин. ** – Различия (P<0,05) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами – мужчинами и женщинами.

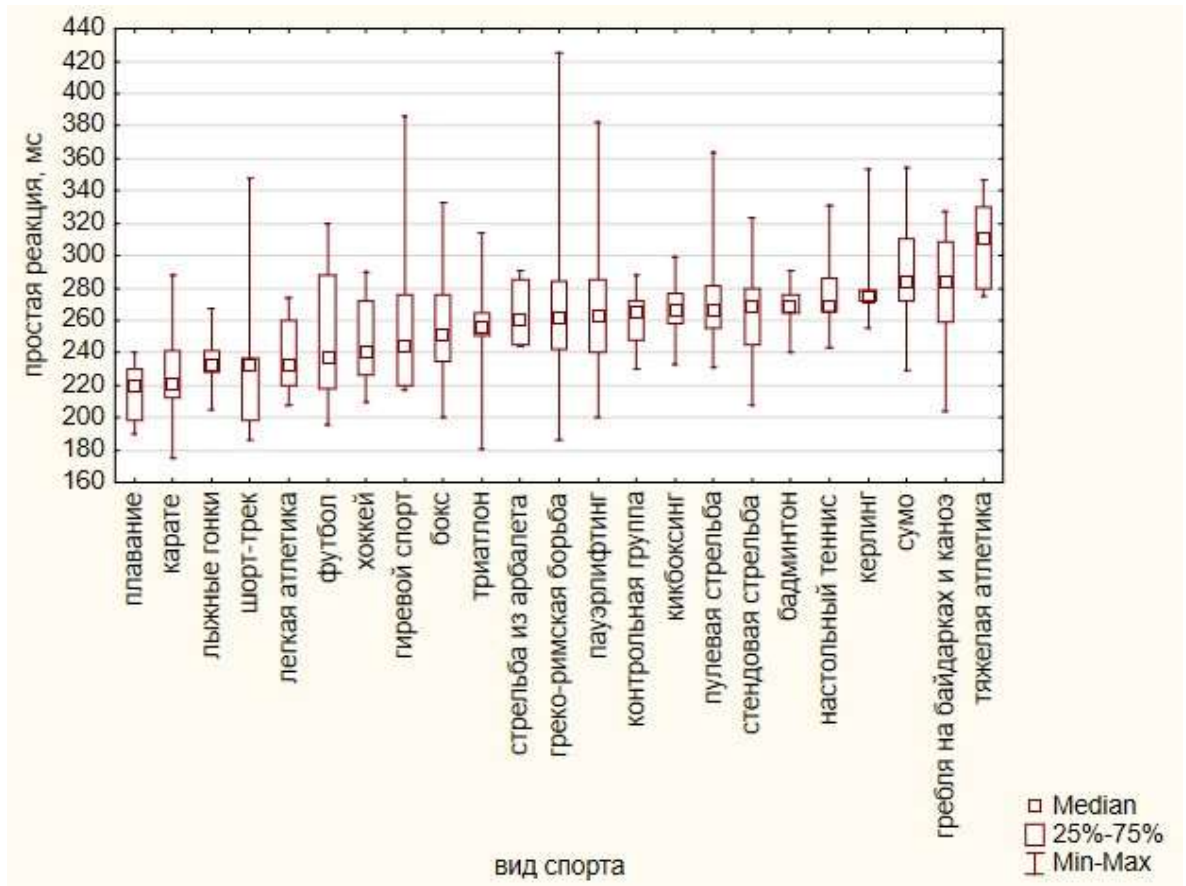


Рисунок 49 - Величины времени простой сенсомоторной реакции мужчин-спортсменов различных видов спорта

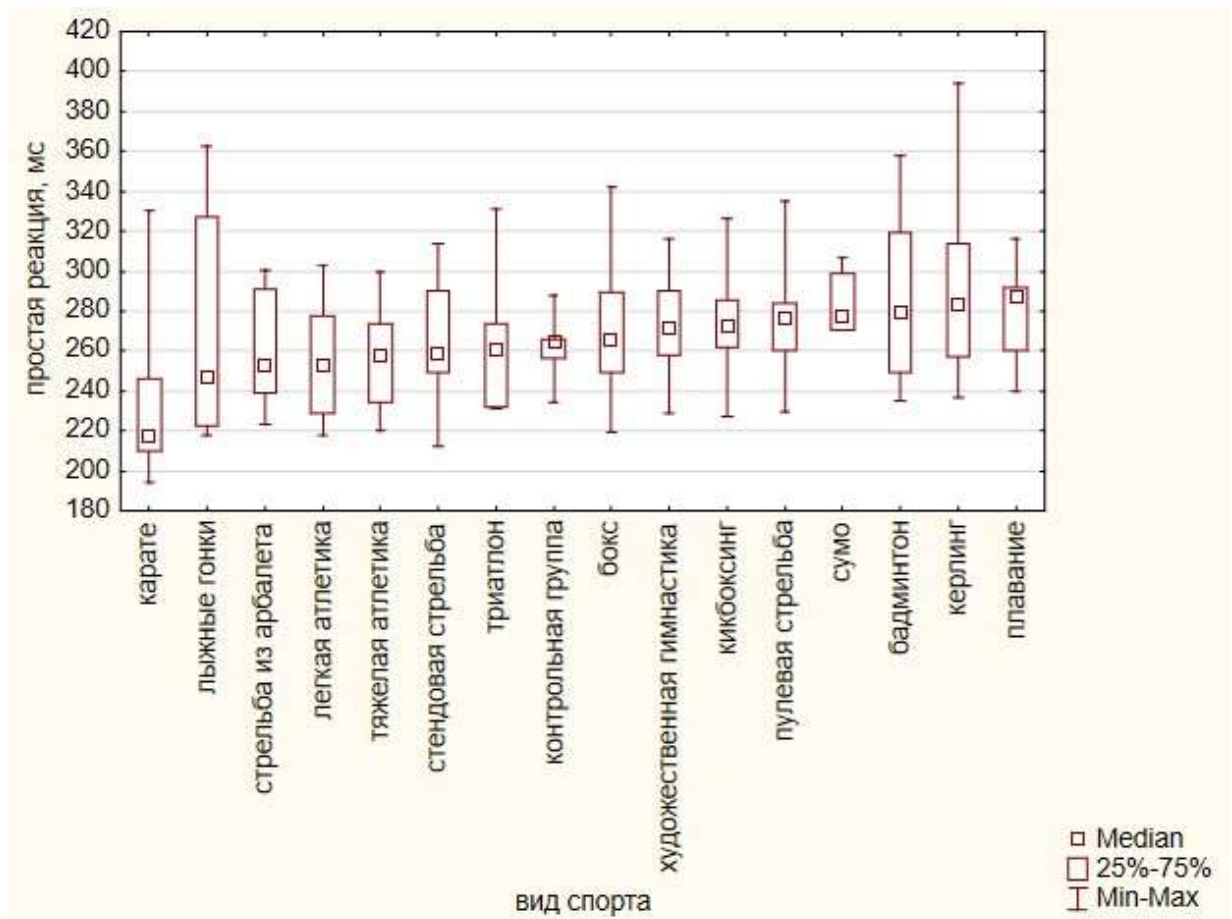


Рисунок 50 - Величины времени простой сенсомоторной реакции женщин-спортсменов различных видов спорта

Во многих случаях в спорте требуется не простое реагирование на сигнал, а оценка ситуации. В связи с этим выделяют сложные реакции. К сложным реакциям относят: дифференцированные реакции, когда на один сигнал нужно реагировать, а на другой – нет; реакции выбора, когда на каждый сигнал нужно реагировать строго определенным образом. Увеличение времени реакции выбора по сравнению с простой сенсомоторной реакцией ученые описывают популярной моделью дрейфа-диффузии, увеличение времени реакции в этой модели связывают с увеличением сложности простых задач с двумя вариантами ответов.

Сравнение величин времени реакции выбора (таблица 14, рисунок 51) у спортсменов-мужчин различных видов спорта выявило результаты, схожие с показателями времени простой сенсомоторной реакции: меньшие значения у бадминтонистов, пловцов, каратистов, в основном у спортсменов ситуационных видов спорта. Средние показатели – у мужчин-физкультурников и футболистов,

легкоатлетов, конькобежцев (шорт-трек), теннисистов, гребцов и стрелков. Максимальные показатели времени реакции выбора выявлены у сумоистов, тяжелоатлетов, триатлонистов. Больше количество статистически значимых различий с другими видами спорта по критерию Данна было у сумоистов.

Среди женщин-спортсменок (таблица 14, рисунок 52) меньшие показатели времени сложной сенсомоторной реакции выбора выявлены у бадминтонисток, каратисток и занимающихся физической культурой. Среднее положение по величинам времени реакции выбора занимали спортсменки, занимающиеся кикбоксингом, пулевой стрельбой, керлингом, тяжелой атлетикой. Максимальные показатели выявлены у женщин, занимающихся лыжными гонками, сумо. Больше количество статистически значимых различий с другими видами спорта по критерию Данна было у боксеров.

Таблица 14 - Величины времени сложной сенсомоторной реакции мужчин- и женщин-спортсменов различных видов спорта, секунды

№ п/п	Группы (n)	Мужчины**	Женщины*
1	Художественная гимнастика (ж=36)	-	0,360 (0,344; 0,388)
2	Бадминтон (м=6, ж=8)	0,315 (0,309; 0,341)	0,320 (0,300; 0,342)
3	Карате (м=17, ж=18)	0,332 (0,291; 0,364)	0,325 (0,305; 0,371)
4	Плавание (м=6, ж=6)	0,345 (0,274; 0,416)	0,390 (0,368; 0,430)
5	Кикбоксинг (м=22, ж=14)	0,347 (0,331; 0,378)	0,376 (0,337; 0,410)
6	Контрольная группа (м=17, ж=34)	0,352 (0,320; 0,410)	0,320 (0,304; 0,370)
7	Хоккей (м=18)	0,357 (0,313; 0,385)	-
8	Гребля на байдарках и каноэ (м=8)	0,364 (0,339; 0,395)	-
9	Настольный теннис (м=13)	0,367 (0,352; 0,389)	-
10	Греко-римская борьба (м=33)	0,370 (0,308; 0,396)	-
11	Стендовая стрельба (м=25, ж=24)	0,370 (0,329; 0,402)	0,376 (0,349; 0,430)
12	Футбол (м=10)	0,371 (0,363; 0,386)	-
13	Лыжные гонки (м=13, ж=6)	0,375 (0,330; 0,418)	0,414 (0,384; 0,440)
14	Бокс (м=25, ж=41)	0,376 (0,335; 0,424)	0,389 (0,358; 0,418)
15	Пауэрлифтинг (м=17)	0,380 (0,360; 0,390)	-
16	Пулевая стрельба (м=34, ж=22)	0,382 (0,359; 0,400)	0,362 (0,347; 0,383)
17	Керлинг (м=5, ж=10)	0,385 (0,376; 0,392)	0,362 (0,345; 0,403)
18	Шорт-трек (м=7)	0,388 (0,330; 0,423)	-
19	Стрельба из арбалета (м=6, ж=7)***	0,393 (0,384; 0,403)	0,357 (0,345; 0,388)
20	Легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции) (м=6, ж=12)	0,403 (0,296; 0,445)	0,359 (0,309; 0,399)
21	Гиревой спорт (м=9)	0,406 (0,328; 0,438)	-
22	Триатлон (м=5, ж=6)	0,418 (0,351; 0,434)	0,374 (0,343; 0,472)
23	Тяжелая атлетика (м=6, ж=11)	0,437 (0,383; 0,465)	0,382 (0,342; 0,408)
24	Сумо (м=10, ж=7)***	0,450 (0,399; 0,466)	0,374 (0,329; 0,415)
№ групп, различающихся по критерию Данна (P<0,05)		3-24, 10-24, 2-24, 5-24, 7-24	2-14, 6-14, 6-11
Количество различий по критерию Данна (P<0,05)		5	3

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – P<0,01, ** – P<0,02, различия между всеми группами видов спорта статистически значимы) и Данна, м – мужчины, ж – женщины. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Виды спорта отсортированы по возрастанию времени реакции у мужчин. *** – Различия (P<0,05) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами – мужчинами и женщинами.

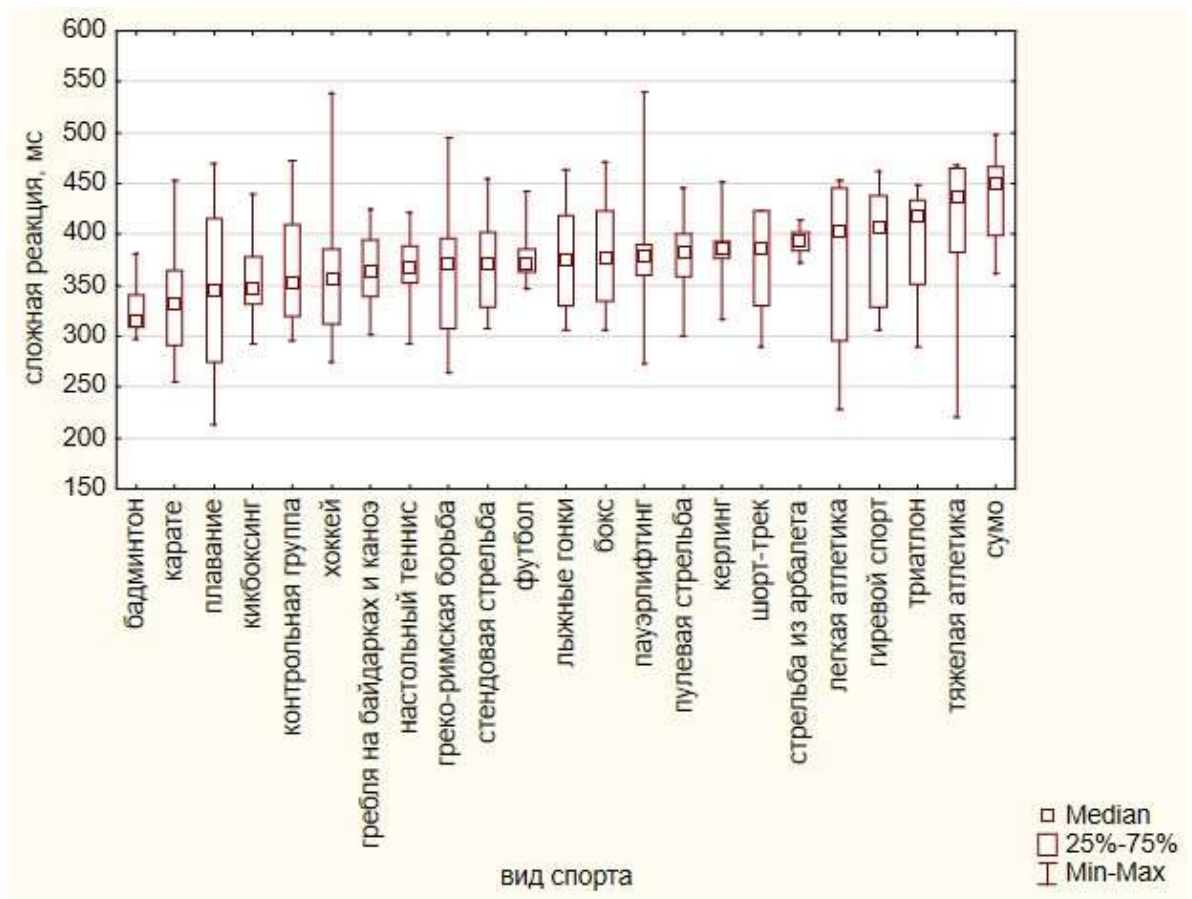


Рисунок 51 - Величины времени сложной сенсомоторной реакции мужчин-спортсменов различных видов спорта

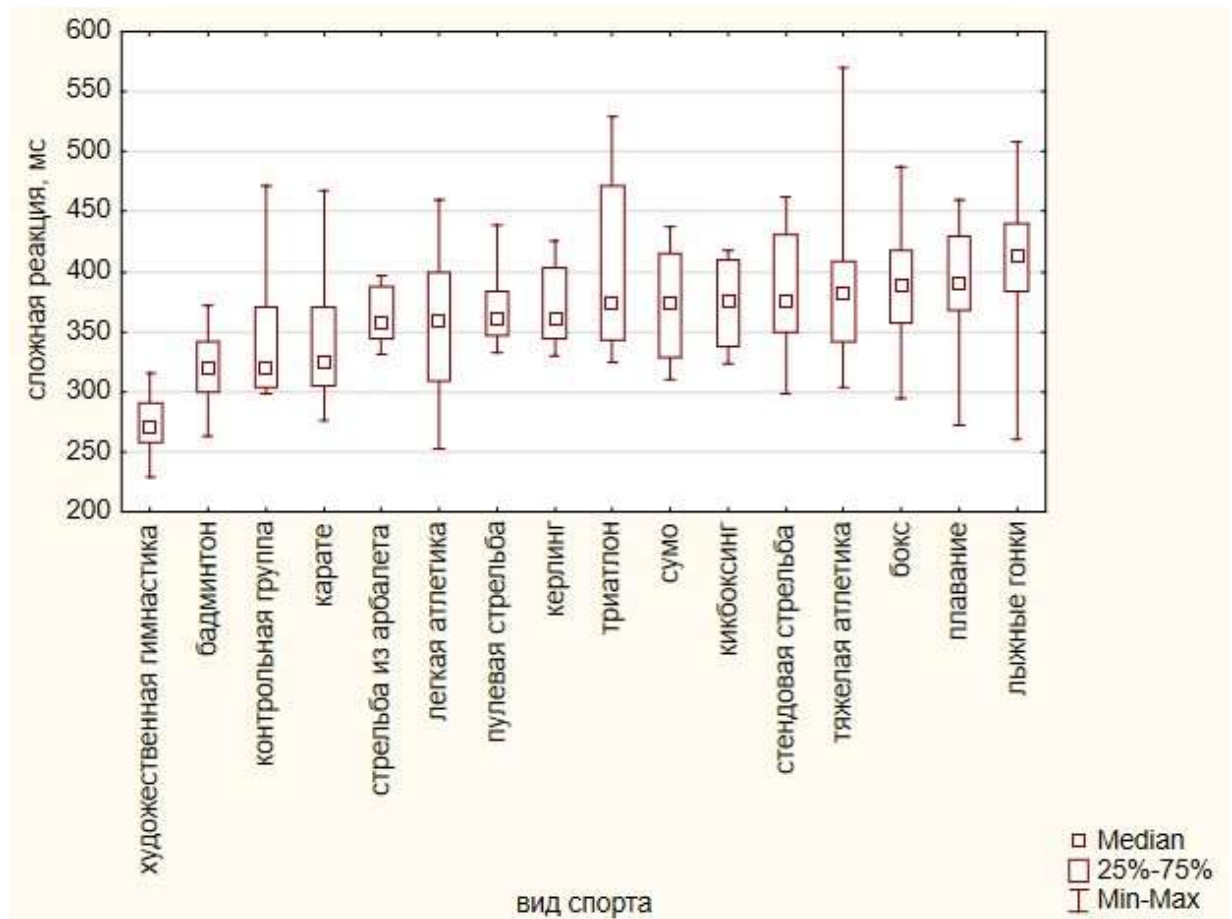


Рисунок 52 - Величины времени сложной сенсомоторной реакции женщин-спортсменок различных видов спорта

Сравнительное исследование величин сенсомоторных реакций у мужчин и женщин показало, что время простой сенсомоторной реакции на свет статистически значимо отличалось и было меньше на 2,3% у мужчин, как среди всех исследованных лиц, так и среди только спортсменов (таблица 15). Время реакции выбора статистически значимо отличалось и наоборот было меньше на 1,7% у женщин, как среди всех исследованных лиц, так и среди только спортсменов (таблица 16). В физиологии существует мнение о большей скорости сенсомоторных реакций у мужчин по сравнению с женщинами. В работах, проведенных на современном оборудовании и достаточных выборках исследованных спортсменов и лиц, не занимающихся спортом, представлены данные о меньших величинах времени реакции выбора у женщин (Чарыкова и др., 2014; Лукьянчук, Саулите и др., 2014; Наконечная, Романина и др., 2015; Грушко и

др., 2016). Однако полученные нами показатели, а также анализ работ различных авторов показывает противоречивые данные.

Таблица 15 - Величины времени простых сенсомоторных реакций у мужчин и женщин, с

№ п/п	Группы (n)	Простая реакция на свет	P
1	Женщины, занимающиеся физической культурой (n=34)	0,264 (0,256; 0,266)	-
2	Женщины спортсменки (n=228)	0,266 (0,247; 0,288)	2-5 <0,01
3	Все женщины (n=262)	0,264 (0,250; 0,285)	3-6 <0,01
4	Мужчины, занимающиеся физической культурой (n=17)	0,266 (0,248; 0,272)	-
5	Мужчины спортсмены (n=301)	0,260 (0,237; 0,280)	-
6	Все мужчины (n=318)	0,260 (0,239; 0,280)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (строками) 2-5 и 3-6, КГ – контрольная группа. Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 16 - Величины времени сложных сенсомоторных реакций у мужчин и женщин, с

№ п/п	Группы (n)	Сложная реакция выбора на свет	P
1	Женщины, занимающиеся физической культурой (n=34)	0,320 (0,304; 0,370)	-
2	Женщины спортсменки (n=228)	0,360 (0,314; 0,401)	2-5 <0,01
3	Все женщины (n=262)	0,357 (0,311; 0,391)	3-6 <0,01
4	Мужчины, занимающиеся физической культурой (n=17)	0,352 (0,320; 0,410)	-
5	Мужчины спортсмены (n=301)	0,373 (0,330; 0,403)	-
6	Все мужчины (n=318)	0,372 (0,330; 0,404)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (строками) 2-5 и 3-6, КГ – контрольная группа. Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Рассматривая полученные данные в аспекте физиологической классификации спортивных упражнений, учитывающей структуру движений спортсменов и проявляемое физическое качество, можно выделить уровни проявления простой сенсомоторной реакции (рисунок 53), а, следовательно, и нейродинамических характеристик у спортсменов в видах спорта со следующими сочетаниями характеристик:

1) высокий:

- циклическая структура движений и проявляемые качества – выносливость и быстрота;

- ситуационные движения и скоростно-силовые качества;
- 2) средний:
 - циклическая структура движений и проявляемое качество сила;
 - ациклическая структура движений и точность;
 - ациклическая структура движений и скоростно-силовые качества;
 - ситуационные движения и точность;
 - ситуационные движения и скоростно-силовые качества;
- 3) низкий:
 - ациклическая структура движений и проявляемое качество сила;
 - ситуационные движения и сила.

Структура движений	Стандартные					Ситуационные (нестандартные)			
	Циклические		Ациклические			Скоростные качества	Точность	Скоростно-силовые качества	Сила
Проявляемое качество	Выносливость, быстрота	Сила	Точность	Скоростно-силовые качества	Сила				
Виды спорта	плавание м. 0,220 (0,198; 0,230), ж. 0,287 (0,260; 0,292), лыжные гонки м. 0,233 (0,228; 0,241) ж. 0,247 (0,223; 0,328), шорт-трек м. 0,233 (0,198; 0,237), легкая атлетика м. 0,233 (0,220; 0,260) ж. 0,253 (0,229; 0,278), триатлон м. 0,256 (0,251; 0,265) ж. 0,260 (0,232; 0,274)	гиревой спорт м. 0,244 (0,220; 0,276), гребля на байдарках и каноэ м. 0,284 (0,259; 0,308)	стендовая стрельба м. 0,268 (0,245; 0,280), ж. 0,258 (0,250; 0,290), пулевая стрельба м. 0,267 (0,256; 0,281), ж. 0,276 (0,260; 0,284), стрельба из арбалета м. 0,261 (0,245; 0,285),	худ. гимнастика ж. 0,272 (0,258; 0,290), тяжелая атлетика ж. 0,258 (0,234; 0,274)	пауэрлифтинг м. 0,263 (0,240; 0,285), тяжелая атлетика м. 0,310 (0,280; 0,330)	карате м. 0,221 (0,212; 0,241), ж. 0,218 (0,210; 0,246)	керлинг м. 0,274 (0,272; 0,279), ж. 0,283 (0,257; 0,314)	хоккей 0,240 (0,223; 0,272), футбол 0,238 (0,218; 0,288), бокс м. 0,251 (0,235; 0,276), ж. 0,266 (0,249; 0,289), бадминтон м. 0,268 (0,264; 0,276) ж. 0,279 (0,249; 0,319), кикбоксинг м. 0,266 (0,258; 0,277) с, ж. 0,273 (0,262; 0,285), борьба м. 0,262 (0,242; 0,284), настольный теннис м. 0,269 (0,265; 0,287), сумо ж. 0,278 (0,271; 0,299)	сумо м. 0,283 (0,272; 0,311)
Уровень	1	2	2	2	3	1	2	2	3

Рисунок 53 - Схема классификация видов спорта по величинам времени простой сенсомоторной реакции, уровню 1 соответствуют минимальные значения времени простой сенсомоторной реакции, уровню 2 – средние, уровню 3 – максимальные, м. – мужчины, ж. – женщины

На схему «Классификация видов спорта по нейродинамическим параметрам времени простой сенсомоторной реакции спортсменов» получен патент на промышленный образец №136767, 23.05.2023 (Нопин и др., 2023).

Для характеристик проявления величин сложной сенсомоторной реакции выбора определены другие сочетания характеристик видов спорта (рисунок 54):

1) высокий – ситуационные движения и скоростно-силовые качества;

2) средний:

- циклическая структура движений и проявляемые качества – быстрота и сила;

- ациклическая структура движений и скоростно-силовые качества;

- ациклическая структура движений и точность;

- ситуационные движения и точность;

3) низкий

- циклическая структура движений и проявляемое качество выносливость;

- ациклическая структура движений и проявляемое качество сила;

- ситуационные движения и сила.

Время реакции включает сенсорный и моторный компоненты. Первый называют латентным периодом. Он зависит от модальности сигнала, то есть от того, к какому анализатору он относится. Моторный компонент времени реакции зависит от возбудимости мышц, а также от того, какими силами инерции покоя (то есть, по существу, весом) обладают различные звенья конечностей.

Структура движений	Стандартные					Ситуационные (нестандартные)			
	Циклические		Ациклические						
Проявляемое качество	Быстрота, сила	Выносливость	Скоростно-силовые качества	Точность	Сила	Скоростно-силовые качества	Точность	Сила	
Виды спорта	плавание м. 0,345 (0,274; 0,416), ж. 0,390 (0,368; 0,430), шорт-трек м. 0,388 (0,330; 0,423), легкая атлетика м. 0,403 (0,296; 0,445), ж. 0,359 (0,309; 0,399), гиревой спорт м. 0,406 (0,328; 0,438), гребля на байдарках и каное м. 0,364 (0,339; 0,384), ж. 0,414 (0,384; 0,440), триатлон м. 0,418 (0,351; 0,434) ж. 0,374 (0,343; 0,403)	лыжные гонки м. 0,375 (0,330; 0,418) ж. 0,414 (0,384; 0,440), триатлон м. 0,418 (0,351; 0,434) ж. 0,374 (0,343; 0,403)	худ. гимнастика ж. 0,272 (0,258; 0,290), тяжелая атлетика ж. 0,382 (0,342; 0,408)	стендовая стрельба м. 0,370 (0,329; 0,402) ж. 0,376 (0,349; 0,430), пулевая стрельба м. 0,382 (0,359; 0,400) ж. 0,362 (0,347; 0,383), стрельба из арбалета м. 0,393 (0,384; 0,403) ж.	пауэрлифтинг м. 0,380 (0,360; 0,390), тяжелая атлетика м. 0,437 (0,383; 0,465)	пауэрлифтинг м. 0,380 (0,360; 0,390), тяжелая атлетика м. 0,437 (0,383; 0,465)	карате м. 0,332 (0,291; 0,364) ж. 0,325 (0,305; 0,371), бадминтон м. 0,315 (0,309; 0,341) ж. 0,320 (0,300; 0,342), кикбоксинг м. 0,347 (0,331; 0,378) ж. 0,376 (0,337; 0,410), хоккей м. 0,357 (0,313; 0,385), футбол м. 0,371 (0,363; 0,386), бокс м. 0,376 (0,335; 0,424) ж. 0,389 (0,358; 0,418), греко-римская борьба м. 0,370 (0,308; 0,396), настольный теннис м. 0,367 (0,352; 0,389), сумо ж. 0,374 (0,329; 0,415)	керлинг м. 0,385 (0,376; 0,392) ж. 0,362 (0,345; 0,403)	сумо м. 0,450 (0,399; 0,466)
Уровень	2	3	2	2	3	1	2	3	

Рисунок 54 – Схема классификации видов спорта по величинам времени сложной сенсомоторной реакции выбора, уровню 1 соответствуют минимальные значения времени простой сенсомоторной реакции, уровню 2 – средние, уровню 3 – максимальные, м. – мужчины, ж. – женщины

Исследование времени простой и сложной реакции, проведенное на специализированном АПК «Vienna test system» (таблица 17-20) показало аналогичные данные, как и на АПК «Спортивный психофизиолог»: время простой сенсомоторной реакции было меньше у спортсменов циклических видов спорта на выносливость и спортсменов ситуационных видов спорта; время сложной сенсомоторной реакции выбора было меньше у спортсменов ситуационных видов спорта. Минимальные значения времени как простых, так и сложных сенсомоторных реакций выявлены у каратистов, что объясняется спецификой вида

спорта, требующей проявления большой активности и быстродействия в короткий промежуток времени. Также исследование на АПК «Vienna test system» позволило выделить сенсорные и моторные компоненты реакций (таблица 17-20).

Таблица 17 - Показатели компонентов и характеристик времени простой сенсомоторной реакции для мужчин-спортсменов, с

№ п/п	Группы (n)	Общее время реакции*	Сенсорное время	Моторное время*
1	Вольная борьба (n=11)	0,240 (0,228; 0,261)	0,133 (0,131; 0,148)	0,100 (0,089; 0,125)
2	Карате (n=17)	0,221 (0,212; 0,241)	0,131 (0,123; 0,146)	0,089 (0,085; 0,101)
3	Триатлон (n=5)	0,256 (0,251; 0,265)	0,117 (0,104; 0,161)	0,140 (0,095; 0,147)
4	Футбол (n=10)	0,254 (0,240; 0,280)	0,139 (0,118; 0,152)	0,112 (0,092; 0,144)
5	Гребля на байдарках и каноэ (n=8)	0,288 (0,255; 0,308)	0,160 (0,115; 0,177)	0,114 (0,102; 0,140)
6	Кикбоксинг (n=20)	0,263 (0,233; 0,288)	0,128 (0,117; 0,166)	0,119 (0,107; 0,137)
№ групп, различающихся по критерию Данна (P<0,05)		2-5, 2-6	-	2-6

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – P<0,01) и Данна (различия статистически значимы между группами (строками), например 2-5; 2-6). Данные описаны в виде медиан и квартилей. В связи с наличием различий по критерию Данна, различия по U-критерию Манна-Уитни не определялись.

Таблица 18 - Показатели компонентов и характеристик времени сложной сенсомоторной реакции для мужчин-спортсменов, с

№ п/п	Группы (n)	Общее время реакции	Сенсорное время	Моторное время*
1	Вольная борьба (n=11)	0,391 (0,327; 0,413)	0,246 (0,228; 0,295)	0,109 (0,097; 0,139)
2	Карате (n=17)	0,332 (0,291; 0,364)	0,230 (0,205; 0,265)	0,093 (0,082; 0,109)
3	Триатлон (n=5)	0,418 (0,351; 0,434)	0,244 (0,220; 0,278)	0,152 (0,107; 0,156)
4	Футбол (n=10)	0,401 (0,346; 0,420)	0,264 (0,232; 0,279)	0,127 (0,102; 0,157)
5	Гребля на байдарках и каноэ (n=8)	0,393 (0,351; 0,415)	0,258 (0,233; 0,285)	0,125 (0,110; 0,131)
6	Стендовая стрельба (n=11)	0,381 (0,298; 0,437)	0,271 (0,210; 0,311)	0,104 (0,078; 0,126)
7	Кикбоксинг (n=20)	0,382 (0,345; 0,412)	0,258 (0,202; 0,284)	0,136 (0,112; 0,154)
№ групп, различающихся по критерию Данна (P<0,05)		-	-	2-7
Различия U-критерию Манна-Уитни (P<0,05)		1-2**, 2-4**, 2-5**, 2-7**	-	2-5**, 2-7**

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* - P<0,03) и Данна. ** – P<0,05 по U-критерию Манна-Уитни (различия статистически значимы между группами (строками), например 1-2, 2-4, 2-5, 2-7). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

При сопоставлении сенсорных и моторных компонентов времени реакции оказалось, что спортсмены различных видов спорта по показателям сенсорного

компонента статистически значимо не различаются. Статистически значимые различия выявлены во всех группах по величинам моторного компонента времени как простой, так и сложной сенсомоторной реакции. Наименьшие значения моторного времени реакции выявлены у каратистов.

Таблица 19 - Показатели компонентов и характеристик времени простой сенсомоторной реакции для женщин-спортсменов, с

№ п/п	Группы (n)	Общее время реакции*	Сенсорное время	Моторное время*
1	Карате (n=18)	0,218 (0,210; 0,246)	0,127 (0,112; 0,140)	0,091 (0,083; 0,123)
2	Триатлон (n=6)	0,260 (0,232; 0,274)	0,112 (0,094; 0,118)	0,149 (0,114; 0,180)
3	Кикбоксинг (n=14)	0,263 (0,241; 0,287)	0,131 (0,117; 0,151)	0,137 (0,122; 0,158)
№ групп, различающихся по критерию Данна (P<0,05)		1-3	-	1-3

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – P<0,01) и Данна (различия статистически значимы между группами (строками) 1-3). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 20 - Показатели компонентов и характеристик времени сложной сенсомоторной реакции для женщин-спортсменов, с

№ п/п	Группы (n)	Общее время реакции	Сенсорное время	Моторное время*
1	Карате (n=18)	0,325 (0,305; 0,371)	0,222 (0,184; 0,263)	0,105 (0,090; 0,125)
2	Триатлон (n=6)	0,374 (0,343; 0,472)	0,210 (0,188; 0,334)	0,155 (0,128; 0,183)
3	Кикбоксинг (n=14)	0,398 (0,347; 0,422)	0,230 (0,199; 0,267)	0,153 (0,133; 0,173)
4	Стендовая стрельба (n=5)	0,360 (0,333; 0,367)	0,230 (0,218; 0,239)	0,121 (0,109; 0,143)
Количество различий по критерию Данна (P<0,05)		0	0	1 (1-3)
Различия U-критерию Манна-Уитни (P<0,05)		1-3**	-	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – P<0,01) и Данна (различия статистически значимы между группами (строками) 1-3). ** – P<0,02 по U-критерию Манна-Уитни (различия статистически значимы между группами (строками) 1-3). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таким образом, сравнение величин сенсомоторных реакций как проявлений нейродинамических свойств у спортсменов различных видов спорта позволило выявить виды спорта с определенным сочетанием физиологических характеристик, способствующих проявлению разного уровня сенсомоторных реакций. Лица, занимающиеся физической культурой (неспортсмены), характеризуются средними величинами как простой, так и сложной сенсомоторной реакции, что определяется

их средними нейромоторными способностями и отсутствием специализированной адаптации двигательной системы к определенным двигательным действиям. Для простых сенсомоторных реакций наивысший уровень определен для видов спорта с циклической структурой движений и ведущими двигательными качествами – быстрота и выносливость, для сложных сенсомоторных реакций – ситуационные виды спорта с ведущими скоростно-силовыми качествами. Наилучшие показатели сенсомоторных реакций среди всех спортсменов проявляют каратисты. Мужчины от женщин отличаются меньшими величинами времени простой сенсомоторной реакции. Большие значения времени сенсомоторных реакций выявлены у тяжелоатлетов и сумоистов, особенно у мужчин, т.к. это связано с большой массой тела и меньшей подвижностью, что является отражением меньшей нервной динамики.

Рассматривая полученные данные с позиций пластичности нервной системы, можно отметить большие проявления нейродинамических свойств соответственно у спортсменов, имеющих более высокий уровень сложной сенсомоторной реакции – в ситуационных видах спорта с ведущими скоростно-силовыми качествами. По результатам исследования разработаны схемы классификации видов спорта по времени простой и сложной сенсомоторной реакции спортсменов.

В исследовании было определено, что среди сенсорной и моторной составляющей времени реакции спортсмены различных видов спорта значительно отличаются именно моторным компонентом, что подчеркивает наибольшую роль моторики в функциональном управлении спортивными движениями.

3.2.3 Особенности статокINETической устойчивости у квалифицированных спортсменов в видах спорта с различной структурой движений

По данным исследования стабилOMETрических показателей, полученных с помощью теста «Static Analysis» на системе «BTS Motion System» (BTS Bioengineering, Италия), у спортсменов-представителей разных по структуре видов спорта: легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции), единоборства (вольная борьба), футбол выявлены статистически значимые различия, показывающие лучшие результаты у легкоатлетов и футболистов по сравнению единоборцами по показателям наклона вектора силы реакции опоры во фронтальной проекции (таблица 21). Значения расстояния между центрами стоп были также статистически значимо больше у единоборцев. Показатели длины траектории центра тяжести были статистически значимо выше у единоборцев и футболистов. Показатели смещения центра тяжести были ниже у легкоатлетов и футболистов по сравнению с единоборцами.

Таблица 21 - Результаты стабилметрического теста «Static Analysis» (30 с) у спортсменов-мужчин

№ п/п	Показатель, единицы измерения	1 Легкая атлетика (n=14)	2 Единоборства (n=11)	3 Футбол (n=10)	P*
1	Наклон вектора силы реакции опоры, в боковой проекции, общий, °	0,15 (0,10; 0,20)	0,20 (0,10; 0,20)	0,10 (0,10; 0,20)	-
2	Наклон вектора силы реакции опоры, в боковой проекции, левая нога, °	0,25 (0,00; 0,60)	0,30 (0,10; 0,40)	0,35 (0,10; 0,40)	-
3	Наклон вектора силы реакции опоры, в боковой проекции, правая нога, °	0,00 (-0,20; 0,20)	0,20 (-0,20; 0,30)	-0,10 (-0,20; 0,50)	-
4	Наклон вектора силы реакции опоры, в фронтальной проекции, общий, °	0,20 (0,10; 0,20)	0,10 (0,00; 0,20)	0,10 (0,10; 0,20)	-
5	Наклон вектора силы реакции опоры, в фронтальной проекции, левая нога, °	-3,95 (-5,40; -3,10)	-5,30 (-5,50; -4,30)	-4,60 (-4,80; -4,30)	1** (1-2)
6	Наклон вектора силы реакции опоры, в фронтальной проекции, правая нога, °	-3,65 (-5,10; -2,80)	-5,00 (-5,60; -4,40)	-4,35 (-4,90; -3,50)	1** (1-2)
7	Угловое отклонение центров тяжести (angular deviation), °	0,85 (-2,40; 1,40)	-0,50 (-2,00; 1,40)	1,80 (-0,60; 3,80)	-
8	Расстояние между центрами стоп, мм	318,85 (283,10; 369,00)	360,10 (318,90; 386,00)	318,60 (301,30; 328,80)	2** (1-2, 2-3)
9	Анализ центра тяжести, длина траектории центра тяжести, общая, мм	263,50 (211,60; 301,60)	365,10 (329,60; 439,50)	394,65 (239,60; 538,10)	1** (1-2)
10	Анализ центра тяжести, длина траектории центра тяжести, левая нога, мм	256,35 (206,20; 307,40)	271,10 (216,80; 426,60)	307,60 (205,80; 459,10)	-
11	Анализ центра тяжести, длина траектории центра тяжести, правая нога, мм	230,90 (192,20; 281,90)	302,70 (235,40; 329,10)	328,15 (221,80; 422,20)	1** (1-3)
12	Смещение центра тяжести - диапазон колебаний, передняя-задняя сторона, общая, мм	26,30 (23,10; 31,40)	31,30 (28,50; 54,50)	30,15 (25,90; 37,80)	-
13	Смещение центра тяжести - диапазон колебаний, передняя-задняя сторона, левая нога, мм	30,15 (24,70; 36,70)	31,00 (23,00; 63,10)	36,35 (26,50; 41,60)	-
14	Смещение центра тяжести - диапазон колебаний, передняя-задняя сторона, правая нога, мм	27,75 (18,00; 37,20)	43,50 (29,70; 48,50)	29,90 (28,00; 31,80)	1** (1-2)
15	Средняя скорость смещения центра тяжести, передняя-задняя сторона, общая, мм/с	7,85 (7,10; 8,30)	8,80 (7,40; 9,30)	8,35 (7,80; 8,70)	-

Продолжение таблицы 21

№п/п	Показатель, единицы измерения	1 Легкая атлетика (n=14)	2 Единоборства (n=11)	3 Футбол (n=10)	P*
16	Средняя скорость смещения центра тяжести, передняя-задняя сторона, левая нога, мм/с	8,00 (6,90;8,20)	8,80 (7,40; 9,40)	8,20 (7,50; 8,60)	-
17	Средняя скорость смещения центра тяжести, передняя-задняя сторона, правая нога, мм/с	7,65 (6,80; 8,40)	8,60 (7,50; 9,40)	8,50 (7,90; 9,10)	-
18	Смещение центра тяжести – диапазон колебаний, левая-правая сторона, общая, мм	9,75 (6,30; 13,90)	14,40 (9,70; 18,70)	20,05 (12,20; 38,70)	-
19	Смещение центра тяжести – диапазон колебаний, левая-правая сторона, левая нога, мм	7,95 (4,00;8,80)	6,70 (6,00; 14,10)	10,65 (3,80; 11,20)	-
20	Смещение центра тяжести – диапазон колебаний, левая-правая сторона, правая нога, мм	7,50 (4,30;8,90)	10,50 (5,70; 19,10)	8,45 (3,90; 12,40)	-
21	Средняя скорость смещения центра тяжести, левая-правая сторона, общая, мм/с	11,40 (11,10; 11,60)	11,50 (11,10; 11,80)	11,45 (10,90; 11,70)	-
22	Средняя скорость смещения центра тяжести, левая-правая сторона, левая нога, мм/с	15,70 (15,40; 16,40)	16,70 (15,80; 16,90)	15,70 (15,50; 16,20)	2** (1-2, 2-3)
23	Средняя скорость смещения центра тяжести, левая-правая сторона, правая нога, мм/с	6,80 (6,10;7,40)	6,20 (5,70; 6,70)	6,65 (6,50; 7,30)	-
24	Распределение веса, %, левая нога	50,05 (48,80; 51,30)	50,70 (49,10; 52,00)	50,65 (47,70; 51,90)	-
25	Распределение веса, %, правая нога	49,95 (48,70; 51,20)	49,30 (48,10; 50,90)	49,35 (48,10; 52,30)	-
26	Распределение веса, %, различия	2,55 (1,70; 4,10)	3,40 (1,40; 4,20)	4,20 (3,10; 4,90)	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (* – $P < 0,05$) и Данна (** – количество различий со значимостью $P < 0,05$ и список различий между группами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Часть показателей статокINETической устойчивости спортсменов-легкоатлетов, единоборцев и футболистов из таблицы 20 представлены на рисунке 55. На этом рисунке наглядно видны больший диапазон колебаний центра тяжести у единоборцев и футболистов и меньшее угловое отклонение у легкоатлетов. Таким образом, среди спортсменов стандартных, игровых видов спорта и единоборств лучшие показатели статокINETической

устойчивости отмечают у легкоатлетов, что, вероятно, связано с необходимостью иметь устойчивую рабочую позу, являющуюся составляющей динамического стереотипа двигательного навыка. Это подтверждается также и данными других исследователей, относящими способность к статической и динамической координации движений в качестве наиболее значимых факторов психомоторного статуса легкоатлетов (Белякова, 2021). Большие смещения центра тяжести отмечают у единоборцев, что можно объяснить большей его динамикой при выполнении соревновательных упражнений и совершенствованием процессов поддержания равновесия не в позе стояния, а в положениях с опорой на разные части тела. Показатели длины траектории больше у футболистов, что обосновано развитием вестибулярных процессов при различных поворотах и изменениях траектории движения в процессе игры.



Рисунок 55 - Показатели статокINETической устойчивости у легкоатлетов, единоборцев и футболистов мужского пола

Таким образом, статокINETические характеристики спортсменов определяются совершенствованием двигательных и вестибулярных механизмов, обусловленных спецификой динамики двигательных действий в спорте.

3.3 БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ СПОРТСМЕНОВ РАЗНОГО ПОЛА ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПРОБ СУБМАКСИМАЛЬНОЙ И МАКСИМАЛЬНОЙ МОЩНОСТИ

Успех в спорте требует экстраординарных физиологических способностей в сочетании с выдающимися возможностями в области моторного контроля (Scharfen, Memmert, 2019), который определяют как способность управлять двигательной активностью, реализуемой на основе взаимодействия нервной системы и скелетной мускулатуры (Гурфинкель, Левик, 1991; Фарфель, 2011). Согласно современным представлениям, в формировании двигательных программ или формул движения принимают участие иерархично представленные многочисленные структуры мозга и сенсорная обратная связь, формирующие исполнительные команды к мышцам (Бернштейн, 1966, 2017; Иваненко, 2016; Wiegel, Leukel, 2020; MacLennan et al., 2021).

Совершенные мышцами движения характеризуются кинематическими и динамическими характеристиками, являющимися важными составляющими и параметрами обратной связи о результатах управления движениями. В связи с этим кинематические параметры спортивных движений и двигательных тестов позволяют оценить функциональное состояние и координационную функцию нервно-мышечного аппарата спортсменов.

3.3.1 Кинематика и динамика движений в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у квалифицированных спортсменов разного пола и спортивной специализации

Вертикальные прыжки используются в спорте для определения уровня подготовленности и диагностики работы мышц и нервно-мышечного аппарата. Зарубежными учеными представлены работы по кинематике и динамике прыжков, в которых сравниваются основные механические параметры, такие как мощность,

высота и сила, полученные в различных упражнениях с вертикальным прыжком (Coppola et al., 2020; Abdelkader et al., 2021; Sahabuddin et al., 2021). Специальные прыжковые тесты включены в протоколы оценки как в зарубежных физиологических лабораториях (Palmieri et al., 2015), так и в России в программах научно-методического сопровождения. Популярный тест повторных прыжков Bosco был реализован нами в виде программы для ЭВМ и использовался для исследования кинематических и динамических параметров у спортсменов различных видов спорта. С помощью разработанной программы для ЭВМ «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» было проведено исследование биомеханических параметров многократных прыжковых движений и скоростно-силовой выносливости мышц ног (по показателю индекса утомления) у 62 спортсменов циклических и ситуационных видов спорта, квалификация – от 1 разряда до МСМК, возраст – от 18 до 30 лет.

Исследование легкоатлетов мужского и женского пола показало следующее. Мужчины имели статистически более высокие показатели максимальной силы отталкивания перед прыжком и максимальной высоты прыжка в третьем периоде (таблица 22). Имелась тенденция к меньшей величине индекса утомления у мужчин и к большему количеству прыжков у женщин во всех периодах.

Таблица 22 - Кинематические и динамические параметры спортсменов-легкоатлетов, полученные в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco»

№ п/п	Показатели	Мужчины (n=10)	Женщины (n=7)	P<
1	Индекс утомления	1,56 (1,38; 1,81)	2,15 (1,53; 2,83)	-
2	Максимальная сила отталкивания перед прыжком, Н	1971,0 (1729,1; 2261,1)	1410,9 (1262,7; 1556,7)	0,01
Период 1 (1-15 секунда)				
3	Мощность, Вт/кг	16,5 (13,1; 16,9)	14,5 (13,6; 15,9)	-
4	Высота прыжка, среднее, м	0,22 (0,18; 0,28)	0,20 (0,16; 0,21)	-
5	Высота прыжка, максимум, м	0,25 (0,21; 0,32)	0,24 (0,20; 0,27)	-
6	Количество прыжков	11,0 (10,0; 13,0)	13,0 (13,0; 15,0)	-
Период 2 (16-30 секунда)				
7	Мощность, Вт/кг	13,7 (11,9; 15,3)	12,2 (10,4; 13,8)	-
8	Высота прыжка, среднее, м	0,19 (0,16; 0,26)	0,15 (0,13; 0,19)	-
9	Высота прыжка, максимум, м	0,22 (0,19; 0,28)	0,18 (0,17; 0,22)	-
10	Количество прыжков	11,5 (9,0; 12,0)	14,0 (12,0; 14,0)	-
Период 3 (31-45 секунда)				
11	Мощность, Вт/кг	12,0 (10,6; 14,2)	10,3 (7,8; 11,4)	-
12	Высота прыжка, среднее, м	0,16 (0,13; 0,23)	0,13 (0,09; 0,14)	-
13	Высота прыжка, максимум, м	0,19 (0,16; 0,26)	0,14 (0,11; 0,17)	0,05
14	Количество прыжков	11,0 (9,0; 12,0)	13,0 (11,0; 16,0)	-
Период 4 (46-60 секунда)				
15	Мощность, Вт/кг	10,7 (8,4; 13,8)	8,5 (6,0; 9,6)	-
16	Высота прыжка, среднее, м	0,14 (0,10; 0,20)	0,10 (0,06; 0,12)	-
17	Высота прыжка, максимум, м	0,15 (0,12; 0,22)	0,11 (0,09; 0,13)	-
18	Количество прыжков	9,5 (8,0; 12,0)	12,0 (9,0; 16,0)	-
Всего (1-60 секунда)				
19	Мощность, Вт/кг	13,2 (11,1; 15,3)	11,2 (9,3; 12,7)	-
20	Высота прыжка, среднее, м	0,17 (0,14; 0,25)	0,14 (0,12; 0,16)	-
21	Высота прыжка, максимум, м	0,20 (0,18; 0,28)	0,17 (0,15; 0,19)	-
22	Количество прыжков	41,0 (39,0; 49,0)	50,0 (49,0; 59,0)	-

Примечание: P – Различия по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между мужчинами и женщинами (показатели №2 и №13). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Сравнительный анализ кинематических и динамических параметров у спортсменов разных видов спорта: циклического (легкая атлетика) и ситуационных (фехтование, волейбол, единоборства, футбол, кроссфит) показал следующее. Наибольшая скоростно-силовая выносливость (меньший индекс утомления) была выявлена у фехтовальщиков и единоборцев, затем следовали легкоатлеты и футболисты, наибольшие величины индекса утомления были у спортсменов,

занимающихся кроссфитом и волейболом. Выявлена тенденция к проявлению большей максимальной силы перед отталкиванием у единоборцев и фехтовальщиков и меньшей у футболистов и занимающихся кроссфитом.

Мощность и максимальная высота прыжка в первых 3 периодах были выше у футболистов, среднее положение по мощности и максимальной высоте прыжков занимали единоборцы. По показателю количества прыжков данные по периодам отличались. Наименьшие показатели количества прыжков во всех периодах были у единоборцев. Остальные специализации по показателю количества прыжков в 1 и 2 период значимо не отличались. В 3 и 4 период фехтовальщики значительно превосходили все виды спорта по количеству прыжков (таблица 23).

Следовательно, были выявлены половые различия кинематических и динамических параметров у спортсменов-легкоатлетов при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco»: мужчины имеют более высокие показатели максимальной силы отталкивания перед прыжком и максимальной высоты прыжка в третьем периоде, меньший индекс утомления, прыгают выше, но реже. Наибольшая скоростно-силовая выносливость (меньший индекс утомления) была выявлена у фехтовальщиков и единоборцев, затем следовали легкоатлеты и футболисты, наибольшие величины индекса утомления были у спортсменов, занимающихся кроссфитом и волейболом.

Таблица 23 - Кинематические и динамические параметры спортсменов-мужчин циклических и ситуационных видов спорта, полученные в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco»

№ п/п	Показатели	1 Фехтование рапира (n=7)	2 Волейбол (n=6)	3 Единоборства (n=10)	4 Легкая атлетика (n=10)	5 Кроссфит (n=10)	6 Футбол (n=12)	Р
1	Индекс утомления	1,35 (1,33; 1,61)	2,26 (2,01; 2,64)	1,52 (1,29; 2,23)	1,56 (1,38; 1,81)	1,98 (1,50; 2,59)	1,69 (1,38; 2,15)	-
2	Максимальная сила отталкивания перед полетом (прыжком), Н	2000,08 (1766,47; 2258,62)	1987,40 (1817,34; 2166,15)	2096,42 (1817,47; 2636,07)	1971,0 (1729,1; 2261,1)	1779,39 (1606,59; 1999,55)	1758,66 (1288,33; 2103,08)	-
3	Период 1 (1-15 секунда), относительная мощность, Вт/кг	14,39 (13,06; 17,68)	17,59 (16,85; 19,72)	17,64 (14,29; 19,55)	16,5 (13,1; 16,9)	17,40 (16,93; 19,39)	18,78 (17,10; 20,12)	Рф-фу<0,05 Рв-л<0,05 Рл-к<0,05 Рл-фу<0,05
4	Период 1, высота прыжка максимальная, м	0,22 (0,21; 0,33)	0,31 (0,25; 0,39)	0,34 (0,25; 0,37)	0,25 (0,21; 0,32)	0,31 (0,29; 0,33)	0,31 (0,27; 0,33)	Рф-е<0,05
5	Период 1, количество прыжков	12,0 (10,0; 14,0)	12,0 (11,0; 14,0)	11,0 (11,0; 11,0)	11,0 (10,0; 13,0)	12,0 (10,0; 13,0)	12,0 (11,0; 13,0)	Ре-фу<0,05
6	Период 2 (16-30 секунда), относительная мощность, Вт/кг	13,44 (11,15; 16,24)	15,67 (12,48; 17,13)	15,49 (13,88; 19,32)	13,7 (11,9; 15,3)	15,62 (14,69; 19,94)	16,90 (13,76; 20,05)	Рл-к<0,05 Ре-л<0,05 Рл-фу<0,05
7	Период 2, высота прыжка максимальная, м	0,20 (0,18; 0,32)	0,24 (0,23; 0,28)	0,30 (0,23; 0,37)	0,22 (0,19; 0,28)	0,25 (0,25; 0,32)	0,27 (0,23; 0,31)	Рф-е<0,05 Ре-л<0,05
8	Период 2, количество прыжков	13,0 (12,0; 17,0)	12,5 (11,0; 14,0)	11,0 (9,0; 11,0)	11,5 (9,0; 12,0)	12,0 (11,0; 13,0)	12,0 (11,0; 13,0)	Ре-к<0,05 Ре-фу<0,05
9	Период 3 (31-45 секунда), относительная мощность, Вт/кг	12,61 (8,65; 15,36)	11,69 (10,64; 14,68)	13,64 (11,37; 16,88)	12,0 (10,6; 14,2)	12,78 (11,73; 16,0)	14,04 (12,29; 15,71)	-

Продолжение таблицы 23

№ п/п	Показатели	1 Фехтование рапира (n=7)	2 Волейбол (n=6)	3 Единоборства (n=10)	4 Легкая атлетика (n=10)	5 Кроссфит (n=10)	6 Футбол (n=12)	Р
10	Период 3, высота прыжка максимальная, м	0,16 (0,14; 0,29)	0,21 (0,20; 0,21)	0,25 (0,20; 0,31)	0,19 (0,16; 0,26)	0,21 (0,19; 0,32)	0,24 (0,22; 0,26)	-
11	Период 3, количество прыжков	13,0 (11,0; 20,0)	10,5 (9,0; 12,0)	11,0 (10,0; 11,0)	11,0 (9,0; 12,0)	12,0 (11,0; 13,0)	12,50 (11,0; 13,0)	-
12	Период 4 (46-60 секунда), относительная мощность, Вт/кг	11,08 (8,27; 14,33)	9,77 (8,49; 12,51)	10,16 (9,72; 15,12)	10,7 (8,4; 13,8)	10,75 (8,41; 13,94)	11,47 (9,04; 12,93)	-
13	Период 4, высота прыжка максимальная, м	0,13 (0,12; 0,25)	0,16 (0,15; 0,18)	0,22 (0,17; 0,33)	0,15 (0,12; 0,22)	0,16 (0,13; 0,23)	0,20 (0,15; 0,24)	Р _{e-л} <0,05
14	Период 4, количество прыжков	13,0 (11,0; 20,0)	9,5 (8,0; 12,0)	8,50 (8,0; 11,0)	9,5 (8,0; 12,0)	11,0 (9,0; 12,0)	11,0 (9,0; 12,0)	Р _{ф-e} <0,05
15	Всего за 4 периода (1-60 секунда), относительная мощность, Вт/кг	12,62 (9,85; 15,89)	13,69 (12,25; 15,50)	14,60 (12,36; 17,72)	13,2 (11,1; 15,3)	14,14 (13,03; 18,67)	15,58 (13,07; 16,64)	
16	Всего за 4 периода, высота прыжка максимальная, м	0,22 (0,21; 0,33)	0,31 (0,25; 0,39)	0,35 (0,28; 0,38)	0,20 (0,18; 0,28)	0,33 (0,29; 0,33)	0,31 (0,27; 0,36)	Р _{ф-e} <0,05 Р _{e-л} <0,05
17	Всего за 4 периода, количество прыжков	51,0 (44,0; 71,0)	43,5 (43,0; 46,0)	41,50 (38,0; 44,0)	41,0 (39,0; 49,0)	47,0 (42,0; 50,0)	47,50 (43,0; 50,0)	Р _{ф-e} <0,05

Примечание: виды спорта: ф – фехтование, в – волейбол, е – единоборства, л – легкая атлетика, к – кроссфит, фу – футбол. Значимость различий Р рассчитана по U-критерию Манна-Уитни (различия статистически значимы между группами (столбцами) видов спорта). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

3.3.2 Кинематический и динамический анализ тяжелоатлетических упражнений

Реализация процесса управления совершенствованием спортивных двигательных действий (техники движений) предполагает наличие модели техники в данном состоянии спортсмена и в том состоянии, которое необходимо достигнуть, а также модель средств и методов воздействия на структуру двигательного действия с целью изменения ее в нужном направлении (Сивохин и др., 2017). Понятие спортивной техники формировалось на основе научной теории движений биологических систем, интенсивное развитие которой началось с работ Бернштейна (1966). Спортивная техника понимается как способ двигательного действия в спортивной деятельности, направленный на достижение высокого результата. От того, как объединена система движений в единое целое, зависит самое существенное – насколько совершенно данное двигательное действие (Донской, Зациорский, 1979).

Только системные исследования с использованием современных методик могут дать реальную возможность расширить понимание рациональной организации двигательных действий, сформулировать объективные критерии эффективной техники, конкретизировать задачи для каждой фазы и периода движения. Совершенство кинематики и динамики двигательного действия во многом обуславливает спортивный результат (Шалманов и др., 2014; Сивохин и др., 2017).

Кинематические и динамические исследования с использованием современных измерительных стендов и регистрирующей аппаратуры показали сложную структуру тяжелоатлетических упражнений, позволили получить точные количественные данные различных характеристик движения (Фураев, 2013; Сивохин и др., 2017; Хасин и др., 2018; Al-Khleifat et al., 2019), что послужило эмпирической базой для обоснования и построения модели рациональных спортивных соревновательных движений (Дворкин, 2022; Шалманов и др., 2020, Хасин и др., 2022), морфологических особенностей тяжелоатлетов (Чермит,

Заболотный, 2013) и уровня их спортивного мастерства (Воронович, 2018; Kirp, 2021).

Работа по совершенствованию двигательных действий требует наличия объективной системы оценки ее эффективности. Поэтому важным вопросом является разработка четких, объективно обоснованных критериев эффективности движений, соответствующих модельным характеристикам.

Большой интерес представляет анализ особенностей кинематики и динамики выполнения тяжелоатлетических упражнений в аспекте сравнения их особенностей у спортсменов разного пола и весовых категорий. Исследование кинематических и динамических характеристик тяжелоатлетических упражнений (рывка и толчка) было проведено у 52 тяжелоатлетов (35 мужчин и 17 женщин) квалификации МС и МСМК, членов сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике.

3.3.2.1 Половые особенности кинематики и динамики двигательных действий при выполнении тяжелоатлетического рывка

При анализе кинематических и динамических характеристик двигательных действий при выполнении тяжелоатлетического рывка были выявлены половые различия по части показателей, которые мы связываем с особенностями строения тела, силовыми и скоростными характеристиками. Наряду с анализом средних значений показателей одновременно рассчитывались перцентильные показатели для формирования модельных характеристик, впоследствии используемых для методики экспресс-оценки эффективности движений тяжелоатлетов.

Сравнение продолжительности фаз рывка у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов (рисунок 56) выявило, что мужчины выполняют быстрее подрыв 2.2 ($P < 0,03$) и подсед, и медленнее – вставание.

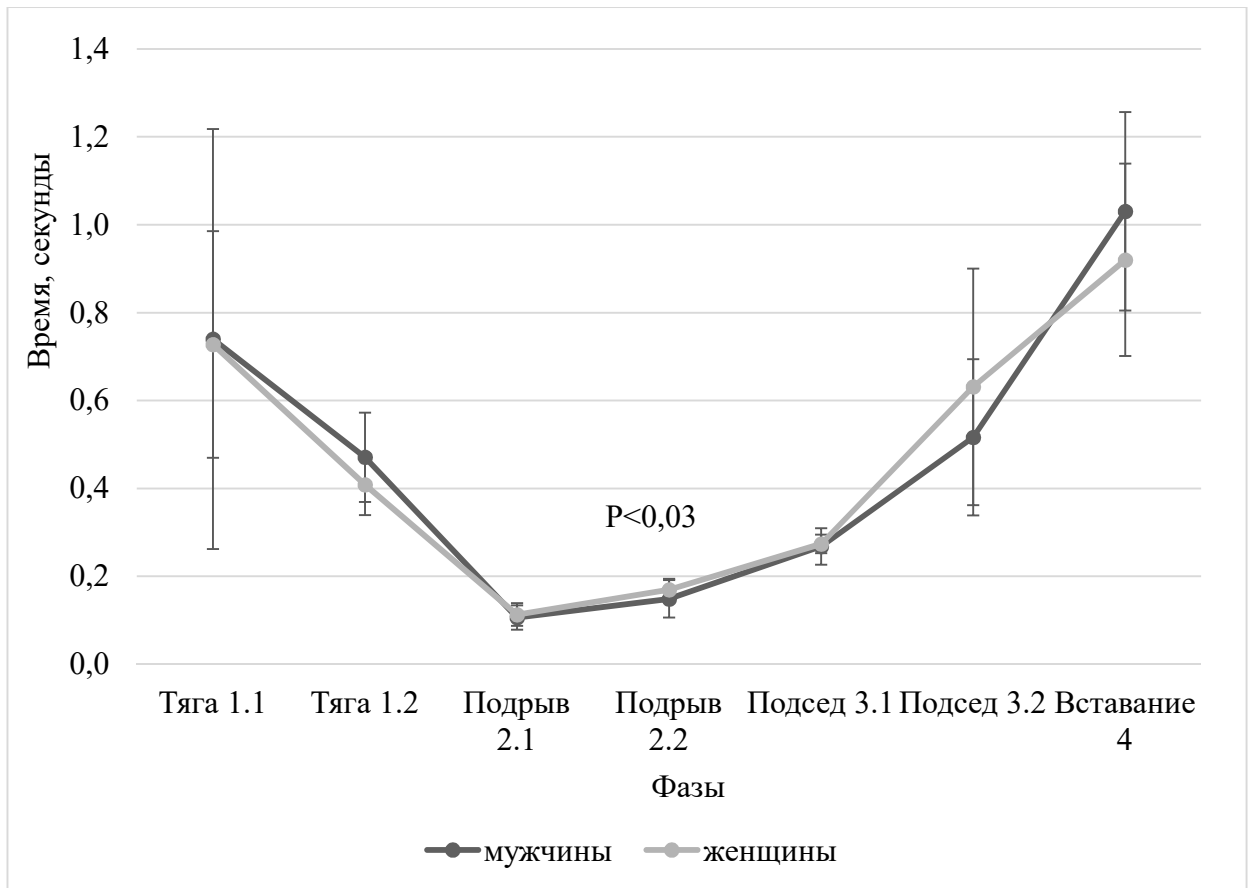


Рисунок 56 - Продолжительность фаз рывка у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, секунд, P – по U-критерию Манна-Уитни

В качестве примера приведены фотографии завершения фазы подрыва 2.2 мужчины и женщины (рисунок 57). По показателям вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами движения в рывке мужчины статистически значимо превосходят женщин по всем фазам. Это же выявлено при анализе и других силовых показателей: максимального, среднего и минимального значения вертикальной составляющей усилия на опору. По скоростным показателям максимальной скорости увеличения вертикальной составляющей усилия на опору мужчины также статистически значимо превосходили женщин во всех фазах рывка (таблица 24).



А

Б

Рисунок 57 - Фотографии фазы подрыва 2.2 у мужчины (А) и женщины (Б)

Таблица 24 - Максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов в рывке, кг/с

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.1	609,1 (483,0; 833,0)	409,3 (248,0; 508,5)	0,007
2	Тяга 1.2	257,5 (194,4; 513,6)	132,0 (81,1; 276,5)	0,005
3	Подрыв 2.1	1461,0 (967,0; 1807,0)	822,1 (746,0; 947,6)	0,007
4	Подрыв 2.2	691,0 (303,0; 810,0)	496,2 (348,5; 593,3)	-
5	Подсед 3.1	5625,0 (5011,0; 8878,0)	4499,5 (4089,5; 6974,0)	-
6	Подсед 3.2	908,0 (609,3; 2189,0)	425,0 (369,1; 585,3)	0,001
7	Вставание 4	485,2 (328,0; 632,7)	255,6 (207,5; 362,0)	0,001

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

По скоростному показателю – максимальному значению вертикальной составляющей скорости грифа штанги мужчины превосходили женщин в конце фазы тяги и в начале подрыва (рисунок 58).

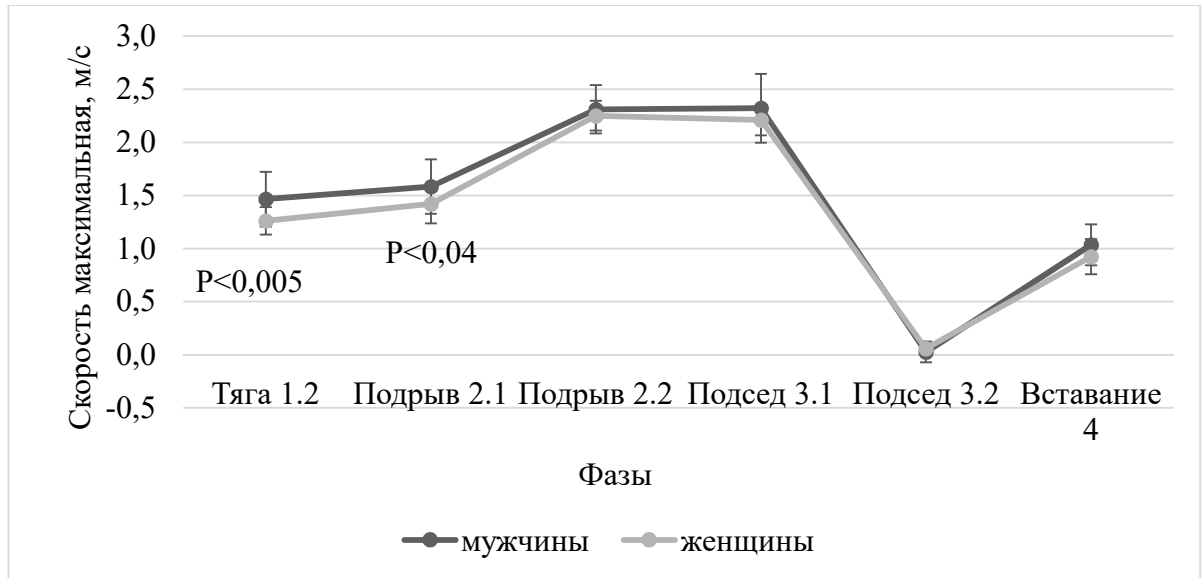


Рисунок 58 - Максимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, м/с, P – по U-критерию Манна-Уитни

Минимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги в конце тяги было больше у женщин, а в начале подрыва – у мужчин (рисунок 59).



Рисунок 59 - Минимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, м/с, P – по U-критерию Манна-Уитни

Сравнение кинематических показателей техники рывка также выявило половые различия. Угол в тазобедренном суставе был больше у мужчин, чем у женщин в фазах тяги, подрыва и вставания (таблица 25), а амплитуда сгибания

тазобедренного сустава была больше у женщин в конце периодов подрыва и подседа (рисунок 60).

Таблица 25 - Угол в правом тазобедренном суставе в граничный момент между фазами в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.1	66,4 (52,6; 87,0)	51,1 (45,1; 68,0)	0,05
2	Тяга 1.2	106,7 (94,9; 128,5)	94,1 (88,1; 109,5)	-
3	Подрыв 2.1	138,5 (131,6; 152,2)	123,9 (118,6; 140,1)	0,05
4	Подрыв 2.2	178,6 (174,7; 180,3)	179,8 (175,0; 186,0)	-
5	Подсед 3.1	102,4 (91,9; 115,1)	108,6 (100,8; 114,6)	-
6	Подсед 3.2	76,9 (68,8; 90,1)	74,5 (61,4; 79,9)	-
7	Вставание 4	170,0 (157,9; 177,8)	156,0 (146,3; 169,9)	0,03

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

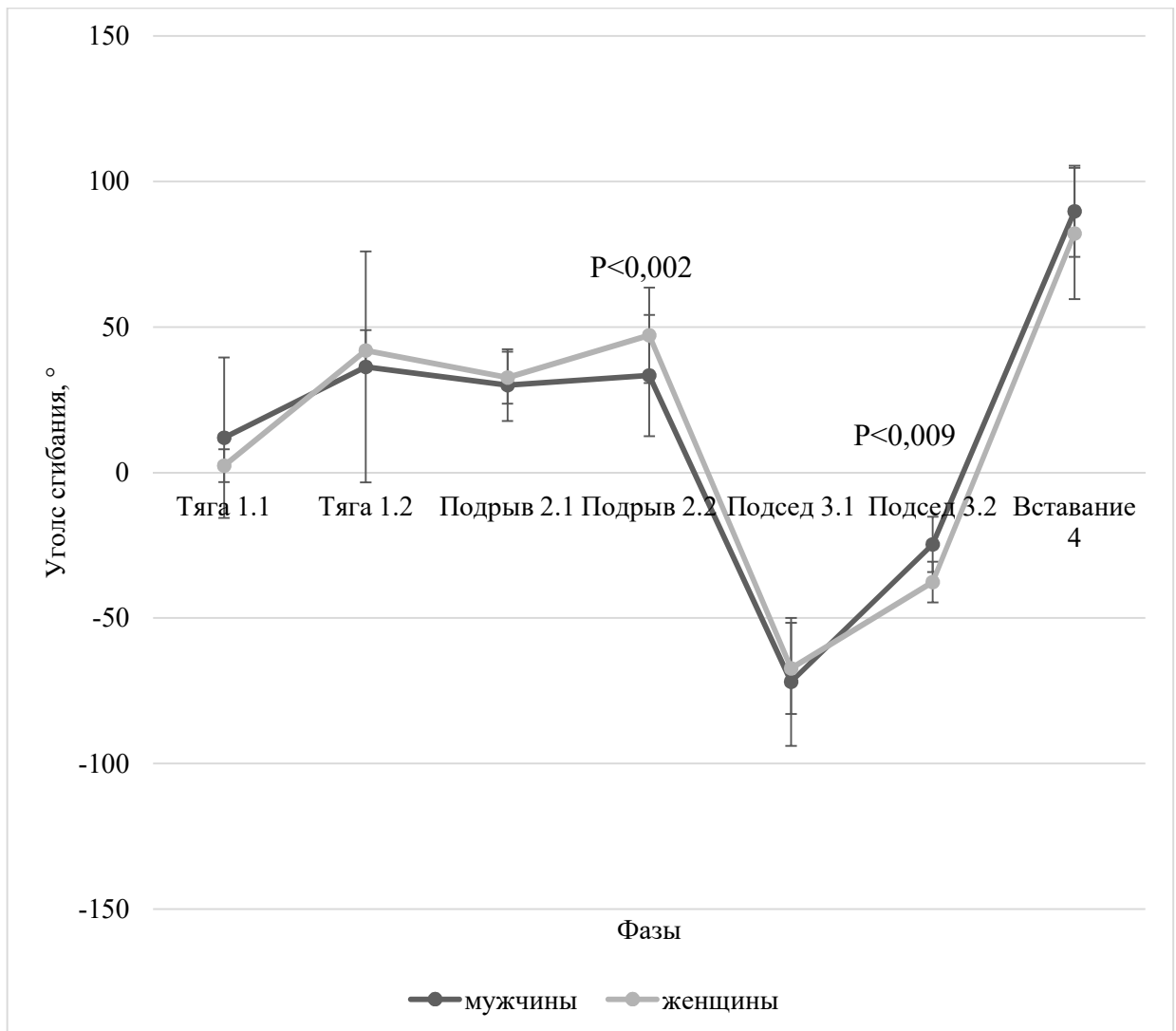


Рисунок 60 - Амплитуда сгибания правого тазобедренного сустава в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, P – по U-критерию Манна-Уитни

Мужчины значительно превосходили женщин по показателям максимальной угловой скорости сгибания тазобедренного сустава, особенно в фазах тяги (таблица 26). Например, в фазу тяги 1.2 максимальная угловая скорость сгибания тазобедренного сустава у мужчин была больше в 1,12 раза, чем у женщин ($P < 0,04$).
Таблица 26 - Максимальная угловая скорость сгибания правого тазобедренного сустава в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, $^{\circ}/с$

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.1	27,5 (17,5; 62,5)	33,5 (20,30; 53,50)	-
2	Тяга 1.2	235,2 (199,3; 275,0)	208,0 (156,5; 230,5)	0,04
3	Подрыв 2.1	390,9 (324,0; 438,0)	380,8 (303,0; 405,5)	-
4	Подрыв 2.2	472,0 (392,0; 514,0)	463,0 (415,5; 588,5)	-
5	Подсед 3.1	507,0 (441,8; 587,4)	475,9 (423,0; 535,0)	-
6	Подсед 3.2	302,1 (228,0; 406,0)	381,2 (268,0; 453,5)	-
7	Вставание 4	163,6 (148,6; 186,0)	174,9 (157,5; 184,5)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Угол в правом коленном суставе в подседе был больше у женщин, а при вставании – у мужчин (рисунок 61).

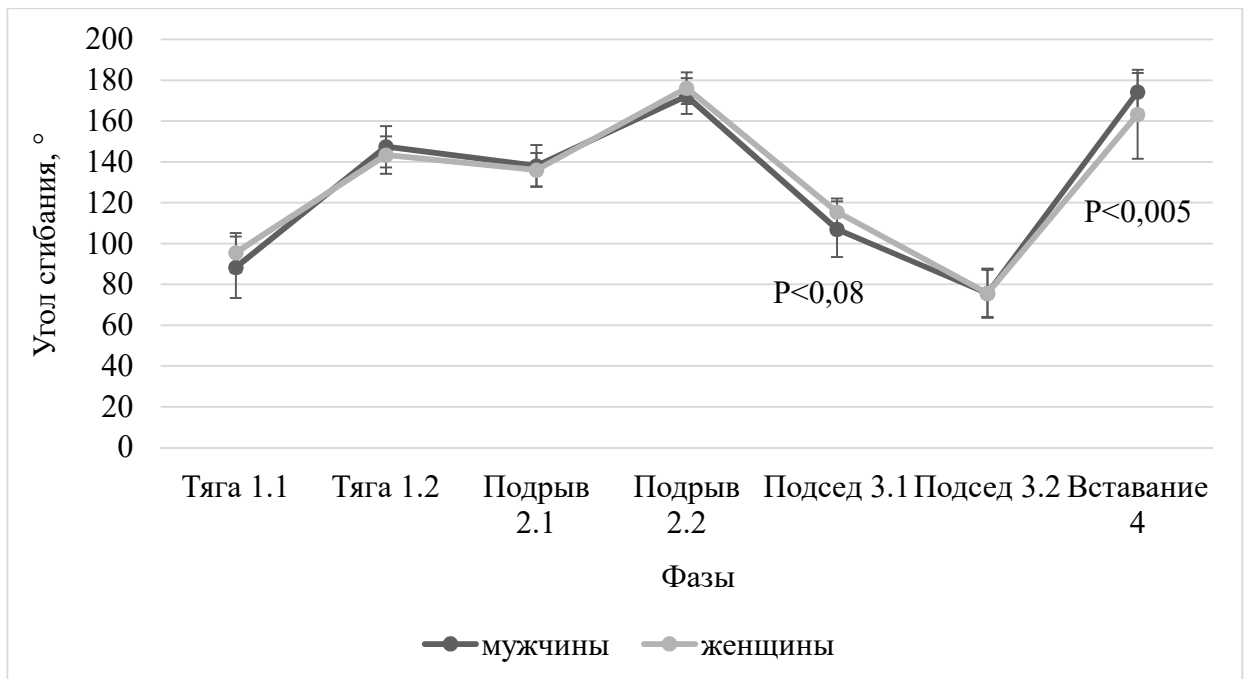


Рисунок 61 - Угол в правом коленном суставе в рывке в граничный момент между фазами у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, P – по U-критерию Манна-Уитни

Амплитуда сгибания правого коленного сустава у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов была схожа, но в фазу тяги 1.2 статистически значимо была больше у мужчин, а в фазу подседа 3.2 – у женщин (рисунок 62).

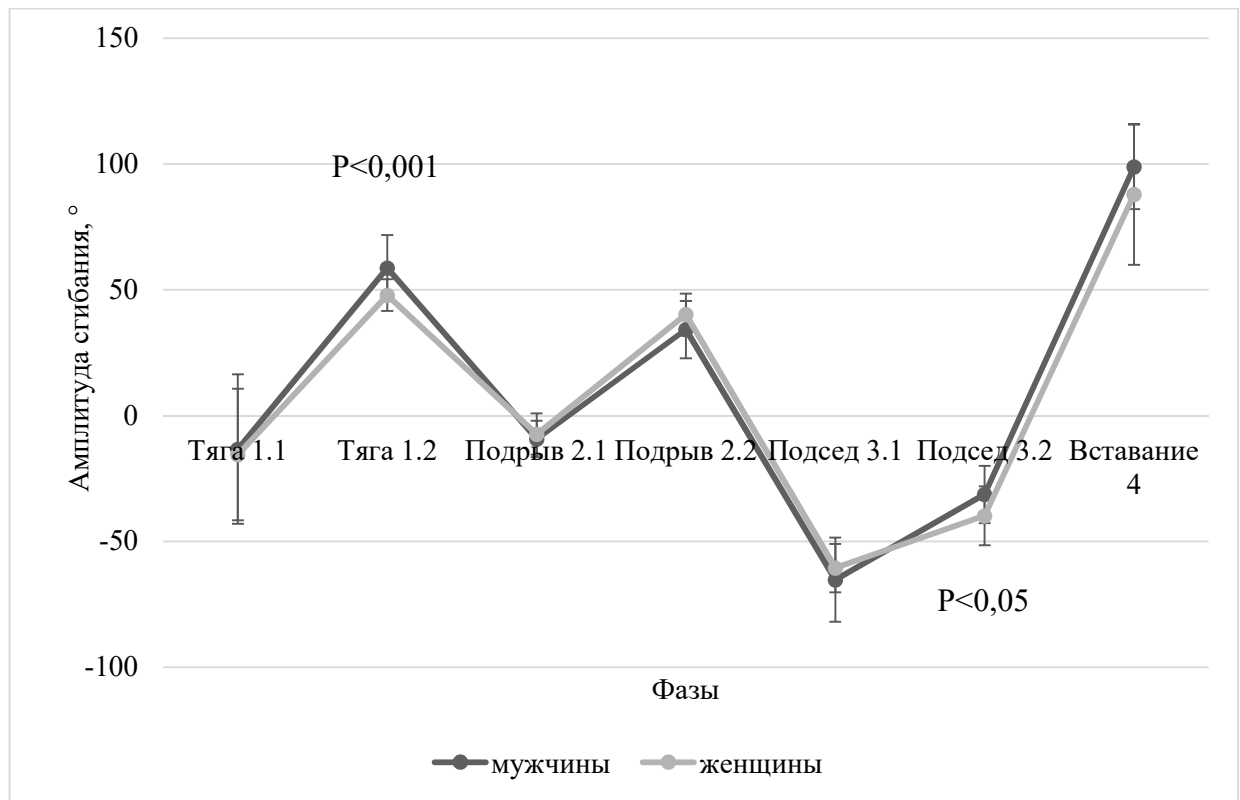


Рисунок 62 - Амплитуда сгибания правого коленного сустава в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, P – по U-критерию Манна-Уитни

По показателям максимальной угловой скорости сгибания правого коленного сустава мужчины превосходили в тяге и статистически значимо в подседе, а женщины – в конце подрыва.

По показателям угла в правом голеностопном суставе больших различий не выявлено, кроме фазы подрыва 2.2. В эту фазу угол был статистически значимо больше у женщин ($P < 0,001$) (рисунок 63).

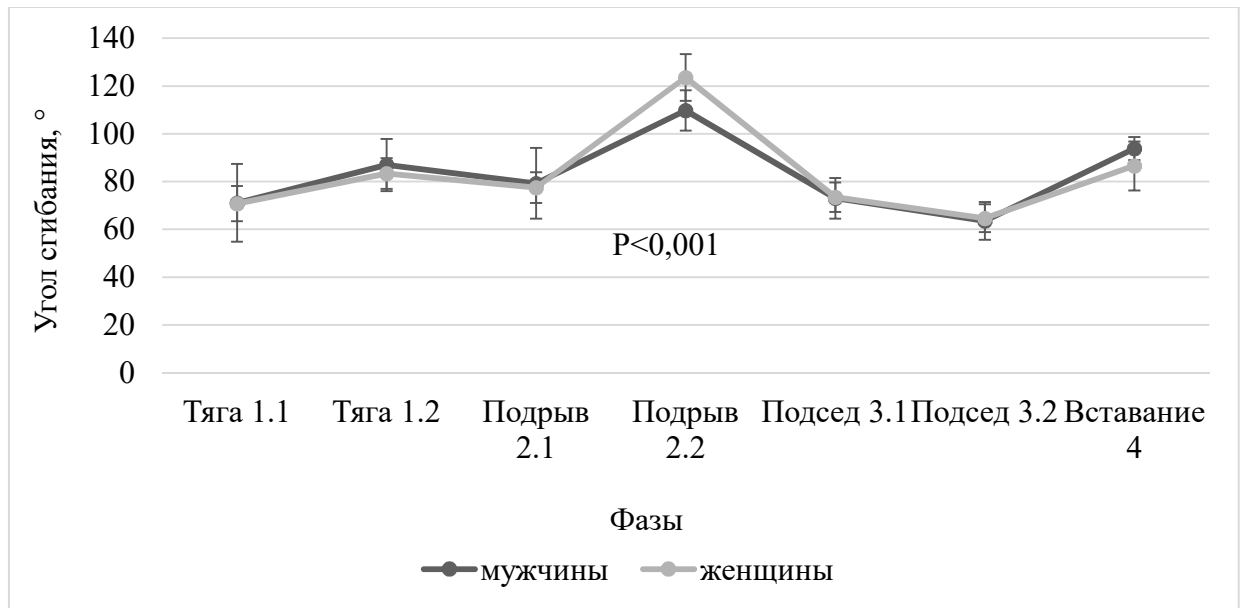


Рисунок 63 - Угол в правом голеностопном суставе в рывке в граничный момент между фазами у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, P – по U-критерию Манна-Уитни

Амплитуда сгибания правого голеностопного сустава по-разному изменялась в фазы рывка у мужчин и женщин. В фазу тяги 1.2 она была больше у мужчин, в фазы подрыва 2.2 и подседа 3.1 – у женщин, в фазу вставания была больше у мужчин (рисунок 64).

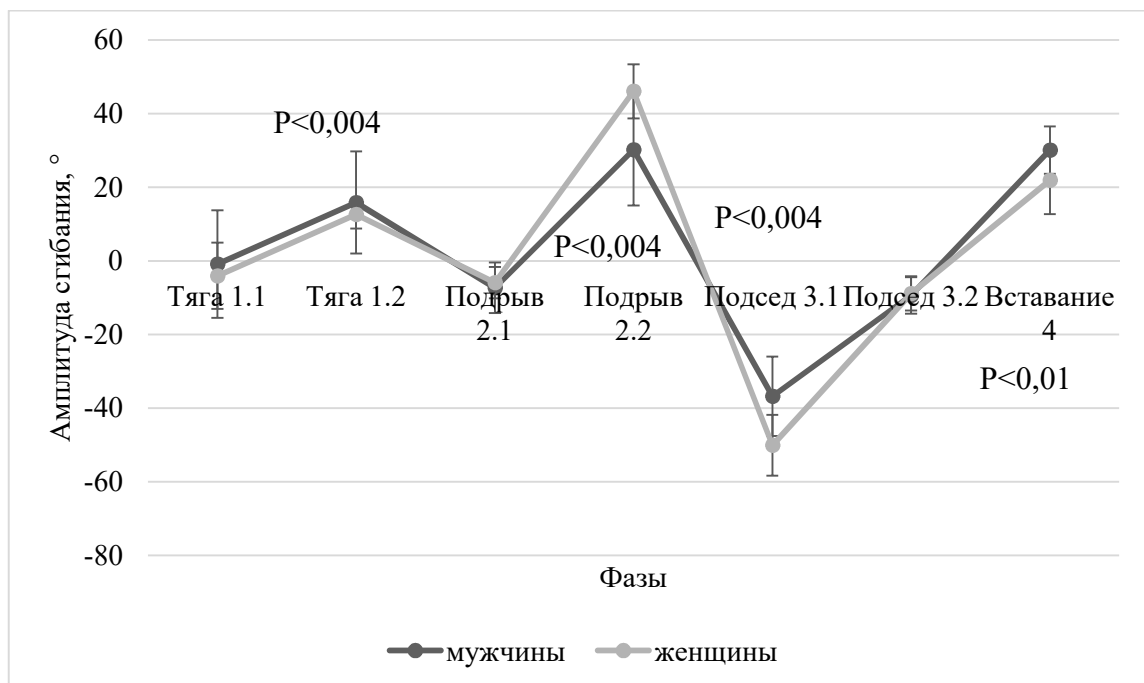


Рисунок 64 - Амплитуда сгибания правого голеностопного сустава в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, P – по U-критерию Манна-Уитни

Выявлены половые различия в максимальной угловой скорости сгибания правого голеностопного сустава: она больше у мужчин в фазах подрыва 2.1, у женщин – в фазе подрыва 2.2 и подседа 3.1 (рисунок 65).

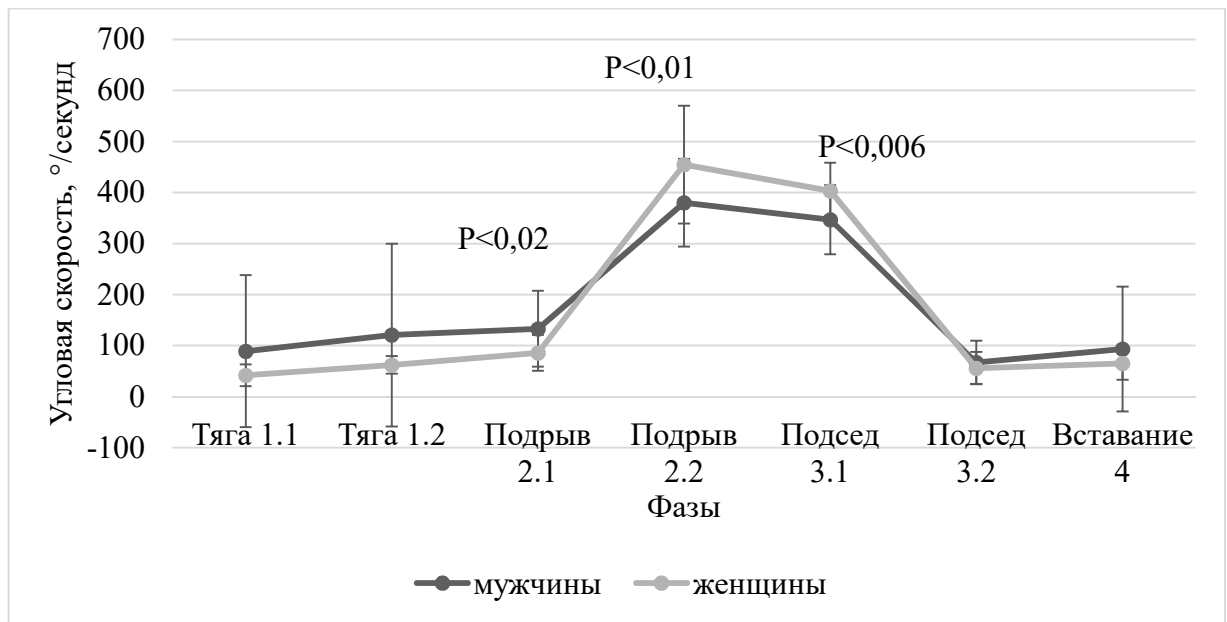


Рисунок 65 - Максимальная угловая скорость сгибания правого голеностопного сустава у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, P – по U-критерию Манна-Уитни

Важным отличием нашей методики является измерение силовых и опорных характеристик левой и правой ноги, по расчетам которых определялся коэффициент функциональной асимметрии. Сравнение показателей коэффициента функциональной асимметрии у мужчин и женщин тяжелоатлетов не выявило статистически значимых различий. Возможно, это связано с тем, что в исследовании принимали участие самые высококвалифицированные спортсмены – мастера спорта, отличающиеся отличной техникой движений. Данные по функциональной асимметрии значений вертикальной составляющей усилий правой/левой ногой на опору представлены в таблице 27. По показателю высоты подъема штанги мужчины превосходили женщин в фазах тяги, начала подрыва, окончания подседа и вставания, что связано с большим ростом мужчин (таблица 28).

Таблица 27 - Коэффициент функциональной асимметрии средних значений вертикальной составляющей усилий правой/левой ногой на опору в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, %

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)
1	Тяга 1.1	2,31 (-1,57; 5,60)	-0,15 (-1,82; 5,53)
2	Тяга 1.2	1,00 (-1,45; 3,20)	0,17 (-1,99; 2,90)
3	Подрыв 2.1	0,31 (-7,14; 5,70)	-0,87 (-5,80; 3,64)
4	Подрыв 2.2	0,60 (-6,10; 6,10)	2,28 (-0,60; 6,90)
5	Подсед 3.1	0,60 (-6,66; 8,00)	0,02 (-3,28; 7,45)
6	Подсед 3.2	2,60 (-2,50; 5,45)	2,10 (-1,74; 4,40)
7	Вставание 4	0,10 (-7,99; 6,20)	0,35 (-3,20; 1,55)

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 28 - Высота подъема штанги по двум маркерам на грифе штанги в граничный момент между фазами в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, см

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.2	40,00 (34,30; 44,40)	30,80 (29,25; 33,45)	0,001
2	Подрыв 2.1	55,40 (52,00; 59,30)	47,10 (43,50; 47,90)	0,001
3	Подрыв 2.2	83,10 (76,40; 87,50)	78,15 (73,75; 82,35)	0,05
4	Подсед 3.1	120,40 (111,00; 130,60)	113,00 (109,8; 116,0)	-
5	Подсед 3.2	104,00 (92,90; 109,90)	91,35 (85,85; 94,25)	0,01
6	Вставание 4	164,00 (154,00; 171,50)	145,70 (140,6; 149,5)	0,001

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Вертикальное перемещение грифа штанги было больше у мужчин в фазы тяги и вставания, а у женщин – при подседе (таблица 29).

Таблица 29 - Вертикальное перемещение грифа штанги по двум маркерам на грифе штанги в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, см

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.2	40,00 (34,30; 44,40)	30,80 (29,25; 33,45)	0,001
2	Подрыв 2.1	15,20 (13,50; 18,00)	15,20 (11,20; 17,95)	-
3	Подрыв 2.2	27,60 (24,50; 31,20)	31,90 (27,85; 35,25)	-
4	Подсед 3.1	38,00 (32,50; 43,20)	35,80 (32,70; 39,15)	-
5	Подсед 3.2	-18,40 (-22,00; -13,80)	-24,15 (-27,00; -19,70)	0,01
6	Вставание 4	60,10 (57,00; 63,20)	55,40 (50,10; 59,75)	0,03

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Длина трека перемещения штанги была у женщин больше в фазе подседа, а у мужчин – при тяге и вставании (таблица 30).

Таблица 30 - Длина трека перемещения грифа штанги по двум маркерам на грифе штанги в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, см

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.2	40,50 (35,10; 44,90)	31,15 (29,55; 34,15)	0,001
2	Подрыв 2.1	15,00 (13,00; 17,30)	15,10 (11,10; 17,20)	-
3	Подрыв 2.2	29,60 (25,50; 32,50)	34,95 (29,50; 37,65)	-
4	Подсед 3.1	38,80 (34,00; 46,30)	36,35 (32,95; 40,60)	-
5	Подсед 3.2	22,30 (16,20; 25,30)	25,85 (21,65; 29,20)	0,05
6	Вставание 4	60,80 (57,50; 63,90)	56,05 (50,40; 60,20)	0,02

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

По показателям отношения максимальной и средней вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена мужчины статистически значимо превосходили женщин во всех фазах (таблица 31, 32).

Таблица 31 - Показатели отношения максимальной вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Вт/кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.2	19,20 (13,80; 24,60)	12,90 (11,75; 14,05)	0,001
2	Подрыв 2.1	21,00 (14,50; 25,30)	14,60 (10,30; 16,90)	0,01
3	Подрыв 2.2	50,00 (36,30; 58,60)	35,00 (31,80; 36,75)	0,01
4	Подсед 3.1	31,40 (19,50; 44,40)	16,75 (14,85; 26,30)	0,01
5	Подсед 3.2	0,55 (0,32; 1,20)	0,35 (0,15; 0,82)	-
6	Вставание 4	12,80 (10,00; 15,40)	8,60 (7,15; 9,50)	0,001

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 32 - Показатели отношения средней вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Вт/кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=25)	Женщины (n=16)	P<
1	Тяга 1.2	11,30 (8,99; 13,90)	8,00 (7,10; 8,61)	0,001
2	Подрыв 2.1	16,60 (13,60; 20,40)	12,15 (8,00; 14,95)	0,003
3	Подрыв 2.2	28,00 (21,90; 33,00)	23,15 (21,45; 24,30)	0,03
4	Подсед 3.1	6,00 (5,30; 7,00)	4,40 (3,70; 4,90)	0,006
5	Подсед 3.2	-4,50 (-5,60; -2,80)	-3,00 (-3,76; -2,41)	0,005
6	Вставание 4	6,39 (4,86; 8,00)	4,96 (4,55; 5,59)	0,008

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

3.3.2.2 Половые особенности кинематики и динамики двигательных действий при выполнении тяжелоатлетического толчка

Анализ половых различий кинематических и динамических характеристик техники выполнения толчка у мужчин и женщин был проведен по тем же показателям, что и рывок. Отличием является фазовый состав, который увеличивается на фазы полуподседа и выталкивания штанги. По продолжительности фаз толчка мужчины и женщины статистически значимо не отличались. По всем силовым характеристикам мужчины закономерно превосходили женщин, во всех фазах статистически значимо были выше значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами (таблица 33), максимальное (таблица 34) и среднее (таблица 35) значение вертикальной составляющей усилия на опору.

Таблица 33 - Значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами движения в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	238,0 (187,0; 274,0)	173,5 (137,0; 181,0)	0,001
2	Тяга 1.2	179,0 (150,0; 220,0)	125,0 (113,0; 142,0)	0,001
3	Подрыв 2.1	257,0 (217,0; 295,0)	199,5 (183,0; 234,0)	0,01
4	Подрыв 2.2	17,1 (2,10; 63,7)	26,5 (6,30; 40,5)	-
5	Подсед 3.1	175,5 (164,0; 197,0)	130,5 (101,0; 154,0)	0,006
6	Подсед 3.2	315,5 (238,0; 328,0)	235,5 (189,0; 287,3)	0,004
7	Вставание 4	133,0 (112,0; 159,0)	100,8 (83,10; 137,4)	0,03
8	Полуподсед 6.1	343,0 (255,0; 368,0)	252,0 (225,0; 283,9)	0,004
9	Полуподсед 6.2	24,2 (4,5; 40,8)	17,9 (9,10; 42,10)	-
10	Подсед под штангу 7	116,5 (93,10; 171,0)	95,0 (68,0; 126,5)	0,03
11	Вставание после подседа 8	174,5 (153,0; 197,0)	116,5 (67,0; 132,0)	0,001

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 34 - Максимальные значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	238,0 (188,0; 274,0)	173,5 (137,0; 181,0)	0,0001
2	Тяга 1.2	247,5 (193,0; 278,0)	177,5 (142,0; 185,0)	0,0001
3	Подрыв 2.1	257,0 (220,0; 295,0)	199,5 (183,0; 234,0)	0,002
4	Подрыв 2.2	269,5 (234,0; 323,0)	216,0 (192,0; 235,0)	0,0001
5	Подсед 3.1	211,5 (175,0; 247,0)	141,0 (117,0; 175,0)	0,0007
6	Подсед 3.2	315,5 (253,0; 331,0)	238,5 (192,0; 290,6)	0,003
7	Вставание 4	319,0 (231,0; 329,0)	234,0 (190,0; 283,6)	0,004
8	Полуподсед 6.1	343,0 (255,0; 368,0)	253,5 (225,0; 284,0)	0,003
9	Полуподсед 6.2	364,0 (278,0; 400,0)	267,5 (243,0; 287,6)	0,001
10	Подсед под штангу 7	156,5 (118,0; 206,0)	126,0 (94,30; 174,0)	-
11	Вставание после подседа 8	193,5 (165,0; 231,0)	146,5 (107,0; 150,0)	0,0001

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 35 - Средние значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	132,5 (116,0; 151,0)	108,0 (95,0; 121,0)	0,02
2	Тяга 1.2	223,0 (182,0; 259,0)	163,5 (134,0; 166,0)	0,0001
3	Подрыв 2.1	203,0 (185,0; 233,0)	160,0 (152,0; 171,9)	0,0006
4	Подрыв 2.2	160,5 (134,0; 206,0)	132,0 (116,0; 158,0)	0,01
5	Подсед 3.1	52,4 (41,1; 70,5)	36,0 (27,6; 53,7)	0,01
6	Подсед 3.2	212,5 (179,0; 234,0)	165,5 (140,0; 176,0)	0,0001
7	Вставание 4	202,0 (165,0; 230,0)	138,0 (121,0; 157,0)	0,0002
8	Полуподсед 6.1	210,5 (166,0; 242,0)	146,0 (122,0; 175,2)	0,0005
9	Полуподсед 6.2	273,0 (219,0; 318,0)	204,0 (164,0; 223,0)	0,003
10	Подсед под штангу 7	61,3 (48,0; 95,5)	46,1 (40,3; 66,4)	0,04
11	Вставание после подседа 8	111,5 (94,0; 144,0)	95,5 (57,6; 101,0)	0,006

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Сравнение коэффициента функциональной асимметрии средних значений вертикальной составляющей усилий правой/левой ногой на опору в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов показало большую асимметрию у женщин, статистически значимую в фазе подседа (таблица 36). Большие значения асимметрии при выталкивании штанги связаны с выполнением подседа «ножницы».

Таблица 36 - Коэффициент функциональной асимметрии средних значений вертикальной составляющей усилий правой/левой ногой на опору в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, %

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	2,60 (0,30; 5,00)	0,35 (-2,40; 4,00)	-
2	Тяга 1.2	1,90 (0,20; 3,60)	2,30 (1,00; 5,72)	-
3	Подрыв 2.1	-0,85 (-5,20; 3,60)	3,25 (-1,10; 14,00)	-
4	Подрыв 2.2	3,30 (-5,00; 7,10)	3,85 (-0,03; 11,00)	-
5	Подсед 3.1	3,65 (-4,20; 19,20)	-7,00 (-22,50; 6,00)	0,04
6	Подсед 3.2	3,25 (-1,60; 6,70)	1,05 (-3,30; 6,60)	-
7	Вставание 4	0,95 (-2,00; 5,00)	1,70 (-0,10; 2,78)	-
8	Полуподсед 6.1	1,80 (-2,20; 6,20)	0,80 (-3,20; 2,20)	-
9	Полуподсед 6.2	0,55 (-2,70; 2,20)	2,05 (0,80; 5,80)	-
10	Подсед под штангу 7	0,75 (-97,40; 95,60)	45,20 (-95,50; 98,50)	-
11	Вставание после подседа 8	4,40 (-98,00; 97,00)	43,95 (-99,80; 100,0)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

По скоростным показателям мужчины значительно превосходили женщин по показателю максимальной скорости увеличения вертикальной составляющей усилия на опору во всех фазах за исключением фаз вставания. Статистически значимые различия были в фазах тяги, подрыва и подседа (таблица 37).

Таблица 37 - Максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, кг/с

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	746,0 (563,0; 948,0)	439,0 (316,0; 589,0)	0,001
2	Тяга 1.2	315,5 (238,0; 452,0)	189,0 (91,60; 249,0)	0,002
3	Подрыв 2.1	1707,5 (922,0; 2424,0)	1202,0 (955,0; 1558,0)	-
4	Подрыв 2.2	1278,5 (459,0; 1847,0)	564,5 (279,5; 839,0)	0,03
5	Подсед 3.1	7882,0 (5704,0; 9249,0)	5138,0 (3109,0; 7001,0)	0,04
6	Подсед 3.2	1069,5 (928,0; 1419,0)	902,0 (752,0; 1200,0)	-
7	Вставание 4	710,0 (504,0; 1033,0)	751,0 (472,0; 1040,0)	-
8	Полуподсед 6.1	1479,5 (1302,0; 1939,0)	1447,0 (1128,0; 1678,0)	-
9	Полуподсед 6.2	327,5 (256,0; 495,0)	292,5 (84,30; 394,0)	-
10	Подсед под штангу 7	4574,0 (2983,0; 6081,0)	5001,0 (3375,0; 6276,0)	-
11	Вставание после подседа 8	1539,0 (859,0; 1929,0)	1176,5 (504,0; 1384,0)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

По показателю максимального значения вертикальной составляющей скорости грифа штанги в толчке у мужчин и женщин тяжелоатлетов статистически

значимые различия были в фазе подседа 3.2, полуподседа 6.2 и вставания 8 (таблица 38).

Таблица 38 - Максимальные значения вертикальной составляющей скорости грифа штанги в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, м/с

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.2	1,23 (1,09; 1,41)	1,21 (1,11; 1,28)	-
2	Подрыв 2.1	1,37 (1,24; 1,50)	1,28 (1,16; 1,29)	-
3	Подрыв 2.2	1,95 (1,75; 2,07)	1,91 (1,83; 1,95)	-
4	Подсед 3.1	1,90 (1,64; 1,95)	1,78 (1,76; 1,90)	-
5	Подсед 3.2	0,05 (-0,02; 0,09)	0,10 (0,06; 0,15)	0,04
6	Вставание 4	1,60 (1,31; 1,69)	1,52 (1,35; 1,65)	-
7	Полуподсед 6.1	0,08 (0,01; 0,10)	0,11 (0,05; 0,22)	-
8	Полуподсед 6.2	1,97 (1,92; 2,05)	1,90 (1,82; 1,93)	0,03
9	Подсед под штангу 7	1,85 (1,68; 2,05)	1,81 (1,79; 1,87)	-
10	Вставание после подседа 8	0,62 (0,52; 0,72)	0,75 (0,66; 0,82)	0,01

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Средняя высота подъема штанги по двум маркерам на грифе штанги в граничный момент между фазами в толчке была выше у мужчин (таблица 39).

По показателям средней длины трека перемещения штанги в толчке мужчины и женщины статистически значимо не различались.

Таблица 39 - Средняя высота подъема штанги по двум маркерам на грифе штанги в граничный момент между фазами в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, см

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.2	32,55 (24,40; 39,80)	30,15 (28,00; 31,60)	-
2	Подрыв 2.1	48,60 (43,80; 53,50)	44,30 (42,10; 46,40)	0,05
3	Подрыв 2.2	70,30 (65,00; 81,00)	67,70 (62,70; 73,00)	-
4	Подсед 3.1	92,05 (87,60; 104,0)	88,90 (88,00; 95,70)	-
5	Подсед 3.2	60,60 (52,70; 68,50)	52,35 (48,30; 60,50)	0,02
6	Вставание 4	120,00 (113,0; 125,0)	113,50 (107,0; 117,0)	0,005
7	Полуподсед 6.1	102,50 (94,30; 109,0)	96,05 (89,00; 100,0)	0,02
8	Полуподсед 6.2	125,50 (119,0; 134,0)	118,00 (114,0; 121,0)	0,006
9	Подсед под штангу 7	154,50 (143,0; 164,0)	141,00 (139,0; 148,0)	0,009
10	Вставание после подседа 8	177,00 (159,0; 180,0)	158,50 (155,0; 164,0)	0,003

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Показатель угла в правом тазобедренном суставе в граничный момент между фазами в толчке был статистически значимо выше у женщин в конце подрыва, как

и показатель амплитуды сгибания тазобедренного сустава во всех фазах подседа (таблица 40).

Таблица 40 - Амплитуда сгибания правого тазобедренного сустава в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	1,00 (-5,30; 6,30)	3,10 (-0,70; -8,50)	-
2	Тяга 1.2	38,10 (30,10; 47,80)	45,95 (39,40; 49,60)	-
3	Подрыв 2.1	27,90 (25,10; 35,50)	32,95 (26,30; 42,50)	-
4	Подрыв 2.2	31,80 (9,50; 39,40)	36,85 (27,60; 51,70)	-
5	Подсед 3.1	-49,20 (-56,60; -24,30)	-46,70 (-53,40; -36,60)	-
6	Подсед 3.2	-40,20 (-44,30; -28,00)	-49,15 (-60,10; -44,00)	0,002
7	Вставание 4	77,25 (68,20; 85,70)	85,10 (77,00; 92,60)	-
8	Полуподсед 6.1	-17,40 (-21,40; -15,50)	-32,65 (-34,20; -17,00)	0,03
9	Полуподсед 6.2	20,40 (11,50; 32,30)	33,95 (24,50; 39,40)	0,02
10	Подсед под штангу 7	-20,95 (-40,00; -11,10)	-33,20 (-47,60; -5,30)	-
11	Вставание после подседа 8	29,75 (-3,40; 38,50)	24,85 (-18,30; -41,40)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Максимальная угловая скорость сгибания тазобедренного сустава в толчке у мужчин и женщин различалась, но не однозначно: у мужчин она была выше в начале подрыва, а у женщин – в конце подрыва, подседе, вставании 4 и полуподседе (таблица 41).

Таблица 41 - Максимальная угловая скорость сгибания тазобедренного сустава в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °/с

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	68,1 (38,80; 109,0)	46,2 (33,20; 51,00)	-
2	Тяга 1.2	189,0 (154,0; 246,0)	201,7 (175,0; 250,0)	-
3	Подрыв 2.1	319,5 (267,0; 390,0)	383,0 (336,0; 426,0)	0,03
4	Подрыв 2.2	393,0 (373,0; 416,0)	436,5 (413,0; 580,0)	0,01
5	Подсед 3.1	441,0 (374,0; 487,0)	406,4 (324,0; 492,0)	-
6	Подсед 3.2	311,0 (231,0; 441,0)	428,0 (321,0; 599,0)	0,03
7	Вставание 4	198,5 (158,0; 235,0)	234,0 (182,0; 376,0)	0,03
8	Полуподсед 6.1	94,1 (87,00; 112,0)	131,0 (120,0; 140,0)	0,0004
9	Полуподсед 6.2	250,0 (181,0; 286,0)	309,0 (247,0; 351,0)	-
10	Подсед под штангу 7	330,5 (276,0; 430,0)	355,0 (319,0; 421,0)	-
11	Вставание после подседа 8	147,5 (106,0; 198,0)	131,5 (115,0; 177,2)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Также была неоднозначна динамика угла в коленном суставе – в конце подрыва, при вставании 4 и в фазе полуподседа она была больше у женщин (таблица 42).

Таблица 42 - Показатели угла в правом коленном суставе в граничный момент между фазами толчка у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	117,1 (104,5; 126,6)	108,0 (102,2; 111,0)	-
2	Тяга 1.2	152,1 (147,5; 161,7)	157,1 (148,0; 163,3)	-
3	Подрыв 2.1	139,3 (135,8; 145,1)	141,1 (135,0; 146,8)	-
4	Подрыв 2.2	168,7 (159,6; 172,2)	176,0 (169,8; 180,0)	0,01
5	Подсед 3.1	123,8 (118,4; 129,4)	130,0 (126,0; 137,0)	-
6	Подсед 3.2	72,65 (64,30; 88,30)	73,45 (63,40; 77,60)	-
7	Вставание 4	176,0 (157,2; 177,9)	180,0 (178,0; 182,3)	0,001
8	Полуподсед 6.1	129,6 (124,2; 138,6)	127,0 (122,0; 138,0)	-
9	Полуподсед 6.2	173,7 (161,8; 178,0)	179,0 (178,0; 185,0)	0,004
10	Подсед под штангу 7	152,1 (141,8; 157,4)	138,0 (134,0; 154,0)	-
11	Вставание после подседа 8	169,2 (152,7; 173,8)	169,5 (163,0; 175,0)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Амплитуда и максимальная угловая скорость сгибания правого коленного сустава была статистически значимо больше у женщин во все фазы (таблица 43, 44).

Таблица 43 - Амплитуда сгибания правого коленного сустава в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	3,75 (-16,00; 14,70)	-3,25 (-16,40; 17,10)	-
2	Тяга 1.2	41,05 (26,50; 52,00)	44,15 (42,00; 49,00)	-
3	Подрыв 2.1	-11,70 (-17,00; -4,50)	-11,85 (-17,50; -9,10)	-
4	Подрыв 2.2	27,40 (14,30; 34,80)	33,70 (28,60; 39,40)	0,01
5	Подсед 3.1	-41,65 (-48,80; -26,30)	-45,75 (-49,30; -38,90)	-
6	Подсед 3.2	-52,40 (-64,00; -39,30)	-59,20 (-62,70; -55,60)	-
7	Вставание 4	96,35 (72,60; 113,0)	109,00 (102,0; 117,6)	0,01
8	Полуподсед 6.1	-46,35 (-54,10; -18,60)	-53,20 (-58,20; -42,50)	0,03
9	Полуподсед 6.2	44,45 (20,20; 54,20)	52,70 (39,70; 57,10)	-
10	Подсед под штангу 7	-18,40 (-36,80; -6,80)	-35,05 (-45,70; -27,10)	0,007
11	Вставание после подседа 8	9,65 (1,00; 33,60)	22,00 (15,80; 40,10)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 44 - Максимальная угловая скорость сгибания правого коленного сустава в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °/с

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	94,5 (49,50; 172,0)	114,6 (77,30; 163,0)	-
2	Тяга 1.2	140,5 (121,0; 234,0)	167,0 (142,0; 185,0)	-
3	Подрыв 2.1	133,0 (56,10; 198,0)	149,5 (94,20; 221,0)	-
4	Подрыв 2.2	277,5 (188,0; 340,0)	345,5 (252,6; 422,0)	0,04
5	Подсед 3.1	458,0 (373,0; 565,0)	393,0 (369,0; 464,0)	-
6	Подсед 3.2	207,5 (176,0; 254,0)	266,1 (246,0; 312,0)	0,004
7	Вставание 4	238,0 (198,0; 297,0)	267,5 (234,0; 365,0)	-
8	Полуподсед 6.1	159,5 (103,0; 190,0)	225,8 (182,0; 235,5)	0,0002
9	Полуподсед 6.2	320,5 (164,0; 515,0)	444,0 (414,4; 545,0)	0,02
10	Подсед под штангу 7	400,0 (300,0; 554,0)	452,5 (398,0; 607,0)	-
11	Вставание после подседа 8	283,5 (119,0; 440,0)	365,0 (279,0; 420,0)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Угол в правом голеностопном суставе был больше у мужчин в фазы тяга 1.1, подрыв 2.1, подсед 3.2, вставание после подседа 8. В фазу подрыва 2.2 угол в голеностопном суставе был больше у женщин (таблица 45).

Таблица 45 - Показатели угла в правом голеностопном суставе в граничный момент между фазами в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	82,50 (68,80; 91,50)	70,70 (62,40; 77,30)	0,02
2	Тяга 1.2	90,70 (85,40; 97,30)	86,00 (81,40; 90,40)	-
3	Подрыв 2.1	81,55 (76,10; 95,60)	77,00 (69,70; 83,00)	0,04
4	Подрыв 2.2	105,45 (98,20; 111,0)	113,80 (107,5; 121,0)	0,01
5	Подсед 3.1	75,95 (72,50; 81,20)	71,40 (70,00; 76,10)	-
6	Подсед 3.2	63,05 (59,30; 75,70)	58,70 (54,00; 61,80)	0,02
7	Вставание 4	93,05 (89,20; 98,90)	90,35 (89,10; 94,40)	-
8	Полуподсед 6.1	68,60 (65,30; 80,10)	66,55 (65,70; 72,20)	-
9	Полуподсед 6.2	100,65 (96,30; 103,9)	105,00 (98,60; 115,0)	-
10	Подсед под штангу 7	83,50 (75,50; 94,90)	72,20 (61,30; 88,50)	-
11	Вставание после подседа 8	91,85 (88,90; 102,6)	86,75 (82,10; 93,80)	0,05

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Амплитуда сгибания голеностопного сустава была больше у женщин во все фазы рывка (таблица 46).

Таблица 46 - Амплитуда сгибания правого голеностопного сустава у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	0,00 (-11,30; 4,30)	0,40 (-5,00; 3,40)	-
2	Тяга 1.2	12,05 (8,00; 18,20)	16,00 (11,70; 18,10)	-
3	Подрыв 2.1	-7,55 (-12,00; -2,00)	-8,45 (-10,70; -4,50)	-
4	Подрыв 2.2	20,40 (8,40; 25,80)	38,10 (33,30; 41,40)	0,001
5	Подсед 3.1	-26,80 (-31,60; -20,00)	-42,85 (-46,60; -36,30)	-
6	Подсед 3.2	-12,10 (-17,60; -8,50)	-16,15 (-17,80; -12,40)	0,001
7	Вставание 4	27,75 (21,20; 32,60)	33,50 (29,30; 39,00)	0,02
8	Полуподсед 6.1	-23,10 (-26,80; -15,30)	-23,20 (-26,10; -20,10)	-
9	Полуподсед 6.2	27,85 (21,20; 36,40)	37,10 (35,30; 42,40)	0,01
10	Подсед под штангу 7	-17,85 (-24,60; -4,00)	-31,40 (-40,00; -25,10)	0,005
11	Вставание после подседа 8	11,00 (-1,60; 18,60)	6,20 (-3,50; 22,70)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Значения максимальной угловой скорости сгибания правого голеностопного сустава были больше у женщин во всех фазах (таблица 47).

По показателям максимального вылета штанги вперед и приближения штанги к атлету относительно ее исходного положения на старте в толчке мужчины и женщины не отличались.

Таблица 47 - Максимальная угловая скорость сгибания правого голеностопного сустава в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, °/с

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.1	43,30 (25,60; 56,60)	46,10 (31,00; 77,20)	-
2	Тяга 1.2	63,20 (50,30; 96,10)	69,75 (55,00; 79,00)	-
3	Подрыв 2.1	121,00 (80,40; 143,0)	117,35 (82,50; 131,0)	-
4	Подрыв 2.2	259,50 (228,0; 311,0)	391,00 (312,0; 488,0)	0,001
5	Подсед 3.1	307,00 (235,0; 362,0)	387,35 (310,0; 424,0)	0,003
6	Подсед 3.2	57,70 (42,60; 71,60)	74,75 (69,80; 96,80)	0,01
7	Вставание 4	91,30 (73,60; 193,0)	127,00 (84,80; 213,0)	-
8	Полуподсед 6.1	81,50 (77,00; 91,80)	105,50 (86,00; 111,1)	0,02
9	Полуподсед 6.2	343,00 (265,0; 398,0)	468,00 (392,9; 547,0)	0,001
10	Подсед под штангу 7	349,50 (249,0; 503,0)	511,00 (399,1; 601,0)	0,03
11	Вставание после подседа 8	283,00 (143,0; 360,0)	339,50 (245,7; 396,0)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

По показателям отношения максимальной вертикальной полезной мощности тяжелоатлета к весу спортсмена выявлены различия со значительно большими

показателями у мужчин по сравнению с женщинами во всех фазах, статистически значимо в фазах тяга, подрыв, вставание и полуподсед (таблица 48).

Таблица 48 - Отношение максимальной вертикальной полезной мощности тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Вт/кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.2	21,10 (16,30; 25,60)	16,55 (13,20; 17,50)	0,004
2	Подрыв 2.1	21,75 (18,50; 27,20)	15,55 (13,20; 16,00)	0,001
3	Подрыв 2.2	48,50 (43,60; 56,10)	34,20 (31,20; 37,30)	0,001
4	Подсед 3.1	22,00 (14,70; 37,70)	16,80 (11,60; 21,70)	-
5	Подсед 3.2	2,85 (1,10; 5,00)	3,20 (1,60; 4,10)	-
6	Вставание 4	32,85 (25,10; 44,20)	23,95 (20,50; 27,40)	0,008
7	Полуподсед 6.1	0,60 (-0,40; -1,70)	1,15 (0,40; -2,55)	-
8	Полуподсед 6.2	57,60 (47,00; 64,30)	36,70 (30,80; 40,70)	0,001
9	Подсед под штангу 7	20,45 (16,70; 38,00)	18,05 (15,20; 23,20)	-
10	Вставание после подседа 8	10,90 (7,60; 12,40)	9,05 (8,00; 11,00)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Средняя вертикальная полезная мощность тяжелоатлета к весу спортсмена также была значительно больше у мужчин по сравнению с женщинами во всех фазах (таблица 49).

Таблица 49 - Отношение средней вертикальной полезной мощности в фазе движения к весу тела в толчке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Вт/кг

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=22)	Женщины (n=14)	P<
1	Тяга 1.2	12,50 (10,30; 15,40)	8,85 (7,70; 11,00)	0,001
2	Подрыв 2.1	17,65 (15,40; 21,10)	12,75 (9,70; 14,20)	0,0004
3	Подрыв 2.2	29,35 (23,00; 33,70)	23,60 (22,10; 25,30)	0,01
4	Подсед 3.1	4,60 (3,50; 8,30)	4,21 (3,30; 5,30)	-
5	Подсед 3.2	-9,45 (-11,30; -6,00)	-7,62 (-9,10; -6,40)	-
6	Вставание 4	12,55 (9,80; 14,80)	8,75 (7,30; 10,20)	0,002
7	Полуподсед 6.1	-7,70 (-9,40; -5,00)	-4,55 (-5,50; -4,17)	0,003
8	Полуподсед 6.2	25,00 (22,00; 26,30)	20,25 (16,40; 22,20)	0,003
9	Подсед под штангу 7	5,40 (2,30; 6,80)	3,41 (2,20; 4,70)	-
10	Вставание после подседа 8	2,65 (1,50; 3,50)	1,50 (1,20; 2,40)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таким образом, анализ половых различий в кинематических и динамических характеристиках мужчин и женщин при выполнении тяжелоатлетического толчка так же, как и в рывке выявил различия, связанные с большими силовыми и

скоростными возможностями, выражающиеся в больших показателях силы опорных реакций, скорости их нарастания, мощности, скорости перемещения штанги у мужчин. Однако женщины не уступают мужчинам по кинематическим характеристикам, динамике амплитуды в суставах, перемещениям штанги в горизонтальной плоскости, и иногда проявляют большую скорость и амплитуду сгибания коленного и голеностопного сустава. Длина траектории перемещения штанги больше у мужчин, что связано с большим ростом. Тем не менее, данные различия в технике необходимо учитывать при оценке. Для каждого показателя с учетом половых различий нами были разработаны модельные характеристики кинематических и динамических показателей техники рывка и толчка для мужчин и женщин (Нопин, Корягина, 2021).

3.3.2.3 Кинематические и динамические особенности тяжелоатлетических упражнений у женщин-спортсменок разных весовых категорий (на примере тяжелоатлетического рывка)

В данном разделе представлены результаты анализа кинематических и динамических характеристик техники рывка у женщин-тяжелоатлеток разных весовых категорий. В тех случаях, когда деление и сравнение по весовым категориям в таблицах отсутствует, это означает, что статистически значимых отличий между группами весовых категорий выявлено не было, и анализ производился в целом по группе женщин. Все женщины по весовым категориям были разделены на 4 группы: 1 группа – до 49 кг и до 55 кг (n=5), 2 группа – до 64 кг (n=3), 3 группа – до 71 кг (n=5), 4 группа – до 81 кг и 81+ (n=3). Средние значения кинематических и динамических показателей женщин-тяжелоатлеток по весовым категориям представлены в таблицах и включены в итоговые протоколы экспресс-оценки тяжелоатлетических упражнений (для отдельных фаз у конкретных испытуемых используется среднее значение вертикальной составляющей усилия за фазу).

Анализ продолжительности фаз рывка у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям показал статистически значимые различия в фазу подрыва 2.2 – она была меньше у спортсменок легких весовых категорий. Силовые характеристики были выше у спортсменок более тяжелых весовых категорий. Статистически значимо по группам весовых категорий отличались показатели вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами рывка, максимального, среднего и минимального значения вертикальной составляющей усилия на опору одной или двумя ногами (таблица 50, 51, 52, 53).

Таблица 50 - Вертикальная составляющая усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами рывка (в самом конце фазы и в начале следующей) у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, кг

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.1	121,9 (116,0; 122,0)	165,0 (142,0; 172,0)	170,0 (164,5; 173,0)	221,0 (148,1; 257,0)	0,02* (1-3; 1-4)
2	Тяга 1.2	88,6 (84,3; 91,1)	145,0 (124,0; 145,0)	129,0 (127,0; 129,0)	132,1 (125,0; 181,0)	0,02* (1-3; 1-4)
3	Подрыв 2.1	155,0 (152,2; 163,0)	195,0 (182,0; 196,0)	189,0 (178,0; 202,0)	234,0 (170,0; 250,0)	0,02* (1-4)
4	Подрыв 2.2	1,6 (1,0; 4,8)	22,0 (16,7; 37,2)	7,5 (4,4; 7,5)	11,3 (2,2; 57,4)	-
5	Подсед 3.1	88,8 (83,6; 92,4)	123,0 (123,0; 132,0)	165,0 (162,4; 167,0)	158,0 (142,1; 225,0)	0,006* (1-3; 1-4)
6	Подсед 3.2	115,0 (112,7; 116,0)	156,0 (138,0; 162,0)	146,2 (144,0; 147,0)	185,0 (146,9; 220,0)	0,01* (1-4)
7	Вставание 4	79,2 (67,3; 80,3)	97,0 (95,0; 128,0)	61,5 (53,0; 106,0)	129,0 (108,2; 182,0)	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 51 - Максимальные значения вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, кг

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.1	58,60 (56,60; 58,80)	83,40 (76,80; 87,00)	82,90 (81,20; 84,80)	112,00 (73,20; 140,00)	0,02* (1-4)
2	Тяга 1.2	59,00 (58,80; 60,70)	87,00 (78,40; 89,40)	84,30 (84,30; 89,00)	115,00 (73,50; 136,00)	0,02* (1-4)
3	Подрыв 2.1	78,30 (74,00; 85,00)	95,40 (88,30; 109,00)	89,20 (85,50; 101,00)	115,00 (89,80; 148,00)	0,04* (1-4)
4	Подрыв 2.2	80,30 (75,00; 85,40)	108,00 (106,00; 108,00)	98,80 (98,80; 102,00)	119,00 (94,20; 146,00)	0,01* (1-2; 1-4)
5	Подсед 3.1	50,20 (44,50; 86,00)	71,00 (62,00; 74,30)	89,90 (79,50; 109,70)	79,00 (77,40; 144,00)	-
6	Подсед 3.2	57,30 (57,10; 58,80)	89,70 (84,20; 93,80)	81,40 (79,80; 83,00)	86,20 (85,40; 124,00)	0,01* (1-4)
7	Вставание 4	57,00 (55,40; 59,70)	90,80 (84,20; 92,40)	86,10 (78,50; 86,10)	91,30 (76,80; 117,00)	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 52 – Средние значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, кг

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.1	70,20 (67,00; 78,60)	101,00 (98,00; 103,00)	110,00 (107,00; 110,80)	149,00 (101,90; 156,00)	0,007* (1-3; 1-4)
2	Тяга 1.2	110,00 (102,00; 110,70)	156,00 (137,00; 157,00)	150,00 (149,00; 150,00)	180,00 (137,90; 205,00)	0,02* (1-4)
3	Подрыв 2.1	115,00 (110,70; 115,00)	161,00 (155,00; 167,00)	157,00 (153,00; 162,50)	191,00 (148,30; 199,00)	0,02* (-)
4	Подрыв 2.2	79,20 (77,70; 81,70)	122,00 (110,00; 124,00)	141,80 (131,90; 142,00)	147,00 (116,90; 156,00)	0,01* (1-3; 1-4)
5	Подсед 3.1	34,20 (28,50; 34,40)	44,30 (42,50; 58,50)	45,00 (44,70; 58,30)	62,50 (40,20; 77,00)	-
6	Подсед 3.2	102,60 (101,00; 103,00)	142,00 (133,00; 146,00)	144,00 (143,90; 144,50)	160,00 (152,90; 229,00)	0,005* (1-4)
7	Вставание 4	90,20 (90,00; 92,30)	129,00 (121,00; 130,00)	136,00 (127,40; 136,90)		0,01* (1-3; 1-4)

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 53 - Минимальные значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, кг

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.1	52,00 (50,30; 3,60)	63,20 (62,50; 64,50)	71,20 (70,00; 72,20)	90,40 (81,30; 106,00)	0,004* (1-4)
2	Тяга 1.2	86,50 (84,30; 91,10)	134,00 (124,00; 135,00)	126,00 (125,50; 127,00)	130,60 (125,00; 160,00)	0,02* (1-4)
3	Подрыв 2.1	88,40 (82,50; 92,40)	145,00 (125,00; 146,00)	129,00 (128,00; 129,00)	132,10 (124,00; 182,00)	0,02* (1-2)
4	Подрыв 2.2	1,60 (1,00; 4,80)	16,30 (14,00; 37,20)	7,48 (4,39; 7,50)	11,30 (2,18; 57,40)	-
5	Подсед 3.1	0,00 (0,00; 0,00)	0,00 (0,00; 0,00)	0,00 (0,00; 0,00)	0,00 (0,00; 9,70)	-
6	Подсед 3.2	86,20 (82,90; 92,30)	106,00 (101,00; 113,00)	115,20 (115,00; 126,00)	149,00 (134,90; 218,00)	0,004* (1-4)
7	Вставание 4	53,60 (52,60; 58,60)	83,50 (80,80; 84,70)	61,50 (53,00; 80,30)	104,00 (81,40; 182,00)	0,03* (1-4)

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Сравнение показателей высоты подъема штанги и вертикального перемещения грифа штанги в рывке у женщин-тяжелоатлетов выявило статистически значимые различия по весовым категориям, и они были выше у спортсменок весовой категории до 71 кг в фазах подрыва (таблица 54).

Спортсменки разных весовых категорий отличались по показателям амплитуды сгибания правого коленного сустава – она была статистически значимо больше в фазу тяги у спортсменок легких весовых категорий и категории до 71 кг и в фазу подрыва у спортсменок легких весовых категорий (рисунок 66).

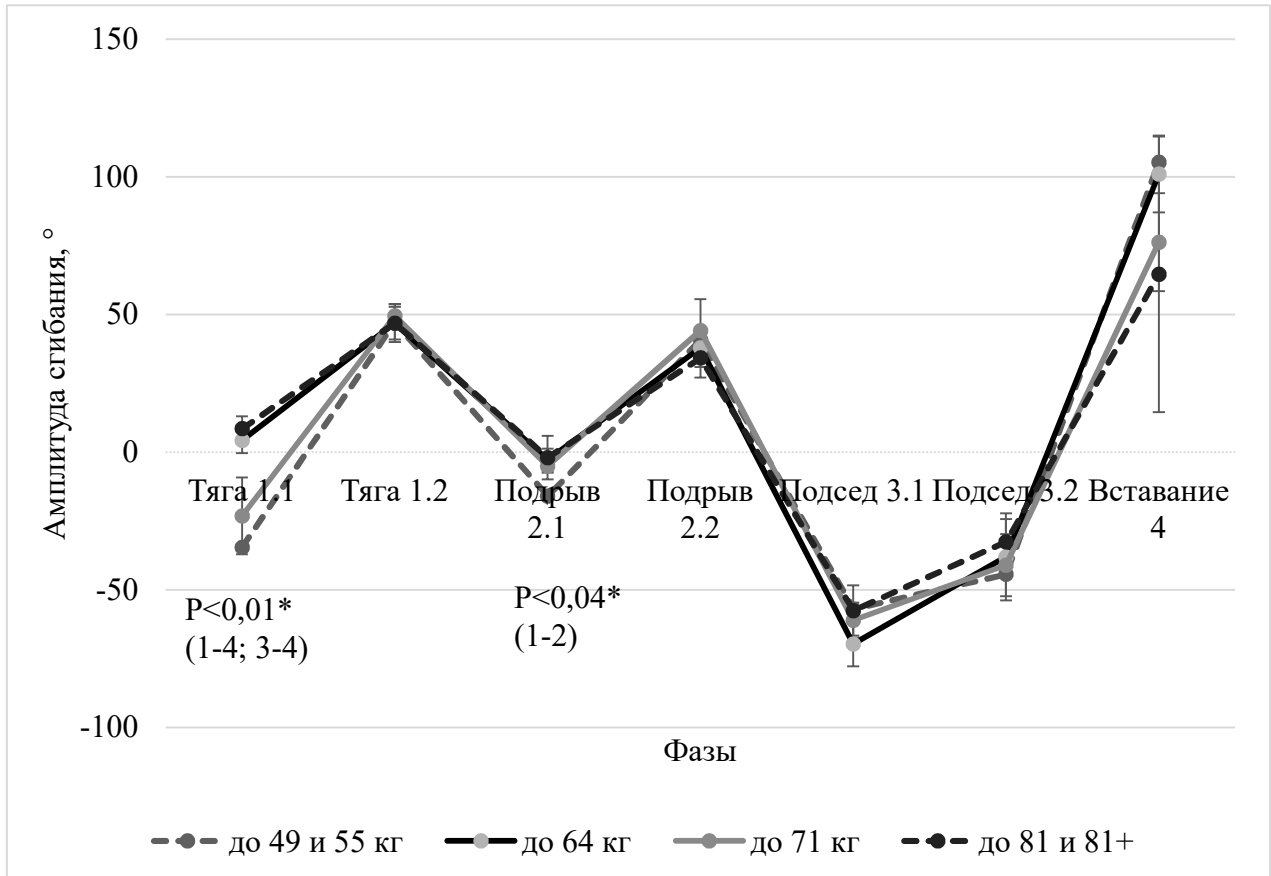


Рисунок 66 - Амплитуда сгибания правого коленного сустава в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, по критерию Краскела-Уоллиса между всеми группами.

Примечание: ряд 1 – до 49 и 55 кг, ряд 2 – до 64 кг, ряд 3 – до 71 кг, ряд 4 – до 81 и 81+ кг. Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$).

Таблица 54 - Высота подъема штанги по двум маркерам на грифе штанги в граничный момент между фазами (в самом конце фазы и в начале следующей) в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, см

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.1	-	-	-	-	-
2	Тяга 1.2	29,4 (25,4; 31,0)	30,6 (28,7; 32,7)	38,3 (31,5; 39,2)	30,4 (29,4; 33,9)	-
3	Подрыв 2.1	43,2 (42,8; 48,0)	43,8 (41,8; 44,0)	47,8 (47,3; 49,6)	47,7 (46,5; 47,8)	-
4	Подрыв 2.2	72,9 (71,0; 74,5)	76,0 (73,0; 79,0)	82,7 (82,0; 83,6)	81,4 (78,3; 84,8)	0,01* (1-3)
5	Подсед 3.1	108,0 (107,9; 111,0)	111,0 (109,0; 114,0)	116,0 (115,3; 119,9)	112,0 (110,5; 125,0)	-
6	Подсед 3.2	84,0 (81,0; 87,5)	87,3 (84,4; 94,0)	91,6 (91,1; 92,0)	101,0 (93,1; 104,0)	-
7	Вставание 4	143,0 (139,0; 148,0)	148,0 (144,0; 150,0)	143,0 (142,1; 149,0)	147,4 (111,0; 156,0)	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Сравнение показателей динамики правого голеностопного сустава показало, что амплитуда сгибания правого голеностопного сустава выше у спортсменок легких весовых категорий в фазу начала тяги и у спортсменок весовой категории до 64 кг в фазу вставания (рисунок 67).

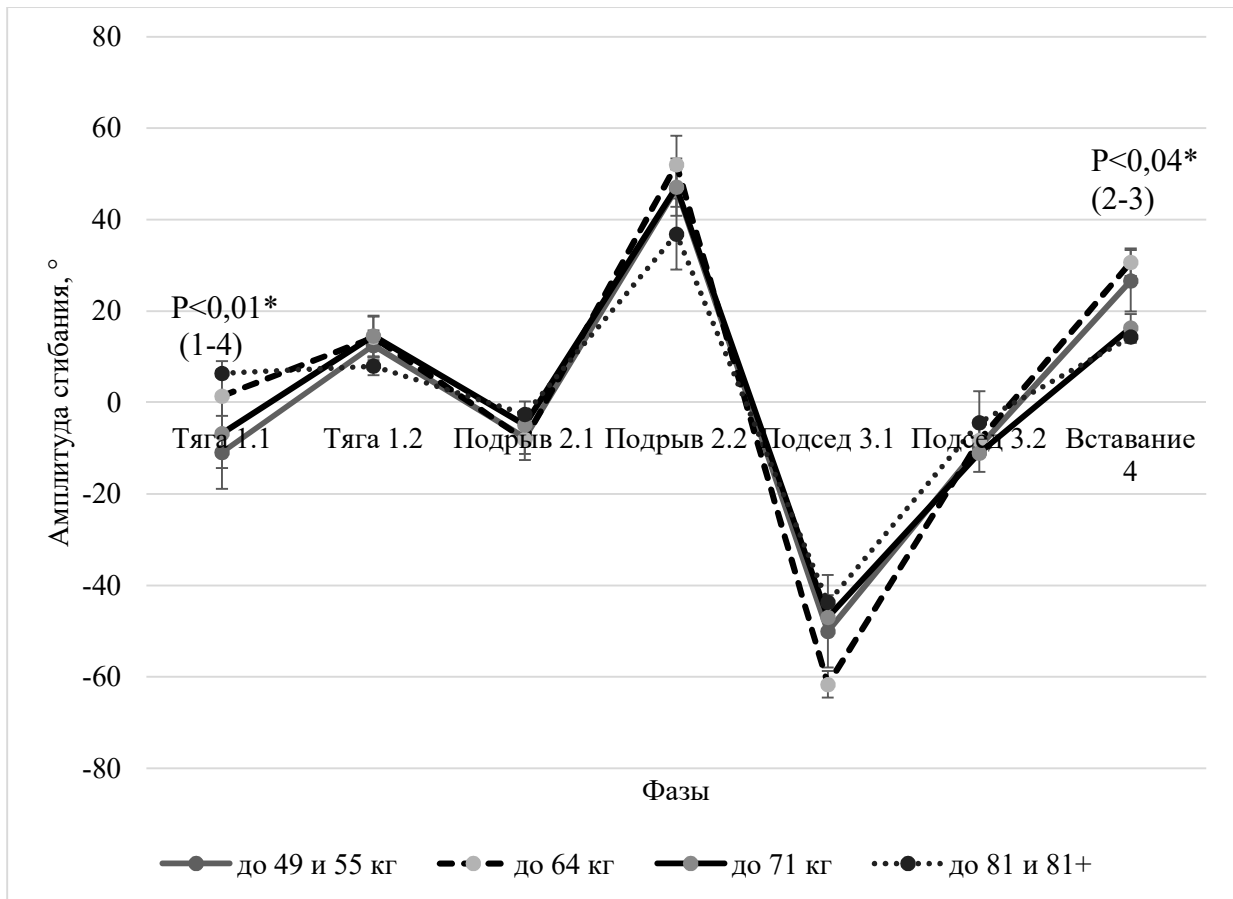


Рисунок 67 - Амплитуда сгибания правого голеностопного сустава в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, °. Примечание: ряд 1 – до 49 и 55 кг, ряд 2 – до 64 кг, ряд 3 – до 71 кг, ряд 4 – до 81 и 81+ кг. Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$).

Максимальная угловая скорость сгибания правого голеностопного сустава статистически значимо выше у спортсменок легких весовых категорий и категории до 64 кг (рисунок 68).

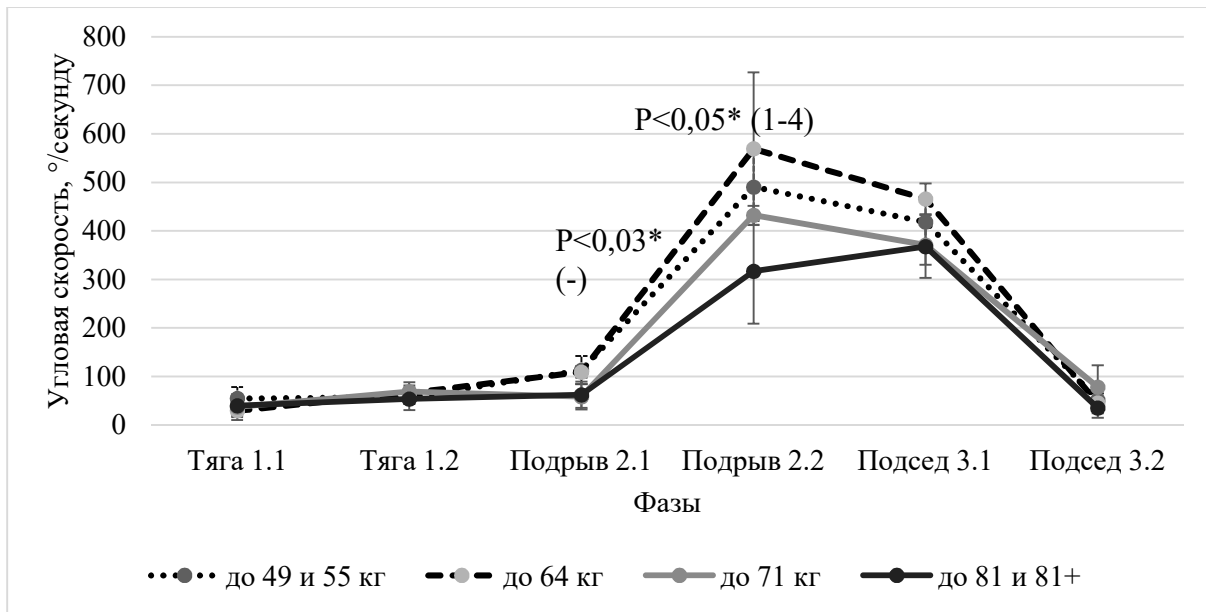


Рисунок 68 - Значения максимальной угловой скорости сгибания правого голеностопного сустава в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, %/с. Примечание: ряд 1 – до 49 и 55 кг, ряд 2 – до 64 кг, ряд 3 – до 71 кг, ряд 4 – до 81 и 81+ кг. Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$).

Показатели максимальной вертикальной полезной мощности в рывке у женщин были больше у спортсменок более тяжелых весовых категорий в фазу подрыва (таблица 55). Показатели средней вертикальной полезной мощности в рывке у женщин-тяжелоатлетов были выше у женщин в весовой категории до 64 кг (таблица 56) в фазу вставание.

По показателю отношения средней вертикальной полезной мощности в фазе движения к весу тела в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям наибольшие значения выявлены у женщин в весовой категории до 64 кг, статистически значимые – в фазы подрыва, подседа и вставания.

По всем показателям, в которых были выявлены различия в весовых категориях, были разработаны модельные характеристики для женщин каждой весовой категории. Если статистически значимых различий не было выявлено для других показателей, модельные характеристики определялись без учета весовой категории (Нопин, Корягина, 2021).

Таблица 55 - Максимальная вертикальная полезная мощность в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, Вт

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.2	736,2 (684,0; 756,0)	1028,0 (798,0; 1043,0)	862,3 (862,0; 920,0)	1044,0 (610,0; 1190,0)	-
2	Подрыв 2.1	744,1 (733,0; 859,0)	1067,0 (942,0; 1076,0)	1028,0 (714,0; 1033,0)	1053,0 (725,4; 1397,0)	-
3	Подрыв 2.2	1669,0 (1583,0; 1715,0)	2296,0 (2231,0; 2312,0)	2456,0 (2352,0; 2901,0)	2804,0 (1130,0; 2938,0)	0,05* (1-3)
4	Подсед 3.1	893,0 (862,0; 914,0)	1710,0 (1059,0; 2369,0)	1153,0 (604,0; 1616,0)	1172,0 (917,0; 2169,0)	-
5	Подсед 3.2	35,3 (30,4; 46,7)	13,6 (6,0; 69,5)	18,6 (12,4; 19,0)	34,3 (2,6; 37,4)	-
6	Вставание 4	438,0 (421,5; 443,0)	638,0 (622,0; 656,0)	650,2 (625,0; 655,0)	437,0 (308,6; 526,0)	0,05* (-)

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 56 - Средняя вертикальная полезная мощность в рывке у женщин-тяжелоатлетов по весовым категориям, Вт

№ п/п	Фазы	Группы				P<
		1 До 49 и до 55 кг (n=5)	2 До 64 кг (n=3)	3 До 71 кг (n=5)	4 До 81 кг и 81+ (n=3)	
1	Тяга 1.2	438,0 (385,0; 444,3)	705,0 (441,0; 720,0)	555,0 (495,0; 578,0)	660,0 (348,7; 858,0)	-
2	Подрыв 2.1	620,6 (611,0; 820,0)	958,0 (784,0; 979,0)	559,0 (558,6; 770,5)	710,0 (654,1; 1224,0)	-
3	Подрыв 2.2	1179,0 (1157,0; 1216,0)	1676,0 (1621,0; 1763,0)	1696,0 (1563,0; 1696,0)	1817,0 (934,2; 1893,0)	-
4	Подсед 3.1	229,0 (227,0; 230,0)	302,0 (301,0; 343,0)	311,4 (233,0; 317,0)	279,3 (253,0; 462,0)	-
5	Подсед 3.2	-171,0 (-212,7; -146,0)	-290,0 (-346,0; -203,0)	-201,0 (- 206,7; -200,2)	-200,5 (- 230,0; -126,0)	-
6	Вставание 4	254,0 (254,0; 274,0)	374,0 (371,0; 394,0)	351,0 (329,0; 389,4)	216,0 (178,0; 377,0)	0,04* (1-2)

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

3.3.2.4 Кинематические и динамические особенности тяжелоатлетических упражнений у мужчин-спортсменов разных весовых категорий (на примере тяжелоатлетического рывка)

Все мужчины по весовым категориям были разделены на 3 группы: 1 группа – легкие, до 67 кг (n=10), 2 группа – средние и полутяжелые, до 96 кг (n=7), и 3 группа – тяжелые, до 102 кг и 102+ кг (n=8).

Средние значения кинематических и динамических показателей рывка мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям представлены в таблицах и включены в итоговые протоколы экспресс-оценки тяжелоатлетических упражнений.

Анализ продолжительности фаз рывка у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям показал статистически значимые различия в фазы подседа и вставания. У спортсменов более тяжелых весовых категорий отмечалось статистически

значимое более длительное начало подседа и более быстрое вставание (рисунок 69).

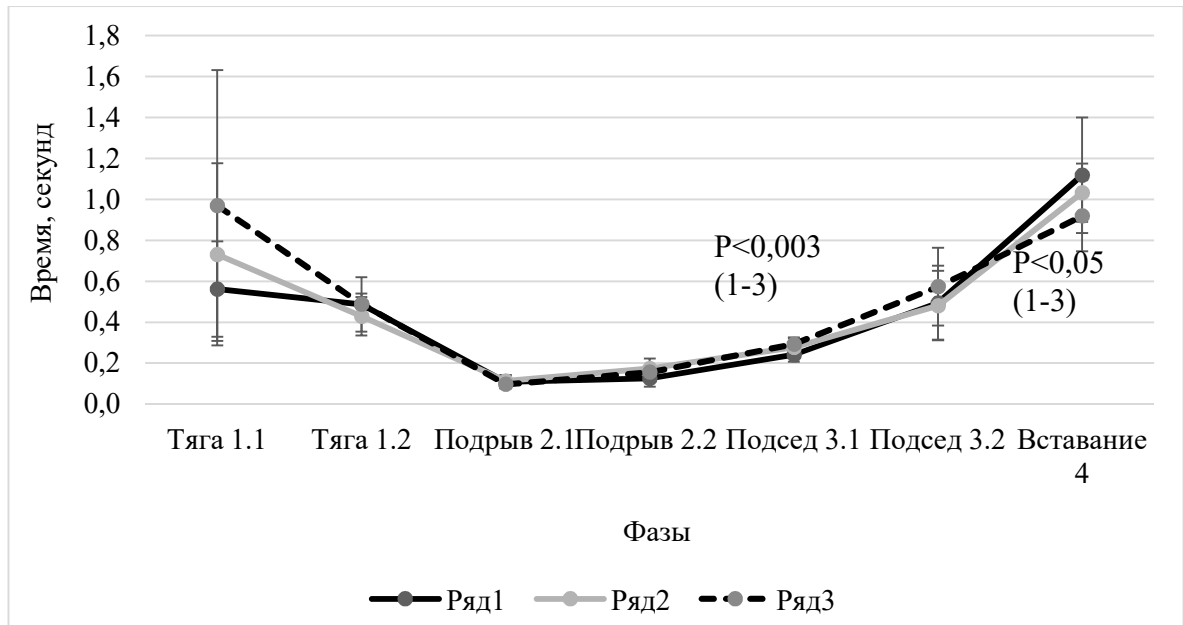


Рисунок 69 - Средние значения продолжительности фаз рывка у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям, с. Примечание: ряд 1 – легкие весовые категории, ряд 2 – средние и полутяжелые категории, ряд 3 – тяжелые весовые категории. Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$).

Силовые характеристики мужчин-тяжелоатлетов в разные фазы статистически значимо различались по весовым категориям и были выше у спортсменов более тяжелых категорий. Статистически значимо по группам весовых категорий отличались показатели вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами рывка (в самом конце фазы и в начале следующей) (рисунок 70), максимального, среднего и минимального значения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами.

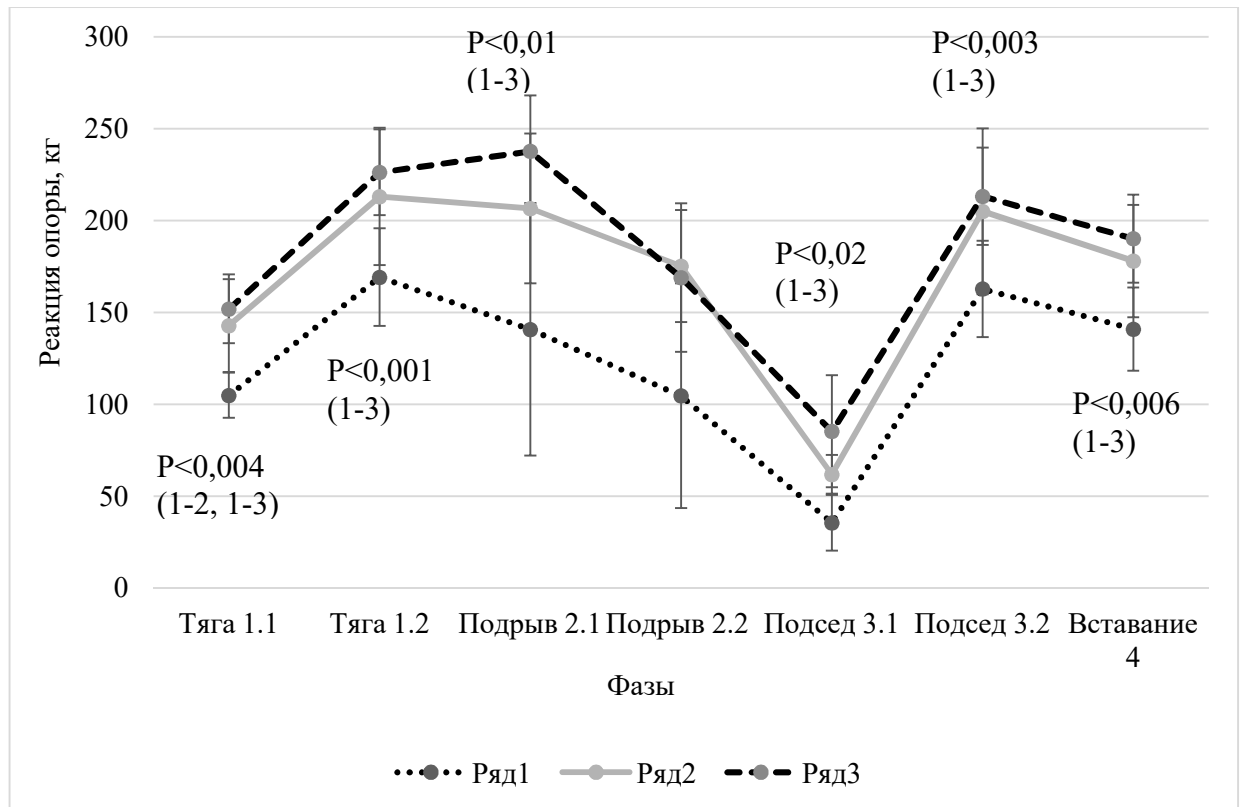


Рисунок 70 - Вертикальная составляющая усилия на опору двумя ногами в граничный момент между фазами рывка (в самом конце фазы и в начале следующей) у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям, кг. Примечание: ряд 1 – легкие весовые категории, ряд 2 – средние и полутяжелые категории, ряд 3 – тяжелые весовые категории. Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$).

По максимальной скорости увеличения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами и максимальному значению вертикальной составляющей скорости грифа штанги в рывке у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям статистически значимых различий выявлено не было.

По показателю максимального значения вертикальной составляющей скорости грифа штанги в рывке у мужчин выявлены статистически значимые различия в фазах подрыва и подседа, где большая скорость проявляется спортсменами более тяжелых весовых категорий (рисунок 71).

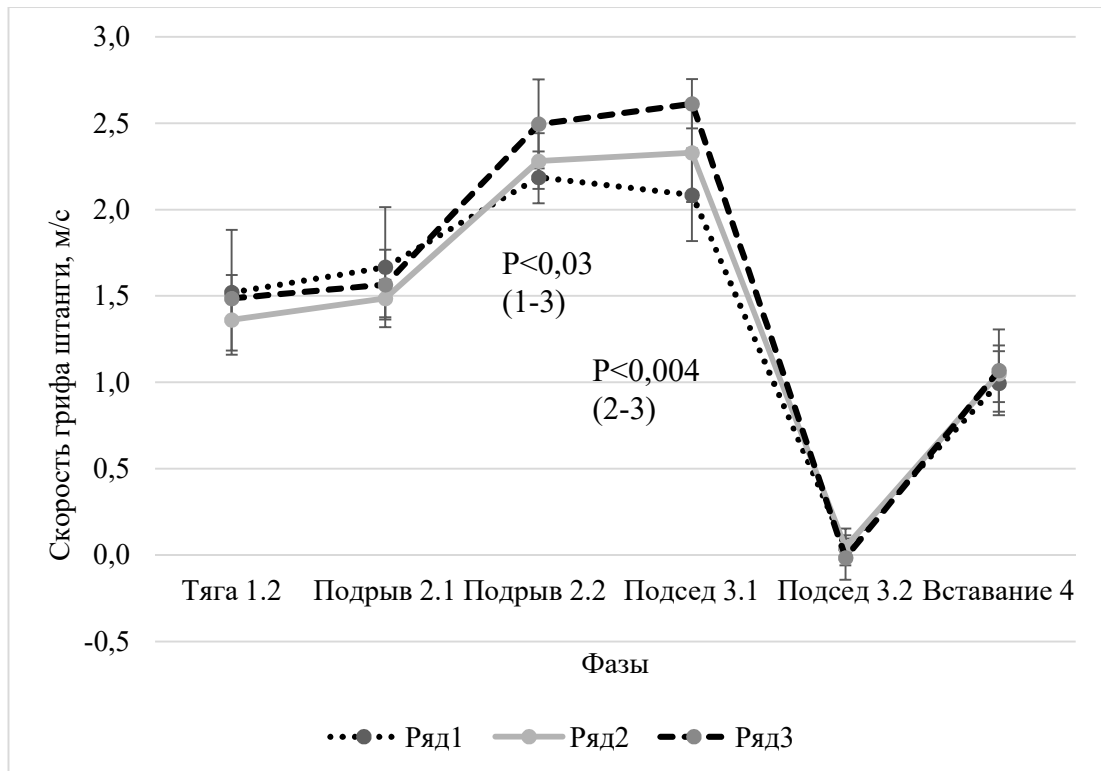


Рисунок 71 - Максимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги в рывке у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям, м/с. Примечание: ряд 1 – легкие весовые категории, ряд 2 – средние и полутяжелые категории, ряд 3 – тяжелые весовые категории. Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$).

В показателе высоты подъема штанги большие значения в фазах подрыва и подседа выявлены у спортсменов более тяжелых весовых категорий, что связано с большим ростом. По показателям угла и амплитуды сгибания тазобедренного сустава в рывке у мужчин-тяжелоатлетов разных весовых категорий статистических значимых различий выявлено не было. Значимые различия были отмечены в показателе максимальной угловой скорости сгибания тазобедренного сустава в фазах периода подседа, в фазе начала подседа она была больше у спортсменов средних и полутяжелых категорий, а в конце подседа – легких весовых категорий.

Амплитуда сгибания правого коленного сустава в рывке у мужчин-тяжелоатлетов была больше в фазе начала подрыва у спортсменов легких весовых категорий (таблица 57). Максимальная угловая скорость сгибания правого

коленного сустава была больше у спортсменов легких весовых категорий в фазе начала подрыва и в подседе (таблица 58).

Таблица 57 - Амплитуда сгибания правого коленного сустава в рывке у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям, °

№ п/п	Фазы	Группы			P<
		1 Легкие (n=10)	2 Средние и полутяжелые (n=7)	3 Тяжелые (n=8)	
1	Тяга 1.1	3,0 (-50,4; 12,4)	2,4 (-56,7; 19,5)	-13,7 (-29,5; 3,2)	-
2	Тяга 1.2	57,1 (52,2; 63,8)	56,5 (42,2; 64,5)	59,9 (52,7; 65,2)	-
3	Подрыв 2.1	-14,6 (-21,9; -8,5)	-8,8 (-13,3; -5,2)	-4,4 (-6,5; -1,1)	0,02* (1-3)
4	Подрыв 2.2	37,0 (33,2; 40,0)	37,8 (31,1; 41,0)	33,8 (31,9; 39,6)	-
5	Подсед 3.1	-73,0 (-80,3; -60,6)	-58,0 (-84,3; -44,0)	-59,7 (-70,2; -54,2)	-
6	Подсед 3.2	-32,3 (-36,5; -27,0)	-29,3 (-39,0; -14,4)	-38,0 (-42,4; -30,7)	-
7	Вставание 4	108,2 (102,0; 111,0)	96,9 (79,8; 106,0)	103,5 (83,5; 105,2)	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 58 - Максимальная угловая скорость сгибания правого коленного сустава в рывке у мужчин-тяжелоатлетов по весовым категориям, °/с

№ п/п	Фазы	Группы			P<
		1 Легкие (n=10)	2 Средние и полутяжелые (n=7)	3 Тяжелые (n=8)	
1	Тяга 1.1	89,7 (36,3; 111,7)	84,0 (66,4; 251,0)	94,5 (56,3; 125,4)	
2	Тяга 1.2	176,5 (165,0; 194,0)	190,7 (166,0; 373,0)	170,0 (152,6; 191,1)	-
3	Подрыв 2.1	163,1 (119,0; 278,6)	131,0 (88,6; 162,0)	63,7 (48,1; 86,3)	0,01* (1-3)
4	Подрыв 2.2	437,9 (367,0; 462,0)	344,8 (329,0; 513,0)	348,5 (311,9; 419,4)	-
5	Подсед 3.1	606,8 (486,6; 709,0)	557,9 (388,7; 676,0)	448,0 (361,5; 591,0)	-
6	Подсед 3.2	249,5 (197,0; 293,6)	139,0 (106,0; 256,3)	131,2 (98,9; 165,8)	0,02* (1-3)
7	Вставание 4	168,6 (150,0; 183,0)	149,8 (147,0; 170,6)	170,4 (150,0; 195,0)	-

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Показатели отношения максимальной и средней вертикальной полезной мощности тяжелоатлета к весу тела в рывке у мужчин статистически значимо различались по весовым категориям и были выше у спортсменов легких весовых категорий (таблица 59).

Таблица 59 - Отношение максимальной вертикальной полезной мощности тяжелоатлета к весу тела в рывке у мужчин по весовым категориям, Вт/кг

№ п/п	Фазы	Группы			P<
		1 Легкие (n=10)	2 Средние и полутяжелые (n=7)	3 Тяжелые (n=8)	
1	Тяга 1.2	24,1 (19,2; 31,9)	20,5 (13,6; 24,6)	13,8 (12,2; 16,3)	0,004* (1-3)
2	Подрыв 2.1	26,7 (24,0; 33,1)	21,7 (12,6; 24,2)	14,0 (11,0; 15,5)	0,0004* (1-3)
3	Подрыв 2.2	58,2 (41,6; 61,0)	52,8 (45,0; 56,0)	36,2 (28,6; 44,7)	-
4	Подсед 3.1	23,4 (18,6; 40,1)	31,8 (19,5; 49,2)	38,0 (27,9; 47,8)	-
5	Подсед 3.2	1,0 (0,5; 2,0)	0,6 (0,3; 1,2)	0,3 (0,1; 0,7)	0,05* (1-3)
6	Вставание 4	13,9 (12,8; 15,9)	15,0 (8,9; 16,5)	10,1 (8,3; 10,6)	0,02* (1-3)

Примечание: Значимость различий рассчитана критериями Краскела-Уоллиса (*) и Данна (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Следовательно, кинематические и динамические показатели тяжелоатлетического рывка у спортсменов легких, средних и полутяжелых и тяжелых весовых категорий в основном отличаются силовыми характеристиками, которые больше у спортсменов более тяжелых весовых категорий. Скоростные и мощностные характеристики выше у спортсменов более легких весовых категорий, по кинематическим характеристикам рывка мужчины-тяжелоатлеты разных весовых категорий практически не различались, что, по-видимому, связано с высоким уровнем квалификации. На основе полученных данных были сформированы модельные характеристики техники выполнения рывка для мужчин-тяжелоатлетов.

Таким образом, кинематика и динамика движений в функциональной пробе «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» и в тяжелоатлетических соревновательных упражнениях являются внешними

характеристиками моторного контроля, т.е. иерархической системы управления движениями.

Полученные результаты показали, что показатели кинематики и динамики движений определяются видом спорта, характером движения (упражнения), половыми и морфологическими характеристиками. По-видимому, эти особенности возможно рассматривать с точки зрения внешнего проявления пластичности нервной системы. Согласно данным Ланской с соавт., пластические перестройки возникают локально в структурах спинного мозга. Это видоизменяет функционирование спинномозговых центров, позволяя улучшить движения в соответствии с требованиями спортивной тренировки (Ланская и др., 2015, 2019).

3.4 ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ СПОРТСМЕНОВ РАЗНОГО ПОЛА В ПОКОЕ И ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПРОБ СУБМАКСИМАЛЬНОЙ И МАКСИМАЛЬНОЙ МОЩНОСТИ

3.4.1 Электрофизиологические характеристики мышц нижних конечностей спортсменов при выполнении функциональной пробы субмаксимальной мощности «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco»

Выполнение вертикальных прыжков определяется сложным взаимодействием нескольких факторов, включая максимальную силу, скорость развития силы, координацию мышц (Arabatzi et al., 2010; Darmiento et al., 2012). При выполнении многократных прыжков играет роль силовая выносливость. Исследуя нервно-мышечные механизмы, определяющие данные двигательные способности, ученые с помощью беспроводной поверхностной ЭМГ исследовали характеристики различных прыжковых движений (Lockie et al., 2014), выявляя особенности координации работы мышц у спортсменов различных видов спорта (Сарра, Вехм, 2013). Однако исследования биоэлектрической активности мышц при выполнении многократных прыжков и максимальных нагрузочных прыжковых тестов с одновременной регистрацией биомеханических параметров отсутствуют.

Исследование показателей электроактивности мышц при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» проводилось у группы женщин, занимающихся боксом (n=9), квалификация – МС. Индекс утомления в тесте составил $1,67 \pm 0,37$, средняя максимальная проявляемая сила перед полетом (сила отталкивания от платформы) – 1973 ± 734 Н. Анализ данных показал, что наибольшие показатели максимальной мощности, средней и максимальной высоты прыжка были зафиксированы в первый период теста, в этот же период была выявлена наибольшая электроактивность мышц (максимальные и средние амплитуды ЭМГ): прямой мышцы бедра, длинной

малоберцовой и икроножной мышцы (таблица 60, 61), что свидетельствует о максимальной активации и синхронизации двигательных единиц (ДЕ) исследуемых мышц ног. От периода к периоду, к окончанию теста величины данных показателей снижались, по-видимому вследствие развития утомления.

Одновременно с этим, на протяжении теста снижение электрической активности в некоторых мышцах левой ноги наблюдалось в меньшей степени, чем в правой. Следовательно, по мере развития процессов утомления в правой ноге, для обеспечения требуемого уровня мощности и количества повторений (в 3 периоде оно даже увеличивается), берет на себя нагрузку другая конечность – левая нога, что является проявлением физиологического эффекта компенсированного утомления. Однако, несмотря на это, в 4 периоде теста все биомеханические параметры минимальны: мощность, высота и количество прыжков, то есть наступает некомпенсированное утомление. Исходя из снижения физических и электрофизиологических параметров в течение односторонней высокоинтенсивной работы, в данном случае наступает энергетическое истощение (теория истощения), происходят накопление метаболитов (теория отравления метаболитами) и нарушение нервно-мышечной передачи (Иегер, Крюгер, 2016).

Сравнение средних амплитуд ЭМГ работающих мышц на протяжении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» также подтверждает данное предположение. Средние амплитуды ЭМГ Длинной малоберцовой мышцы и икроножной мышцы левой ноги во все периоды теста несколько больше, чем правой (таблица 61). Снижение частотных характеристик ЭМГ (доминирующая пиковая частота, средняя и медианная частоты) имело такую же тенденцию, как и амплитудных (таблица 62, 63, 64).

Таблица 60 - Физические и электрофизиологические показатели (максимальные значения амплитуд) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

Показатели теста по 15-секундным периодам	Показатели теста						Максимальные по модулю величины электроактивности, мВ							
							Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	Мощность, Вт/кг	Высота прыжка средняя, м	Макс. высота прыжка, м	Средняя сила отталкивания до прыжка, Н	Макс. сила отталкивания до прыжка, Н	Количество прыжков	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
Перед тестом (в покое)	-	-	-	-	-	-	0,015 (0,01; 0,018)	0,011 (0,01; 0,064)	0,025 (0,013; 0,042)	0,104 (0,019; 0,174)	0,093 (0,059; 0,114)	0,082 (0,067; 0,103)	0,11 (0,049; 0,154)	0,051 (0,038; 0,115)
1 период	13,76 (12,8; 14)	0,179 (0,164; 0,183)	0,196 (0,186; 0,196)	1196 (1068; 1305)	1339 (1083; 1438)	13 (13; 14)	1,272 (1,256; 1,542)** *	1,075 (0,933; 1,159)	0,559 (0,509; 0,775)	0,618 (0,458; 0,726)	0,933 (0,885; 1,254)	1,33 (1,034; 1,423)	1,065 (0,967; 1,387)	1,044 (0,971; 1,257)
2 период	11,69 (11,55; 11,9)	0,147 (0,135; 0,16)	0,168 (0,159; 0,177)	1172 (1078; 1286)	1399 (1274; 1660)	13 (12; 14)	1,293 (1,22; 1,386)	1,022 (0,989; 1,162)	0,526 (0,442; 0,644)	0,499 (0,456; 0,6)	0,972 (0,918; 1,076)	1,281 (0,869; 1,428)	1,057 (0,862; 1,318)	1,134 (0,997; 1,273)
3 период	9,89 (9,2; 10,59)	0,135 (0,104; 0,136)	0,142 (0,118; 0,168)	1344 (1093; 1555)	1598 (1163; 1922)	14 (11; 16)	1,193 (1,071; 1,347)	0,978 (0,937; 1,118)	0,474 (0,386; 0,694)	0,480 (0,400; 0,679)	1,062 (0,793; 1,131)	1,259 (0,944; 1,435)	1,098 (0,853; 1,217)	0,964 (0,917; 1,249)

Продолжение таблицы 60

	Показатели теста						Максимальные по модулю величины электроактивности, мВ							
							Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	Мощность, Вт/кг	Высота прыжка средняя, м	Макс. высота прыжка, м	Средняя сила отталкивания до прыжка, Н	Макс. сила отталкивания до прыжка, Н	Количество прыжков	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
4 период	9,11 (7,73; 9,29)	0,108 (0,084; 0,12)	0,118 (0,096; 0,133)	1351 (1065; 1453)	1732 (1259; 1804)	11 (11; 12)	1,249 (1,034; 1,314)	0,949 (0,879; 1,223)	0,534 (0,419; 0,597)	0,435 (0,378; 0,733)	0,941 (0,802; 1,373)	1,197 (0,948; 1,373)	1,042 (0,945; 1,213)	0,965 (0,815; 1,288)
P<	0,001** (-)	0,001** (1-3, 1-4)	0,001** (1-4)	-	-	-	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4) 0,03** (-)	0,001* (0- 1,2,3,4) 0,04** (-)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. Значимость различий рассчитана критериями Фридмана (* – между покоем и периодами пробы, ** - между периодами пробы) и Ньюмена-Кейлса (статистически значимые различия между группами с P<0,05). *** – различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между правыми и левыми мышцами. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Электрофизиологические показатели определялись непосредственно во время прыжка (перед отрывом от поверхности), электрофизиологические показатели перед тестом (в покое) определялись при стоянии на тензоплатформе за несколько секунд до серии прыжков.

Таблица 61 - Физические и электрофизиологические показатели (средние значения амплитуд) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

Показатели теста по 15-секундным периодам	Показатели теста				Средние по модулю величины электроактивности, мВ							
					Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	Мощность, Вт/кг	Высота прыжка средняя, м	Высота прыжка максимальная, м	Количество прыжков	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
Перед тестом (в покое)	-	-	-	-	0,002 (0,002; 0,003)	0,002 (0,002; 0,008)	0,003 (0,002; 0,003)	0,004 (0,002; 0,008)	0,008 (0,007; 0,013)	0,009 (0,007; 0,011)	0,01 (0,007; 0,013)	0,005 (0,004; 0,01)
1 период	13,76 (12,80; 13,96)	0,179 (0,164; 0,183)	0,196 (0,186; 0,196)	13 (13; 14)	0,173 (0,143; 0,178)	0,133 (0,123; 0,154)	0,071 (0,06; 0,078)	0,069 (0,054; 0,087)	0,086 (0,079; 0,113)	0,111 (0,083; 0,139)	0,081 (0,065; 0,111)	0,095 (0,083; 0,096)
2 период	11,64 (11,55; 11,9)	0,147 (0,135; 0,160)	0,168 (0,159; 0,177)	13 (12; 14)	0,158 (0,142; 0,174)	0,131 (0,121; 0,141)	0,063 (0,054; 0,071)	0,063 (0,052; 0,079)	0,086 (0,069; 0,096)	0,1 (0,074; 0,146)	0,073 (0,063; 0,1)	0,083 (0,079; 0,09)
3 период	9,89 (9,2; 10,59)	0,135 (0,103; 0,136)	0,142 (0,118; 0,168)	14 (11; 16)	0,144 (0,122; 0,147)	0,121 (0,093; 0,125)	0,051 (0,049; 0,057)	0,052 (0,04; 0,077)	0,077 (0,072; 0,093)	0,105 (0,078; 0,13)	0,075 (0,066; 0,098)	0,079 (0,075; 0,109)

Продолжение таблицы 61

Показатели теста по 15-секундным периодам	Показатели теста				Средние по модулю величины электроактивности, мВ							
					Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	Мощность, Вт/кг	Высота прыжка средняя, м	Высота прыжка максимальная, м	Количество прыжков	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
4 период	9,11 (7,73; 9,29)	0,108 (0,083; 0,120)	0,118 (0,096; 0,133)	11 (11; 12)	0,15 (0,11; 0,156)	0,135 (0,084; 0,143)	0,051 (0,046; 0,054)	0,052 (0,045; 0,066)	0,074 (0,065; 0,097)	0,096 (0,07; 0,12)	0,072 (0,069; 0,085)	0,075 (0,07; 0,092)
P<	0,001** (-)	0,001** (1-3, 1-4)	0,001** (1-4)	-	0,001* (0- 1,2,3,4; 1-4) 0,001** (-)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4) 0,001** (-)	0,001* (0- 1,2,3,4) 0,001** (-)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)	0,001* (0- 1,2,3,4)

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. Значимость различий рассчитана критериями Фридмана (* – между покоем и периодами пробы, ** – между периодами пробы) и Ньюмена-Кейлса (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между правыми и левыми мышцами. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Электрофизиологические показатели определялись непосредственно во время прыжка (перед отрывом от поверхности), электрофизиологические показатели перед тестом (в покое) определялись при стоянии на тензоплатформе за несколько секунд до серии прыжков.

Таблица 62 – Электрофизиологические показатели (доминирующая (пиковая) частота) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

Показатели теста по 15-секундным периодам	Доминирующая (пиковая) частота электроактивности, Гц							
	Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
Перед тестом (в покое)	32,26 (31,2; 32,32)	32,32 (32,26; 43,89)	30,83 (25,58; 38,6)	50,5 (32,24; 63,4)	83,55 (78,59; 101,89)	70,33 (56,69; 105,4)	64,81 (46,56; 87,13)	74,09 (59,11; 77,29)
1 период	78,76 (63,95; 82,38)	70,01 (64,39; 74,76)	45,9 (42,5; 49,34)	46,25 (36,69; 56,5)	77,83 (73,02; 86,3)	69,97 (62,32; 79,8)	73,74 (62,49; 97,49)	81,24 (64,39; 86,97)
2 период	65,02 (62,2; 68,76)	70,32 (56,08; 72,71)	50 (46,03; 56,26)	46,65 (41,27; 58,99)	78,23 (68,83; 92,24)	66,03 (61,73; 81,75)	82,84 (71,24; 103,01)	82,48 (66,89; 91,36)
3 период	52,46 (48,58; 60,63)	62,38 (46,88; 72,65)	47,68 (38,73; 53,42)	48,52 (40,91; 56,91)	66,01 (64,1; 81,52)	63,23 (59,21; 78,64)	76,64 (71,16; 83,49)	77,35 (59,4; 94,85)
4 период	51,84 (48,82; 66,04)	60,02 (46,17; 70,27)	41,73 (39,8; 52,12)	50,35 (40,29; 51,55)	85,92 (65,69; 88,6)	59,58 (56,97; 73,35)	75,66 (63,65; 94,56)	61,95 (49,73; 82,17)
P<	0,001* (-) 0,01** (-)	0,02* (0-1,2,3,4) 0,03** (-)	-	-	-	-	-	-

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. Значимость различий рассчитана критериями Фридмана (* – между покоем и периодами пробы, ** – между периодами пробы) и Ньюмена-Кейлса (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между правыми и левыми мышцами. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Электрофизиологические показатели определялись непосредственно во время прыжка (перед отрывом от поверхности), электрофизиологические показатели перед тестом (в покое) определялись при стоянии на тензоплатформе за несколько секунд до серии прыжков.

Таблица 63 – Электрофизиологические показатели (средняя частота) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

Показатели теста по 15-секундным периодам	Средняя частота электроактивности, Гц							
	Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
Перед тестом (в покое)	161,49 (115,61; 167,02)	155,14 (99,11; 173,54)	128,76 (119,61; 146,97)	133,86 (87,66; 145,13)	115,36 (103,28; 119,04)	115,78 (103,65; 131,38)	129,1 (103,25; 137,17)	128,81 (125,57; 132,76)
1 период	98,2 (89,82; 98,87)	94,59 (87,28; 102,63)	78,6 (73,46; 83,57)	79,6 (71,83; 90,28)	110,23 (106,22; 113,05)	97,82 (89,86; 131,97)	121,81 (96,88; 143,54)	113,43 (103,06; 131,14)
2 период	82,13 (78,26; 93,41)	84,63 (78,28; 95,59)	76,73 (71; 82,17)	77,51 (72,42; 82,75)	111,7 (102,93; 116,11)	100,88 (90,4; 124,58)	110,73 (101,21; 135,87)	113,2 (100,28; 141,16)
3 период	77,21 (70,51; 83,3)	77,27 (72,11; 85,57)	81,9 (67,89; 84,71)	72,5 (68,71; 78,61)	108,87 (104,93; 109,93)	98,05 (85,67; 109,98)	111,42 (99,13; 125,31)	109,76 (91,56; 128,98)
4 период	77,49 (64,98; 79,93)	76,42 (70,85; 83,5)	78,07 (60,55; 81,15)	75,81 (68,21; 78,34)	104,75 (101,15; 113,55)	98,5 (91,2; 120,53)	106,44 (98,37; 117,92)	108,6 (96,65; 118,35)
P<	0,001* (0-1,2,3,4) 0,001** (1-2,3,4)	0,001* (0-1,2,3,4) 0,001** (1-3,4)	0,001* (0-1,2,3,4)	0,001* (0-1,2,3,4)	-	-	0,05** (-)	0,001* (-) 0,04** (-)

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. Значимость различий рассчитана критериями Фридмана (* – между покоем и периодами пробы, ** – между периодами пробы) и Ньюмена-Кейлса (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между правыми и левыми мышцами. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Электрофизиологические показатели определялись непосредственно во время прыжка (перед отрывом от поверхности), электрофизиологические показатели перед тестом (в покое) определялись при стоянии на тензоплатформе за несколько секунд до серии прыжков.

Таблица 64 – Электрофизиологические показатели (медианная частота) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

Показатели теста по 15-секундным периодам	Медианная частота электроактивности, Гц							
	Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
	П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
Перед тестом (в покое)	115,81 (63,71; 117,71)	93,94 (79,91; 124,56)	82,66 (79,35; 96,66)	85,98 (67,95; 103,5)	92,83 (91,9; 103,18)	99,95 (92,54; 114,19)	106,48 (83,76; 116,91)	105,37 (87,4; 108,82)
1 период	87,34 (82,95; 93,4)	79,93 (76,97; 84,97)	57,59 (55,93; 65,25)	63,45 (50,47; 70)	94,34 (83,24; 100,04)	83,44 (79,06; 104,97)	100,78 (78,84; 119,12)	93,53 (89,32; 116,25)
2 период	70,97 (65,65; 83,91)	74,15 (69,3; 85,64)	61,13 (54,12; 62,64)	61,97 (59,91; 66,29)	95,94 (84,94; 101,27)	82,45 (73,66; 103,66)	94,6 (78,38; 115,45)	92,5 (86,79; 120,16)
3 период	67,73 (60,73; 72,08)	68,37 (63,69; 79,68)	54,28 (51,75; 66,99)	56,39 (55,76; 60,52)	90,68 (85,34; 94,47)	82,22 (78,66; 89,6)	92,69 (83,5; 114,4)	91,65 (75,86; 114,04)
4 период	68,78 (58,31; 70,45)	70,19 (57,64; 75,14)	56,82 (48,3; 59,19)	60,14 (55,64; 62,82)	88,35 (83,99; 100,73)	79,18 (73,03; 94,96)	89,47 (81,42; 98,95)	89,55 (84,89; 93,51)
P<	0,001* (0-1,2,3,4) 0,001** (1-3,4)	0,001* (0-1,2,3,4)	0,001* (0-1,2,3,4)	0,001* (0-1,2,3,4)	-	-	-	-

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. Значимость различий рассчитана критериями Фридмана (* – между покоем и периодами пробы, ** – между периодами пробы) и Ньюмена-Кейлса (статистически значимые различия между группами с $P < 0,05$). Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между правыми и левыми мышцами. Данные описаны в виде медиан и квартилей. Электрофизиологические показатели определялись непосредственно во время прыжка (перед отрывом от поверхности), электрофизиологические показатели перед тестом (в покое) определялись при стоянии на тензоплатформе за несколько секунд до серии прыжков.

Схема регуляции и характеристик работы мышц при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» представлена в таблице 65. Моторный контроль движения и функций при выполнении теста осуществляется поясничном и крестцовом отделах спинного мозга, мышцы работают в динамическом концентрическом и статическом режимах. Сравнение средней электроактивности мышц правой и левой ноги в начале и в конце функциональной пробы субмаксимальной мощности в целом показало снижение амплитудных и частотных параметров ЭМГ при утомлении.

Таблица 65 - Схема регуляции и характеристик работы мышц ног при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

Наименование мышцы	Иннервация	Движение/ функция	Тип сокращения	Средняя величина медиан средней электроактивности правой и левой ноги в начале (в первый период теста) / при утомлении (в 4 период теста), мВ	Средняя величина медиан максимальной электроактивности правой и левой ноги в начале (в первый период теста) / при утомлении (в 4 период теста), мВ
Прямая мышца бедра	бедренный нерв, L2-L4	прыжки; сгибание бедра	динамический концентрический	0,121/0,101	1,17 / 1,1
Двуглавая мышца бедра (длинная головка)	большеберцовый нерв, L5-S2	прыжки; разгибание бедра	динамический концентрический, статический	0,091/0,074	0,59 / 0,48
Длинная малоберцовая мышца	поверхностный малоберцовый нерв, L5-S1	установка стопы, стабилизация голеностопного сустава	динамический концентрический, статический	0,091/0,075	1,13 / 1,07
Икроножная мышца	большеберцовый нерв, S1-S2	прыжки; поднятие веса тела	динамический концентрический	0,107/0,104	1,07 / 1,00

Примечание: Данные описаны в виде средних значений медиан значений электроактивности правой и левой мышцы. Электрофизиологические показатели приведены для первого и четвертого периода теста (см. таблица 60, 61).

Наиболее наглядно функциональная пластичность нервной и двигательной систем спортсменов проявляется при анализе параметров поверхностной ЭМГ в состоянии относительного покоя (перед упражнением, принятие позы) и в каждую фазу функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», а также расчет коэффициентов увеличения данных параметров, которое показало, что наибольшее увеличение амплитуд ЭМГ (медианных значений) у женщин-боксеров происходит в основном в первый период теста (рисунок 72), для прямой мышцы бедра – до 98 раз (таблица 66). Для двуглавой мышцы бедра зафиксировано увеличение в 86,5 раз, для длинной малоберцовой мышцы – до 19 раз, для икроножной мышцы – до 67,5 раз.

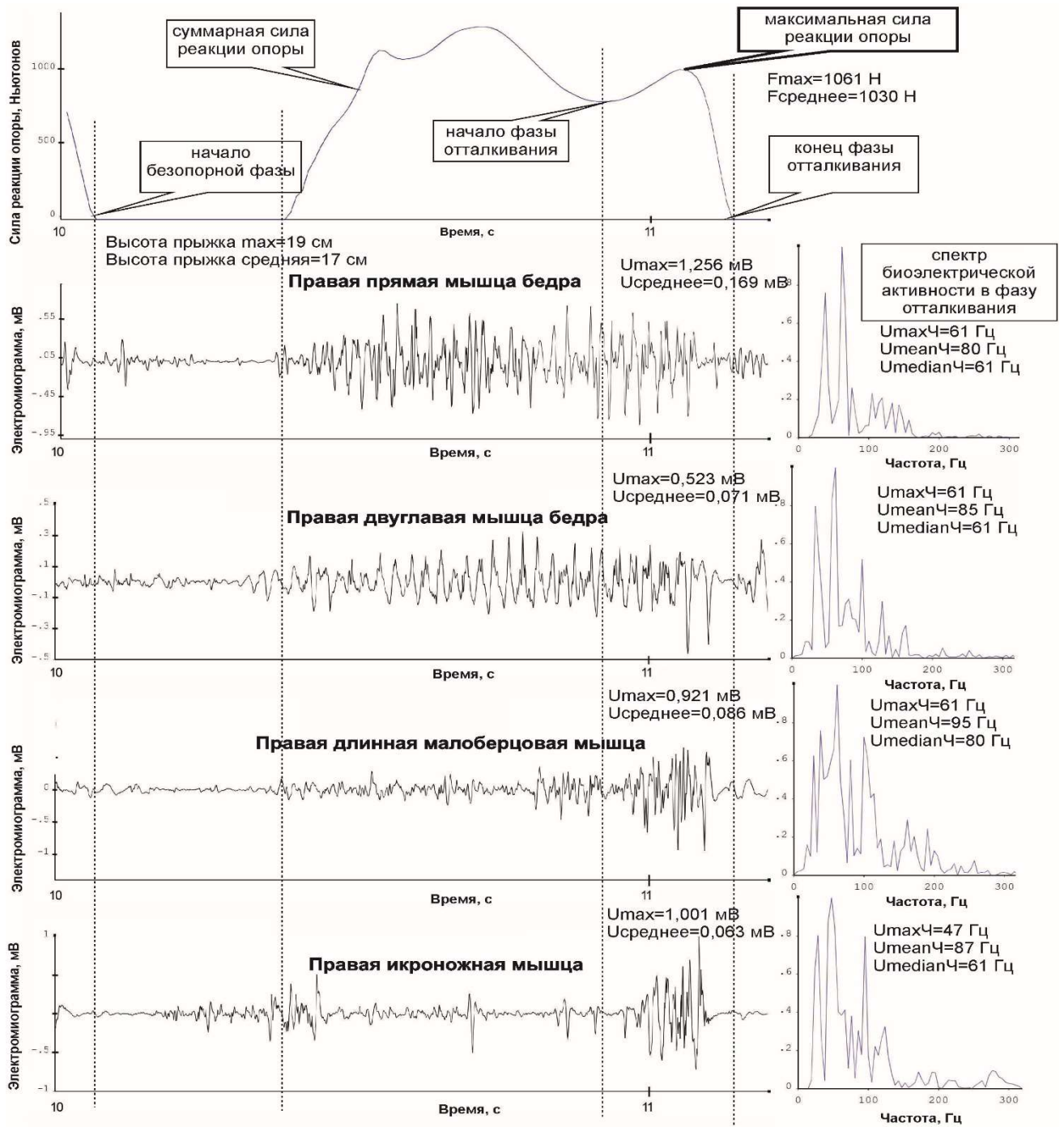


Рисунок 72 - Динамика некоторых биомеханических и ЭМГ показателей во время одного из прыжков функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco». Примечание: показатели ЭМГ мышц (по модулю) определялись во время отталкивания перед прыжком: U_{max} – максимальная амплитуда, милливольт; $U_{среднее}$ – среднее значение, милливольт; $U_{maxЧ}$ – пиковая частота, Герц; $U_{meanЧ}$ – средняя частота, Герц; $U_{medianЧ}$ – медианная частота, Гц; F_{max} – максимальная сила реакции опоры, Ньютонов; $F_{среднее}$ – средняя сила реакции опоры, Ньютонов.

Таблица 66 - Динамика относительных коэффициентов роста амплитуд ЭМГ (медианных значений) в различные фазы функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

№ п/п	Показатели	1 период		2 период		3 период		4 период	
		П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
1	Прямая мышца бедра (максимальные по модулю величины электроактивности)	84,8	<u>97,7</u>	<u>86,2</u>	<u>92,9</u>	<u>79,5</u>	<u>88,9</u>	<u>83,3</u>	<u>86,3</u>
2	Двуглавая мышца бедра (максимальные по модулю величины электроактивности)	22,4	5,9	21,0	4,8	19,0	4,6	21,4	4,2
3	Длинная малоберцовая мышца (максимальные по модулю величины электроактивности)	10,0	16,2	10,5	15,6	11,4	15,4	10,1	14,6
4	Икроножная мышца (максимальные по модулю величины электроактивности)	9,7	20,5	9,7	22,2	10,0	18,9	9,5	18,9
5	Прямая мышца бедра (средние по модулю величины электроактивности)	<u>86,5</u>	17,3	79,0	15,8	72,0	13,0	75,0	13,0
6	Двуглавая мышца бедра (средние по модулю величины электроактивности)	23,7	12,3	21,0	11,1	17,0	11,7	17,0	10,7
7	Длинная малоберцовая мышца (средние по модулю величины электроактивности)	10,8	19,0	10,8	16,6	9,6	15,8	9,3	15,0
8	Икроножная мышца (средние по модулю величины электроактивности)	8,1	66,5	7,3	65,5	7,5	60,5	7,2	67,5
9	Максимальный коэффициент	<u>86,5</u>	<u>97,7</u>	<u>86,2</u>	<u>92,9</u>	<u>79,5</u>	<u>88,9</u>	<u>83,3</u>	<u>86,3</u>

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. В каждой фазе (столбце) выделены максимальные коэффициенты роста амплитуд.

Увеличение коэффициентов частотных характеристик ЭМГ в различные фазы выполнения функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у высококвалифицированных женщин-боксеров наблюдалось в меньшей степени, чем амплитудных (таблица 67). В основном увеличивалась пиковая частота ЭМГ всех исследуемых мышц бедра (максимально в 2,44 раза). Для средней и медианной частоты ЭМГ наблюдалось снижение показателей до 2 раз.

Таблица 67 - Динамика относительных коэффициентов частотных характеристик ЭМГ (медианных значений) в различные фазы функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

№ п/п	Показатели	1 период		2 период		3 период		4 период	
		П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
1	Прямая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	<u>2,44</u>	<u>2,17</u>	<u>2,02</u>	<u>2,18</u>	<u>1,63</u>	<u>1,93</u>	<u>1,61</u>	<u>1,86</u>
2	Прямая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,61	0,61	0,51	0,55	0,48	0,50	0,48	0,49
3	Прямая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,75	0,85	0,61	0,79	0,58	0,73	0,59	0,75
4	Двуглавая мышца бедра (длинная головка) – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	1,49	0,92	1,62	0,92	1,55	0,96	1,35	1,00
5	Двуглавая мышца бедра (длинная головка) – Средняя частота, Гц	0,61	0,59	0,60	0,58	0,64	0,54	0,61	0,57
6	Двуглавая мышца бедра (длинная головка) – Медианная частота, Гц	0,70	0,74	0,74	0,72	0,66	0,66	0,69	0,70
7	Длинная малоберцовая мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,93	0,99	0,94	0,94	0,79	0,90	1,03	0,85
8	Длинная малоберцовая мышца – Средняя частота, Гц	0,96	0,84	0,97	0,87	0,94	0,85	0,91	0,85
9	Длинная малоберцовая мышца – Медианная частота, Гц	1,02	0,83	1,03	0,82	0,98	0,82	0,95	0,79
10	Икроножная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	1,14	1,10	1,28	1,11	1,18	1,04	1,17	0,84
11	Икроножная мышца – Средняя частота, Гц	0,94	0,88	0,86	0,88	0,86	0,85	0,82	0,84
12	Икроножная мышца – Медианная частота, Гц	0,95	0,89	0,89	0,88	0,87	0,87	0,84	0,85
13	Максимальный коэффициент	<u>2,44</u>	<u>2,17</u>	<u>2,02</u>	<u>2,18</u>	<u>1,63</u>	<u>1,93</u>	<u>1,61</u>	<u>1,86</u>

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. В каждой фазе (столбце) выделены максимальные коэффициенты роста амплитуд.

Корреляционный анализ Спирмена физиологических показателей в разные периоды функциональной пробы субмаксимальной мощности выявил следующие особенности. В 1 период теста определены статистически значимые корреляционные взаимосвязи между параметрами мощности и высоты прыжка с электронапряжением прямой мышцы бедра (таблица 68).

Таблица 68 - Ранговые корреляции Спирмена физиологических показателей (электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения спортсменов) 1 периода (первые 15 секунд) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

№ п/п	Показатели	Максимальные по модулю величины электроактивности							
		Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
		П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
1	Мощность относительная к весу спортсмена	0,85*	0,58	0,35	0,27	0,12	0,35	-0,33	0,05
2	Высота прыжка средняя	0,63	0,82*	0,38	0,38	0,18	0,30	-0,13	0,05
3	Высота прыжка максимальная	0,51	0,77*	0,45	0,46	0,24	0,37	-0,31	0,06
4	Количество прыжков	0,46	-0,10	0,49	-0,20	0,29	0,38	-0,57	0,24

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. * – отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

Во 2 период теста выявлены значимые взаимосвязи между следующими параметрами: средняя высота прыжка и электронапряжение правой двуглавой мышцы бедра, максимальная высота прыжка и электронапряжение левой длинной малоберцовой мышцы, количество прыжков и электронапряжение левой икроножной мышцы (таблица 69).

В 3 период теста выявлены значимые взаимосвязи между параметрами мощности, высотами прыжка и электроактивностью правой двуглавой мышцы бедра, количеством прыжков и электроактивностью левой икроножной мышцы (таблица 70).

Таблица 69 - Ранговые корреляции Спирмена физиологических показателей (электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения спортсменов) 2 периода (16-30 секунды теста) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

№ п/п	Показатели	Максимальные по модулю величины электроактивности							
		Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
		П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
1	Мощность относительная к весу спортсмена	0,20	0,47	0,65	0,18	0,48	0,35	-0,04	-0,02
2	Высота прыжка средняя	0,42	0,18	0,72*	0,42	0,38	0,60	-0,23	-0,18
3	Высота прыжка максимальная	0,45	0,06	0,61	0,34	0,34	0,73*	-0,36	-0,25
4	Количество прыжков	0,19	0,55	-0,11	-0,38	0,31	-0,01	-0,39	0,75*

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. * – отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

Таблица 70 - Ранговые корреляции Спирмена физиологических показателей (электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения спортсменов) 3 периода (31-45 секунды теста) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

№ п/п	Показатели	Максимальные по модулю величины электроактивности							
		Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
		П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
1	Мощность относительная к весу спортсмена	0,07	0,37	0,82*	-0,08	0,45	0,13	-0,05	-0,07
2	Высота прыжка средняя	0,24	0,10	0,74*	-0,07	0,25	0,06	-0,13	-0,08
3	Высота прыжка максимальная	0,27	0,10	0,75*	0,07	0,30	0,07	-0,22	-0,05
4	Количество прыжков	-0,16	0,38	0,13	-0,15	0,28	0,05	-0,08	0,79*

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. * – отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

В 4 период теста выявлены статистически значимые взаимосвязи между всеми физическими параметрами теста и электроактивностью двуглавой мышцы бедра (таблица 71).

Таблица 71 - Ранговые корреляции Спирмена физиологических показателей (электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения спортсменов) 4 периода (46-60 секунды теста) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9)

№ п/п	Показатели	Максимальные по модулю величины электроактивности							
		Прямая мышца бедра		Двуглавая мышца бедра		Длинная малоберцовая мышца		Икроножная мышца	
		П	Л	П	Л	П	Л	П	Л
1	Мощность относительная к весу спортсмена	0,45	-0,15	0,73*	0,05	0,52	0,43	-0,30	-0,30
2	Высота прыжка средняя	0,50	-0,12	0,79*	0,17	0,40	0,43	-0,40	-0,28
3	Высота прыжка максимальная	0,51	-0,11	0,76*	0,15	0,43	0,42	-0,37	-0,28
4	Количество прыжков	0,10	0,63	-0,49	-0,74*	0,32	0,33	-0,17	0,64

Примечание: П – правая нога, Л – левая нога. * – отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

Наиболее значимые корреляции Спирмена физиологических показателей (электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения спортсменов) в разные периоды функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» представлены на рисунке 73. Выявленные прямые положительные корреляции физиологических показателей показывают, что в организме спортсменов электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения имеют взаимозависимость, степень выраженности которых изменяется при сдвигах функционального состояния организма в ходе проведения функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco».

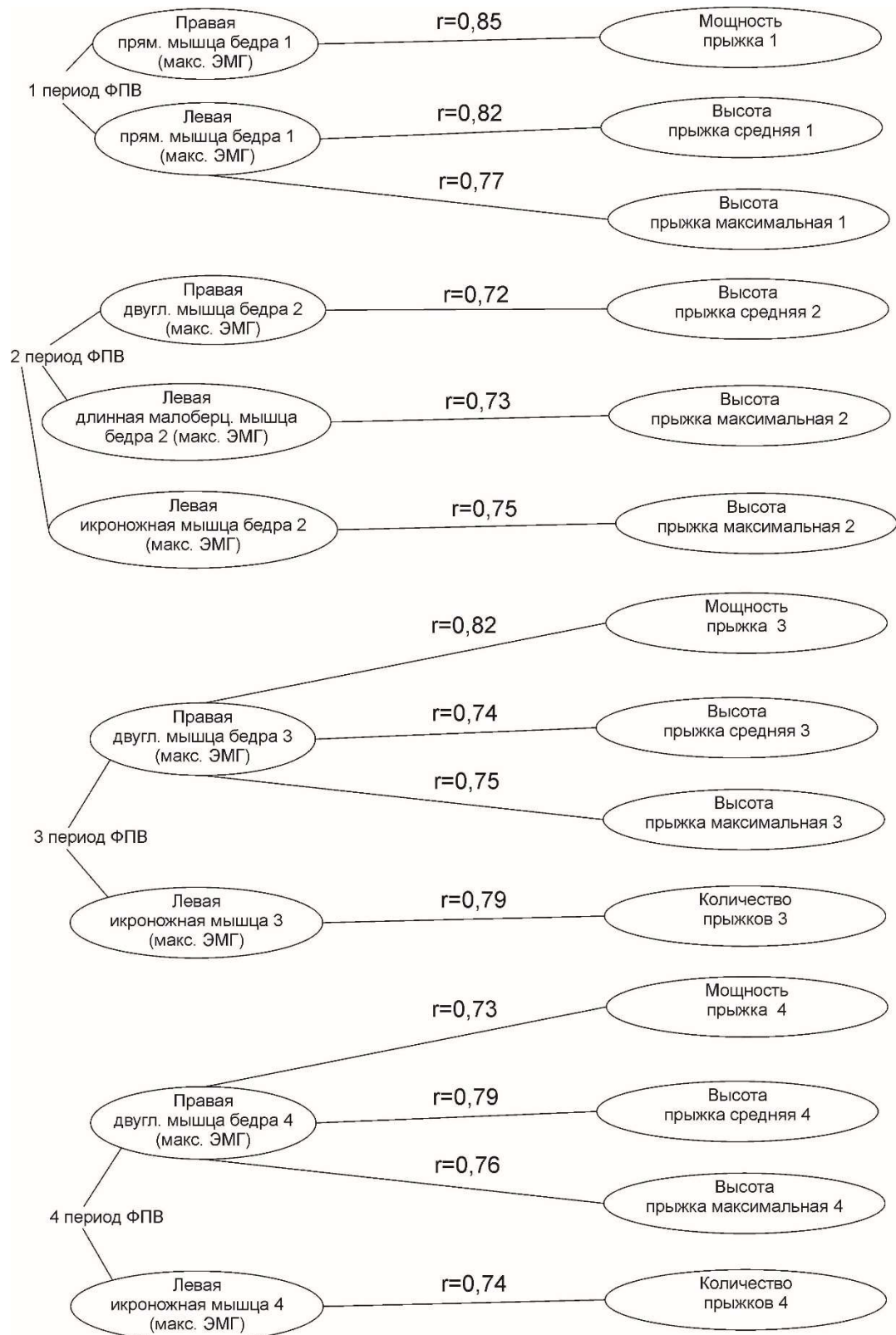


Рисунок 73 - Наиболее выраженные ранговые корреляции Спирмена физиологических показателей (электрофизиологические, кинематические и динамические характеристики движения спортсменов) функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» у женщин-боксеров (n=9). Примечание: отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

Следовательно, наибольшие кинематические и динамические характеристики теста повторных прыжков в 1 период теста обусловлены большим напряжением, а следовательно активацией и синхронизацией ДЕ, в первую очередь прямой мышцы бедра. С развитием сначала компенсированного, а затем некомпенсированного утомления снижаются амплитудные и частотные характеристики ЭМГ работающих мышц, хотя частота ЭМГ-активности при утомлении снижается в большей степени, чем амплитуда. Причиной утомления в первую очередь является нарушение координации работы мышц, а, следовательно, утомление нервных центров.

Полученные данные позволяют охарактеризовать локальные физиологические процессы, обуславливающие проявление функциональных возможностей и процессов утомления, а также проявления свойств пластичности нервной системы, в частности отделов спинного мозга, осуществляющих моторный контроль мышц ног, обеспечивающих выполнение нагрузочного прыжкового теста.

3.4.2 Электрофизиологические характеристики мышц у тяжелоатлетов в состоянии относительного покоя

Поверхностная ЭМГ – регистрация суммарной (интерференционной) электрической активности мышц с помощью поверхностных (накожных) электродов (Персон, 1987). Метод позволяет неинвазивно изучать активность мышц, обеспечивающих выполнение двигательных действий различной координационной сложности (Городничев, 2005).

Схема регуляции и функциональных характеристик мышц, от которых проводилась регистрация поверхностной ЭМГ у тяжелоатлетов в покое и при выполнении соревновательных упражнений, представлены в таблице 72. Иннервация осуществляется преимущественно шейным, поясничным и крестцовыми отделами спинного мозга.

Таблица 72 - Схема регуляции и функциональных характеристик работы мышц, от которых проводилась регистрация поверхностной ЭМГ у тяжелоатлетов в покое и при выполнении соревновательных упражнений

Наименование мышцы	Иннервация	Движение/ Функция	Тип сокращения в соревновательных тяжелоатлетических упражнениях
Трапецевидная мышца (нисходящая часть)	Добавочный нерв (XI пара черепных нервов, ветви шейного сплетения C2 – C4)	Фаза тяги: поднятие плечевого пояса, наружная ротация лопатки; удержание веса: стабилизация верхней конечности в поднятом положении.	Динамический концентрический Статический
Четырёхглавая мышца бедра (musculus quadriceps femoris): латеральная широкая мышца бедра – средняя часть	бедренный нерв, L2-L4	Разгибание голени	Динамический концентрический
Двуглавая мышца бедра (длинная головка)	большеберцовый нерв, L5-S2	Разгибание бедра	Динамический концентрический
Икроножная мышца (латеральная головка)	большеберцовый нерв, S1-S2	Поднимание веса тела со снарядом, подошвенное сгибание стопы в голеностопном суставе	Динамический концентрический

Сравнение показателей ЭМГ трапецевидной мышцы в состоянии относительного покоя (перед упражнением) у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов не выявило статистически значимые различия по показателям ЭМГ левой и правой трапецевидной мышцы (таблица 73). По показателям ЭМГ латеральной широкой мышцы бедра и двуглавой мышцы бедра в состоянии относительного покоя (перед упражнением) у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов также статистически значимых различий выявлено не было, данные представлены в таблицах 74, 75.

Таблица 73 - Показатели ЭМГ трапецевидной мышцы в состоянии относительного покоя (перед упражнением при стоянии) у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов

№ п/п	Показатели	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)
1	Средняя амплитуда ЭМГ левой трапецевидной мышцы, мВ	0,014 (0,008; 0,017)	0,019 (0,012; 0,034)
2	Максимальная амплитуда ЭМГ левой трапецевидной мышцы, мВ	0,086 (0,041; 0,234)	0,104 (0,058; 0,231)
3	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности левой трапецевидной мышцы, Гц	20,22 (18,02; 39,22)	32,915 (23,06; 47,19)
4	Средняя частота биоэлектрической активности левой трапецевидной мышцы, Гц	70,98 (53,4; 81,4)	65,96 (51,775; 73,875)
5	Медианная частота биоэлектрической активности левой трапецевидной мышцы, Гц	49,02 (31,94; 59,76)	42,6 (36,6; 52,325)
6	Средняя амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы, мВ	0,021 (0,012; 0,039)	0,012 (0,008; 0,026)
7	Максимальная амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы, мВ	0,134 (0,049; 0,467)	0,072 (0,059; 0,101)
8	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности правой трапецевидной мышцы, Гц	27,49 (17,44; 41,67)	32,47 (24,26; 37,31)
9	Средняя частота биоэлектрической активности правой трапецевидной мышцы, Гц	57,08 (48,52; 77,99)	76,04 (58,7; 86,67)
10	Медианная частота биоэлектрической активности правой трапецевидной мышцы, Гц	44,45 (27; 57,61)	53,51 (41,8; 64,58)

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 74 - Показатели ЭМГ латеральной широкой мышцы бедра в состоянии относительного покоя (перед упражнением при стоянии) у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов

№ п/п	Показатели	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)
1	Средняя амплитуда ЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра, мВ	0,027 (0,012; 0,05)	0,04 (0,028; 0,048)
2	Максимальная амплитуда ЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра, мВ	0,229 (0,118; 0,324)	0,209 (0,11; 0,232)
3	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра, Гц	43,78 (36,04; 55,56)	51,66 (38,17; 64,68)
4	Средняя частота биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра, Гц	76,56 (63,79; 85,06)	68,43 (60,35; 71,86)
5	Медианная частота биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра, Гц	62,965 (51,55; 73,88)	55,35 (44,78; 65,04)
6	Средняя амплитуда ЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра, мВ	0,031 (0,014; 0,057)	0,041 (0,024; 0,062)
7	Максимальная амплитуда ЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра, мВ	0,195 (0,12; 0,339)	0,187 (0,114; 0,259)
8	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности правой латеральной широкой мышцы бедра, Гц	45,24 (37,8; 52,24)	39,08 (38,17; 53,8)
9	Средняя частота биоэлектрической активности правой латеральной широкой мышцы бедра, Гц	74,84 (57,19; 84,91)	67,59 (57,68; 77,79)
10	Медианная частота биоэлектрической активности правой латеральной широкой мышцы бедра, Гц	59,41 (46,46; 69,77)	53,92 (47,17; 61,07)

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 75 - Показатели ЭМГ двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть) в состоянии относительного покоя (перед упражнением при стоянии) у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов

№ п/п	Показатели	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)
1	Средние значения амплитуды ЭМГ левой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), мВ	0,023 (0,011; 0,036)	0,026 (0,019; 0,034)
2	Максимальные значения амплитуды ЭМГ левой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), мВ	0,129 (0,052; 0,186)	0,142 (0,089; 0,175)
3	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности левой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), Гц	34,88 (27,36; 47,85)	31,77 (18,505; 53,66)
4	Средняя частота биоэлектрической активности левой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), Гц	62,09 (52,67; 80,06)	55,345 (49,52; 65,28)
5	Медианная частота биоэлектрической активности левой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), Гц	49,65 (40,7; 61,03)	38,85 (33,345; 56,09)
6	Средние значения амплитуды ЭМГ правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), мВ	0,033 (0,015; 0,044)	0,033 (0,028; 0,035)
7	Максимальные значения амплитуды ЭМГ правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), мВ	0,244 (0,08; 0,336)	0,177 (0,129; 0,212)
8	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), Гц	45,155 (36,04; 63,34)	39,56 (31,56; 47,97)
9	Средняя частота биоэлектрической активности правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), Гц	67,21 (53,48; 90,23)	63,38 (52,18; 72,53)
10	Медианная частота биоэлектрической активности правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть), Гц	58,48 (43,05; 69,65)	49,05 (42,44; 57,25)

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически не значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Женщины отличались от мужчин статистически значимо меньшими частотными показателями: средней частотой биоэлектрической активности левой икроножной мышцы и медианной частотой биоэлектрической активности правой икроножной мышцы (таблица 76).

Таблица 76 - Показатели ЭНМГ икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть) в состоянии относительного покоя (перед упражнением при стоянии) у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов

№ п/п	Показатели	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Средние значения амплитуды ЭМГ левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), мВ	0,015 (0,008; 0,028)	0,020 (0,011; 0,044)	-
2	Максимальные значения амплитуды ЭМГ левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), мВ	0,093 (0,036; 0,313)	0,132 (0,045; 0,313)	-
3	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), Гц	38,55 (31,91; 50,63)	29,955 (20,98; 52,335)	-
4	Средняя частота биоэлектрической активности левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), Гц	84,02 (69,15; 99,78)	64,8 (54,435; 80,705)	0,02
5	Медианная частота биоэлектрической активности левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), Гц	59,8 (54,05; 81,39)	53,22 (38,265; 64,845)	-
6	Средние значения амплитуды ЭМГ правой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), мВ	0,016 (0,01; 0,026)	0,021 (0,014; 0,028)	-
7	Максимальные значения амплитуды ЭМГ правой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), мВ	0,16 (0,081; 0,284)	0,148 (0,1; 0,244)	-
8	Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности правой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), Гц	40,7 (35,46; 52,78)	52,22 (32,15; 72,52)	-
9	Средняя частота биоэлектрической активности правой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), Гц	87,93 (73,71; 101,78)	68,85 (55,37; 99,14)	-
10	Медианная частота биоэлектрической активности правой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть), Гц	67,57 (51,64; 81,56)	47,26 (41,8; 80,09)	0,05

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

По классификации, предложенной Городничевым (2005), характер биоэлектрической активности исследованных мышц перед выполнением соревновательных упражнений тяжелоатлетов соответствует биоэлектрической активности мышц при обеспечении поддержания поз (лежание, сидение, стояние) (Городничев, 2005), то есть относительно небольшими по амплитуде потенциалами действия и умеренной частотой их импульсации.

Стимуляционная ЭМГ основана на анализе мышечных ответов, вызванных электрической стимуляцией нерва, иннервирующего эту мышцу. С помощью стимуляционной ЭМГ мы анализировали параметры моторного ответа с короткого

разгибателя пальцев стопы у высококвалифицированных спортсменов-тяжелоатлетов мужского (n=8) и женского пола (n=7) (таблица 77). Данные показывают высокие значения амплитуды М-ответа в точках стимуляции «предплюсна», «головка малоберцовой кости» и «подколенная ямка» и высокую скорость проведения по моторным волокнам малоберцового нерва у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов по сравнению с общепринятыми физиологическими нормами, что свидетельствует о высоких функциональных возможностях нервно-мышечного аппарата.

Мужчины статистически значимо отличались от женщин более высокими показателями амплитуды М-ответа слева в точке стимуляции «предплюсна». Показатели латентности и скорости моторного проведения в точке стимуляции «подколенная ямка» были лучше у женщин.

Следовательно, анализируя половые особенности проявления электроактивности мышц по данным поверхностной и стимуляционной ЭМГ у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, можно заключить о большей амплитуде ЭМГ активности мышц у мужчин вследствие большей толщины мышечных волокон и объема мышечной массы. Электроактивность наиболее задействованных в специфической физической работе мышц женщин характеризуется лучшими частотными характеристиками (большей частотой посылки импульсов мотонейронами), а вследствие этого – меньшей латентностью и большей скоростью проведения по моторным волокнам.

Таблица 77 - Параметры моторного ответа с короткого разгибателя пальцев стопы у высококвалифицированных спортсменов-тяжелоатлетов

Показатели	Мужчины (n=6)		Женщины (n=7)		P	Норма
	Справа	Слева	Справа	Слева		
Предплюсна						
Латентность, мс	3,73 (3,55; 4,25)	3,75 (3,60; 4,10)	3,70 (2,60; 3,80)	3,30 (2,50; 3,60)	-	-
Амплитуда, мВ	5,97 (5,27; 11,2)	7,24 (5,76; 10,20)	6,60 (4,60; 7,50)	4,60 (4,40; 6,50)	М-Ж слева, <0,05	не менее 3 мВ
Длительность, мс	5,68 (5,25; 6,40)	5,73 (5,20; 6,05)	5,75 (4,86; 6,45)	5,62 (5,45; 7,21)	-	-
Площадь, мВ×мс	21,35 (16,20; 32,60)	20,20 (18,20; 28,60)	17,80 (15,40; 21,40)	17,80 (12,20; 19,90)	-	-
Резидуальная латентность, мс	2,51 (2,24; 2,92)	2,48 (2,31; 2,80)	2,11 (1,24; 2,60)	1,80 (1,60; 2,16)	-	-
Головка малоберцовой кости						
Латентность, мс	10,15 (9,70; 10,40)	10,15 (9,40; 10,40)	9,20 (8,70; 10,50)	10,00 (8,30; 10,20)	-	-
Амплитуда, мВ	6,53 (6,38; 8,71)	7,60 (5,62; 10,30)	6,40 (5,00; 6,80)	5,40 (2,70; 9,00)	-	не менее 3 мВ
Длительность, мс	6,05 (5,90; 6,75)	6,20 (5,74; 6,45)	6,19 (5,80; 6,70)	6,20 (5,35; 7,05)	-	-
Площадь, мВ×мс	23,55 (16,00; 28,20)	24,55 (17,70; 30,60)	20,60 (13,50; 22,60)	18,50 (8,70; 27,50)	-	-
Скорость, м/с	53,20 (52,60; 53,60)	54,15 (53,4; 54,5)	53,50 (51,80; 61,10)	55,80 (48,80; 59,10)	-	не менее 40 м/с
Подколенная ямка						
Латентность, мс	11,95 (11,40; 12,40)	11,80 (11,40; 12,10)	10,50 (9,90; 12,00)	11,10 (10,10; 11,60)	М-Ж слева, справа <0,05	-
Амплитуда, мВ	6,38 (3,10; 8,84)	7,07 (5,68; 10,00)	7,00 (5,30; 9,30)	6,20 (5,20; 9,40)	-	не менее 3 мВ
Длительность, мс	6,18 (5,85; 6,95)	6,25 (5,76; 6,55)	6,12 (5,36; 6,75)	6,34 (4,84; 6,40)	-	-
Площадь, мВ×мс	21,40 (10,40; 27,90)	22,75 (14,10; 31,50)	20,20 (16,20; 25,60)	20,60 (18,40; 24,60)	-	-
Скорость, м/с	61,00 (48,90; 64,50)	50,65 (47,40; 60,70)	60,30 (53,80; 70,90)	65,30 (59,10; 72,70)	М-Ж слева <0,02	не менее 40 м/с

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

3.4.3 Электрофизиологические характеристики мышц у тяжелоатлетов при выполнении функциональной пробы максимальной мощности (упражнение рывок)

Среди методов регистрации мышечных усилий при спортивных движениях выделяют механический или биомеханический и электрический или электромиографический, каждый из которых отражает различные стороны одного и того же процесса сокращения мышц (Беляев, 2015). По сути, данные электромиографии отражают внутренние сократительные процессы и выражаются в показателях напряжения или амплитуды и частоты электроактивности.

Доминирующая частота спектра тесно связана с длительностью потенциала действия ДЕ. Анализ электромиограммы, проведенный в условиях подъема отягощений, показывает, что чем больше проявление силы, тем выше частота пиков и амплитуда ЭМГ (Штанько и др., 2014).

Медианная частота (Median Frequency) – частота, которая пропорциональна частоте мощностной представленности анализируемой реализации ЭМГ и делит спектр мощности в выделенном диапазоне на два участка с равным количеством частотных дискретов. Известно, что снижение медианной частоты характеризуется снижением частоты импульсации двигательных единиц. Такое снижение связано со снижением скорости распространения потенциала действия по мышечному волокну и увеличением степени синхронизации активности двигательных единиц (Жемчужкина и др., 2015). Также снижение медианной частоты используется в качестве характеристики усталости мышц (в норме медианная частота в процессе физической нагрузки снижается) (Штанько и др., 2014). Средняя частота (Mean Frequency) – частота, разделяющая спектр мощности в выделенном диапазоне на два равные по площади участка.

Проведение записи ЭМГ одновременно с регистрацией биомеханических параметров движений при выполнении тяжелоатлетических упражнений высококвалифицированных спортсменов позволило получить характеристики электроактивности изучаемых мышц (рисунок 74).

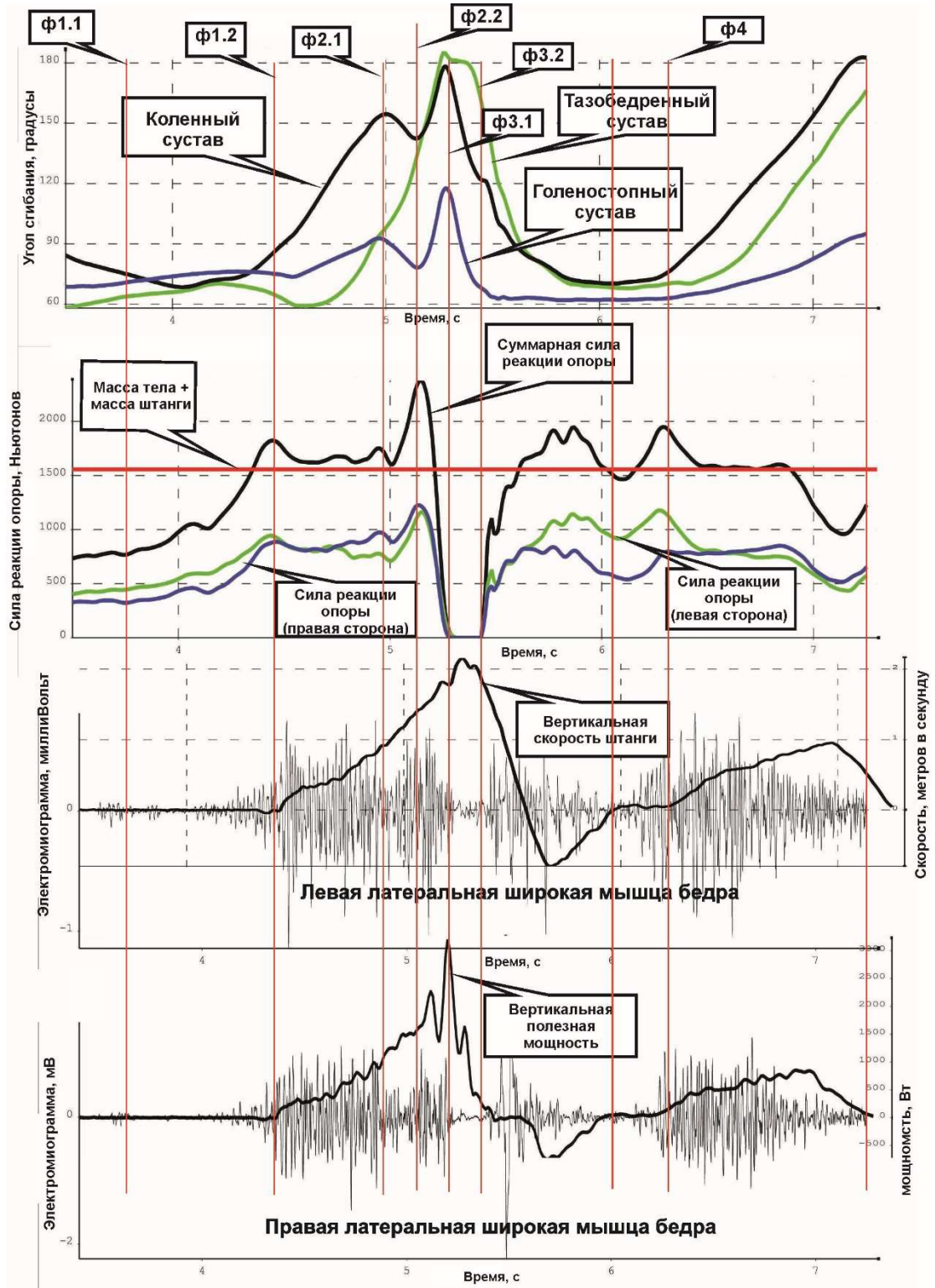


Рисунок 74 – Динамика некоторых биомеханических и ЭМГ-показателей в тяжелоатлетическом рывке (силовое упражнение целиком). Примечание: вертикальными линиями обозначены начала фаз: ф.1.1 – тяга 1.1; ф.1.2 – тяга 1.2; ф.2.1 – подрыв 2.1; ф.2.2 – подрыв 2.2; ф.3.1 – безопорный подсед 3.1; ф.3.2 – опорный подсед 3.2; ф.4 – вставание 4.

Исследование электрофизиологических ЭМГ-показателей одновременно с регистрацией биомеханических характеристик тяжелоатлетических упражнений (рывка и толчка) было проведено у 52 тяжелоатлетов (35 мужчин и 17 женщин) квалификации МС и МСМК, членов сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике.

Сравнение показателей значений амплитудных и частотных характеристик ЭМГ при выполнении тяжелоатлетического рывка выявило следующее. Показатели максимальной амплитуды ЭМГ левой трапецевидной мышцы у мужчин-тяжелоатлетов по сравнению с женщинами были больше в фазы тяги 1.1 и 1.2, подрыва 2.1 и 2.2, средней амплитуды ЭМГ правой трапецевидной мышцы – в фазы тяги 1.1 и 1.2 (таблица 78, 79). Максимальная амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы была выше у мужчин в фазы тяги 1.1 и 1.2 и подседа 3.1 (таблица 80).

По показателям частоты биоэлектрической активности были выявлены у женщин в фазу подседа 3.2 статистически значимые большие значения доминирующей (пиковой) и медианной частоты биоэлектрической активности левой и правой трапецевидной мышцы (таблица 81, 82, 83). В фазу вставания у женщин больше средняя частота биоэлектрической активности правой трапецевидной мышцы (таблица 84).

Таким образом, можно сделать вывод, что у мужчин-тяжелоатлетов сила сокращения трапецевидной мышцы, особенно в фазы тяги, намного выше, чем у женщин. Высокие показатели медианной частоты электроактивности, т.е. частоты, делящей спектральную плотность мощности на две равные части, могут свидетельствовать о высокой частоте импульсации, но из-за более низких функциональных возможностей не приводящей к такому же высокому напряжению как у мужчин.

Таблица 78 - Максимальная амплитуда ЭМГ левой трапецевидной мышцы в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	1,45 (0,855; 1,884)	0,807 (0,572; 1,185)	0,05
2	Тяга 1.2	1,95 (1,093; 2,499)	1,194 (0,986; 1,574)	0,05
3	Подрыв 2.1	1,701 (1,179; 2,207)	1,181 (0,707; 1,385)	0,05
4	Подрыв 2.2	1,864 (1,23; 2,447)	1,084 (0,757; 1,467)	0,05
5	Подсед 3.1	2,332 (1,788; 2,971)	2,31 (1,891; 2,703)	-
6	Подсед 3.2	2,998 (2,259; 3,331)	2,779 (1,861; 3,121)	-
7	Вставание 4	2,619 (2,222; 3,424)	2,986 (1,78; 3,174)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 79 - Средняя амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	0,172 (0,09; 0,263)	0,074 (0,054; 0,115)	0,01
2	Тяга 1.2	0,465 (0,33; 0,578)	0,199 (0,128; 0,244)	0,001
3	Подрыв 2.1	0,357 (0,218; 0,592)	0,292 (0,198; 0,393)	-
4	Подрыв 2.2	0,437 (0,314; 0,554)	0,291 (0,249; 0,446)	-
5	Подсед 3.1	0,561 (0,36; 0,63)	0,404 (0,365; 0,473)	-
6	Подсед 3.2	0,827 (0,494; 1,033)	0,612 (0,49; 0,911)	-
7	Вставание 4	0,498 (0,235; 0,906)	0,419 (0,305; 0,652)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 80 - Максимальная амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	1,448 (1,024; 2,303)	0,627 (0,527; 0,951)	0,01
2	Тяга 1.2	1,895 (1,502; 2,415)	0,975 (0,647; 1,109)	0,01
3	Подрыв 2.1	1,277 (0,666; 1,872)	1,156 (0,8; 1,402)	-
4	Подрыв 2.2	1,554 (0,979; 2,318)	1,098 (0,871; 2,12)	-
5	Подсед 3.1	2,489 (2,106; 2,955)	1,792 (1,588; 2,149)	0,01
6	Подсед 3.2	3,052 (2,144; 3,858)	2,465 (2,063; 3,246)	-
7	Вставание 4	3,06 (1,635; 3,951)	3,143 (1,936; 3,237)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 81 - Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности левой трапецевидной мышцы в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	40,68 (34,55; 58,56)	48,52 (38,95; 66,61)	-
2	Тяга 1.2	46,75 (33,25; 59,14)	52,83 (40,82; 60,12)	-
3	Подрыв 2.1	76,92 (35,71; 98,59)	50,91 (36,94; 75,98)	-
4	Подрыв 2.2	59,21 (30,86; 80,65)	63,15 (45,19; 109,93)	-
5	Подсед 3.1	66,3 (43,96; 87,91)	60,87 (51,44; 74,47)	-
6	Подсед 3.2	58,01 (45,18; 71,43)	71,14 (67,14; 79,88)	0,05
7	Вставание 4	52,1 (40,47; 70,12)	59,77 (47,22; 73,32)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 82 - Медианная частота биоэлектрической активности левой трапецевидной мышцы в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	49,08 (40,94; 63,44)	55,03 (41,7; 62,99)	-
2	Тяга 1.2	56,45 (45,18; 70,68)	59,44 (51,96; 75,45)	-
3	Подрыв 2.1	76,92 (37,88; 85,37)	60,8 (44,33; 77,36)	-
4	Подрыв 2.2	71,43 (59,21; 84,51)	74,2 (49,34; 90,04)	-
5	Подсед 3.1	66,18 (54,95; 83,97)	66,82 (60,87; 75,70)	-
6	Подсед 3.2	67,05 (65,22; 74,53)	75,56 (69,18; 80,34)	0,05
7	Вставание 4	63,03 (56,15; 73,09)	68,60 (60,21; 71,51)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 83 - Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности в рывке правой трапецевидной мышцы у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	42,98 (37,59; 48,48)	43,72 (37,08; 49,3)	-
2	Тяга 1.2	53,16 (36,59; 59,44)	55,25 (45,18; 64,81)	-
3	Подрыв 2.1	53,03 (35,21; 91,55)	52,63 (26,32; 77,46)	-
4	Подрыв 2.2	53,57 (40,98; 68,18)	56,34 (47,17; 65,79)	-
5	Подсед 3.1	58,82 (45,45; 76,34)	66,18 (59,52; 75,4)	-
6	Подсед 3.2	50,97 (34,16; 74,53)	72,03 (69,25; 76,32)	0,02
7	Вставание 4	60,67 (37,42; 74,25)	69,47 (59,91; 76,5)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 84 - Средняя частота биоэлектрической активности правой трапецевидной мышцы в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	56,17 (49,32; 62,62)	57,14 (48,49; 64,22)	-
2	Тяга 1.2	62,52 (55,97; 70,71)	66,35 (56,21; 69,59)	-
3	Подрыв 2.1	72,44 (58,69; 84,39)	79,20 (50,31; 84,97)	-
4	Подрыв 2.2	72,49 (61,88; 83,7)	72,13 (57,77; 79,71)	-
5	Подсед 3.1	69,17 (61,4; 79,95)	70,92 (61,18; 78,44)	-
6	Подсед 3.2	66,52 (63,46; 75,13)	79,09 (74,76; 82,8)	0,01
7	Вставание 4	67,26 (60,85; 72,33)	74,28 (72,43; 78,83)	0,01

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Сравнение показателей средней амплитуды ЭМГ латеральной широкой мышцы бедра у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов показало большие величины у мужчин в фазе подрыва 2.2 (таблица 85).

Таблица 85 - Средняя амплитуда ЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	0,106 (0,048; 0,155)	0,106 (0,076; 0,129)	-
2	Тяга 1.2	0,201 (0,12; 0,253)	0,222 (0,167; 0,407)	-
3	Подрыв 2.1	0,284 (0,18; 0,416)	0,335 (0,196; 0,467)	-
4	Подрыв 2.2	0,234 (0,166; 0,3)	0,141 (0,125; 0,191)	0,01
5	Подсед 3.1	0,214 (0,17; 0,28)	0,175 (0,146; 0,214)	-
6	Подсед 3.2	0,146 (0,111; 0,186)	0,152 (0,139; 0,193)	-
7	Вставание 4	0,204 (0,115; 0,243)	0,207 (0,172; 0,288)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Средняя и медианная частота биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра была выше у мужчин в фазы тяги и вставания (таблица 86, 87). Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности правой латеральной широкой мышцы бедра была больше у женщин в фазу подседа.

Таблица 86 - Средняя частота биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	72,6 (61,14; 82,72)	59,07 (55,75; 64,19)	0,01
2	Тяга 1.2	84,00 (74,55; 99,38)	70,11 (65,85; 78,48)	0,03
3	Подрыв 2.1	83,99 (71,03; 100,66)	78,42 (69,2; 90,88)	-
4	Подрыв 2.2	59,41 (38,88; 85,68)	71,68 (64,73; 82,98)	-
5	Подсед 3.1	63,33 (30,21; 72,28)	51,72 (46; 57,64)	-
6	Подсед 3.2	65,92 (49,35; 78,56)	63,11 (51,45; 65,01)	-
7	Вставание 4	77,14 (70,89; 88,52)	70,25 (66,78; 73,83)	0,04

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 87 - Медианная частота биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	61,06 (51,25; 67,07)	47,33 (41,67; 52,45)	0,01
2	Тяга 1.2	73,4 (60,24; 81,84)	62,91 (56,56; 66,3)	0,05
3	Подрыв 2.1	75,62 (56,34; 90,16)	65,79 (59,21; 77,46)	-
4	Подрыв 2.2	52,58 (32,26; 82,42)	56,6 (46,88; 70,42)	-
5	Подсед 3.1	51,47 (20,55; 59,41)	43,65 (36,76; 54,49)	-
6	Подсед 3.2	59,85 (37,27; 65,53)	51,25 (41,98; 61,17)	-
7	Вставание 4	70,52 (66,53; 82,32)	60,98 (60,09; 65,02)	0,04

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Следовательно, показатели амплитуды и частоты электроактивности левой латеральной широкой мышцы бедра в ключевые фазы рывка больше у мужчин по сравнению с женщинами, а правой латеральной широкой мышцы бедра больше у женщин в фазу подседа.

Средняя амплитуда ЭМГ левой двуглавой мышцы бедра у мужчин была больше в фазу тяги 1.2, подрыва и подседа 3.1, максимальная амплитуда – в фазу тяги 1.2, подрыва и подседа 3.2 и вставания. Средняя амплитуда ЭМГ правой двуглавой мышцы бедра также больше у мужчин практически во все фазы рывка (таблица 88).

Показатели доминирующей (пиковой) частоты биоэлектрической активности правой двуглавой мышцы бедра были выше у женщин в фазу подседа 3.1 и вставания (таблица 89). Следовательно, по показателям биоэлектрической активности двуглавой мышцы бедра отмечены большие показатели амплитуды ЭМГ у мужчин.

Таблица 88 - Средние значения амплитуды ЭМГ правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть) в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	0,104 (0,04; 0,143)	0,063 (0,056; 0,076)	-
2	Тяга 1.2	0,337 (0,253; 0,393)	0,19 (0,149; 0,225)	0,01
3	Подрыв 2.1	0,448 (0,347; 0,528)	0,259 (0,222; 0,367)	0,05
4	Подрыв 2.2	0,332 (0,265; 0,447)	0,182 (0,167; 0,21)	0,002
5	Подсед 3.1	0,276 (0,222; 0,354)	0,164 (0,124; 0,2)	0,01
6	Подсед 3.2	0,18 (0,118; 0,251)	0,12 (0,102; 0,141)	0,03
7	Вставание 4	0,227 (0,159; 0,29)	0,126 (0,092; 0,184)	0,01

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 89 - Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности правой двуглавой мышцы бедра (длинная головка – средняя часть) в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	44,09 (37,08; 51,69)	39,09 (36,06; 52,45)	-
2	Тяга 1.2	40,21 (33,22; 53,76)	38,31 (33,90; 46,36)	-
3	Подрыв 2.1	54,96 (19,23; 73,77)	68,18 (43,48; 73,77)	-
4	Подрыв 2.2	41,15 (35,21; 70,42)	65,93 (42,45; 91,55)	-
5	Подсед 3.1	25,74 (19,8; 27,78)	44,12 (36,76; 55,15)	0,03
6	Подсед 3.2	37,39 (24,84; 47,89)	35,9 (27,2; 52,73)	-
7	Вставание 4	38,32 (35,57; 46,51)	48,86 (44,84; 53,65)	0,02

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Показатели доминирующей (пиковой) частоты биоэлектрической активности левой икроножной мышцы в фазу подседа больше у мужчин (таблица 90). Показатели средней и медианной частоты биоэлектрической активности левой икроножной мышцы в фазу тяги также больше у мужчин (таблица 91). Показатели средней амплитуды ЭМГ правой икроножной мышцы в фазы тяги, подрыва, подседа и вставания больше у мужчин (таблица 92).

Таблица 90 - Доминирующая (пиковая) частота биоэлектрической активности левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть) в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	38,14 (35,09; 50,68)	34,48 (28,69; 44,76)	-
2	Тяга 1.2	52,36 (42,48; 74,63)	39,16 (35,86; 49,67)	-
3	Подрыв 2.1	83,33 (48,39; 114,75)	73,17 (53,03; 81,97)	-
4	Подрыв 2.2	98,59 (42,25; 116,28)	57,29 (28,17; 126,76)	-
5	Подсед 3.1	34,25 (25,74; 64,89)	15,87 (11,03; 18,38)	0,003
6	Подсед 3.2	30,12 (17,24; 48,29)	19,08 (10,75; 48,83)	-
7	Вставание 4	38,12 (35,06; 64,4)	42,13 (39,94; 48,21)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 91 - Средняя частота биоэлектрической активности левой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть) в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, Гц

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	84,58 (74,26; 97,76)	73,39 (62,99; 77,44)	0,05
2	Тяга 1.2	92,7 (82,65; 99,16)	80,55 (75,1; 84,87)	0,01
3	Подрыв 2.1	110,49 (88,1; 128,06)	110,4 (89,76; 121,67)	-
4	Подрыв 2.2	113,81 (105,03; 129,78)	72,09 (63,86; 129,59)	-
5	Подсед 3.1	44,18 (39,37; 77,38)	44,14 (37,2; 51,79)	-
6	Подсед 3.2	60,38 (47,32; 83,18)	64,34 (28,49; 73,42)	-
7	Вставание 4	84,54 (72,7; 95,8)	69,01 (63,26; 82,55)	-

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Таблица 92 - Средние значения амплитуды ЭМГ правой икроножной мышцы (латеральная головка – средняя часть) в рывке у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, мВ

№ п/п	Фазы	Мужчины (n=19)	Женщины (n=13)	P<
1	Тяга 1.1	0,074 (0,041; 0,128)	0,036 (0,02; 0,073)	0,02
2	Тяга 1.2	0,138 (0,094; 0,223)	0,095 (0,053; 0,12)	-
3	Подрыв 2.1	0,435 (0,238; 0,497)	0,249 (0,221; 0,321)	0,02
4	Подрыв 2.2	0,226 (0,139; 0,319)	0,182 (0,14; 0,213)	-
5	Подсед 3.1	0,121 (0,087; 0,161)	0,071 (0,047; 0,106)	0,03
6	Подсед 3.2	0,136 (0,084; 0,244)	0,049 (0,046; 0,088)	0,01
7	Вставание 4	0,099 (0,061; 0,125)	0,057 (0,036; 0,084)	0,02

Примечание: Различия (P) по U-критерию Манна-Уитни статистически значимы между группами (мужчинами и женщинами). Данные описаны в виде медиан и квартилей.

Следовательно, по биоэлектрическим показателям икроножной мышцы были обнаружены большие амплитуды ЭМГ, как и в других мышцах у мужчин, а частотные характеристики преобладают у мужчин и женщин в отдельные фазы.

Таким образом, в разделе представлены электрофизиологические характеристики мышц спортсменов при выполнении тяжелоатлетического рывка. Анализ литературных данных по спортивной ЭМГ и полученных нами данных по ЭМГ тяжелоатлетических упражнений свидетельствуют о том, что сила и скорость мышечных сокращений увеличиваются с возрастанием амплитудных и частотных характеристик ЭМГ, однако они зависят от половых особенностей. У мужчин-тяжелоатлетов сила сокращения мышц намного выше, чем у женщин. Более низкие показатели амплитудных и высокие показатели частотных характеристик ЭМГ у женщин могут свидетельствовать о высокой частоте импульсации, но более низкие функциональные возможности мышц (меньше мышечных волокон, их толщина, энергозапасы) не приводят к такому же высокому напряжению мышц, как у мужчин.

3.5 ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ РЕЗЕРВЫ АДАПТАЦИИ, ПЛАСТИЧНОСТЬ И ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ НЕРВНОЙ И ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМ ПРИ СПОРТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

Адаптация человека к физическим нагрузкам тесно взаимосвязана с проблемой функциональных резервов, так как она проявляется через их мобилизацию. Под резервными функциональными возможностями понимаются скрытые возможности (приобретенные в ходе эволюции и онтогенеза) усиливать функционирование своих органов и систем в целях совершения необычно большой работы, приспособления к чрезвычайным сдвигам во внутренней среде организма (Мозжухин, 1984).

Характер адаптации зависит от величины тренировочной и соревновательной нагрузки, от ее избирательной направленности. Однако реализация функциональных резервов в том или ином виде мышечной деятельности существенно зависит от генетической программы развития.

Функциональные возможности, по мнению Мозжухина (1984), проявляются в изменении интенсивности и объема протекания энергетических и пластических процессов обмена на клеточном и тканевом уровнях, в изменении интенсивности протекания физиологических процессов на уровне органов, систем органов и организма в целом, в повышении физических (сила, быстрота, выносливость) и улучшении психических (осознание цели, готовности бороться за ее достижение и т.д.) качеств, в способности к выработке новых и совершенствованию уже имеющихся двигательных и тактических навыков и т.д.

Физиологические резервы представляют собой возможности органов и систем органов изменять свою функциональную активность и взаимодействие между собой с целью достижения оптимального для конкретных условий функционирования организма.

В рамках подсистемы физиологических резервов целесообразным считается выделение четырех ее блоков (Давиденко, 2005): 1) блок сенсорных систем, воспринимающий и производящий первичную обработку пусковых и

корректирующих сигналов; 2) блок управления движением; 3) блок регуляции гомеостаза; 4) блок реализации деятельности (мышечная система).

Результаты данной работы возможно рассматривать в рамках реализации 1, 2 и 4 блоков физиологических резервов в процессе мышечной деятельности. Проявления адаптации и повышения первого блока физиологических резервов «сенсорных систем» отражаются в показателях времени простых сенсомоторных реакций на свет и звук, стабилметрических показателях, свидетельствуя об увеличении функциональных возможностей зрительной, слуховой и вестибулярной сенсорной системы. Было выявлено, что имеются статистически значимые различия величин простых и сложных сенсомоторных реакций на свет у высококвалифицированных спортсменов различных видов спорта, как у мужчин, так и у женщин (таблица 13, 14).

При рассмотрении показателей стабилметрической устойчивости у спортсменов различных специализаций (таблица 21) было показано, что статокINETические характеристики спортсменов определяются спецификой и динамикой двигательных действий в избранном виде спорта. Лучшие показатели статокINETической устойчивости отмечаются у легкоатлетов, большие смещения центра тяжести отмечаются у единоборцев, а показатели углового отклонения – у футболистов (см. раздел 3.2.3). Согласно существующим данным физиологии и биоинформатики, внутреннее представление о положении тела является мультимодальным конструктором, формирующемся в ЦНС на базе кинестетических входов с использованием механизмов схемы тела и алгоритмов обработки текущей информации о взаимодействии с окружением (Иваненко, 2016). В связи с этим легкоатлеты лучше адаптированы к сохранению устойчивости тела в стандартной внешней среде, футболисты – в более изменяющейся. Внешняя среда единоборцев на борцовском ковре не ограничивается позой стояния на двух ногах, с опорой могут контактировать другие части тела, в связи с чем смещения центра тяжести наиболее существенны.

Адаптация и повышение возможностей второго блока физиологических резервов «управления движением» проявляются в улучшении кинематических и

динамических параметров двигательных действий, что наглядно можно увидеть на примере выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации (см. раздел 3.3.2).

Корреляционный анализ Спирмена результативности тяжелоатлетов по Синклеру с физиологическими показателями рывка (кинематика и динамика движения спортсменов) выявил значимые корреляции результативности с силовыми показателями: значение вертикальной составляющей усилия на опору правой ногой в граничный момент между фазами движения (до 0,7), максимальное (до 0,71) и среднее (до 0,8) значение вертикальной составляющей усилия на опору, коэффициент функциональной асимметрии средних значений вертикальной составляющей усилий правой/левой ногой на опору (до 0,64), минимальное значение вертикальной составляющей усилия на опору в фазы тяги (0,84) и подрыва (до 0,59) (рисунок 75).

Также выявлены значимые корреляции результативности со скоростными показателями: максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору в конце тяги (0,84) и в начале подрыва (-0,51); с показателями кинематики: амплитудой сгибания правого тазобедренного сустава в начале подрыва (-0,56), углом в коленном суставе в граничный момент между фазами тяге (до -0,59), амплитудой (до 0,72) и максимальной угловой скоростью сгибания (до -0,64) правого коленного сустава в начале подрыва и подседа, углом в голеностопном суставе в граничный момент между подседом и вставанием (до -0,53); показателями мощности: максимальной (до 0,8) и средней (до 0,81) вертикальной полезной мощностью тяжелоатлета, отношением максимальной (до 0,77) и средней (до 0,81) вертикальной полезной мощности тяжелоатлета к весу спортсмена.



Рисунок 75 – Наиболее выраженные ранговые корреляции Спирмена результативности тяжелоатлетов ($n=13$) по Синклеру с физиологическими показателями рывка (кинематика и динамика движения спортсменов).

Примечание: отмеченные корреляции значимы на уровне $P<0,05$.

Корреляционный анализ Спирмена результативности мужчин-тяжелоатлетов по Синклеру с кинематическими и динамическими показателями рывка (рисунок 76) выявил значимые корреляции результативности с временными показателями: длительностью фаз подседа 3.2 (-0,5) и вставания (0,4), из скоростных показателей были положительно взаимосвязаны с результативностью: максимальная скорость увеличения вертикальной составляющей усилия на опору двумя ногами в отдельные фазы рывка (до 0,49) и отрицательно – максимальное значение вертикальной составляющей скорости грифа штанги в конце подрыва (-0,59) и в начале подседа (-0,67), из показателей расстояния – средняя высота подъема штанги (до 0,63) и среднее вертикальное перемещение грифа штанги по двум маркерам на грифе штанги (до -0,64), средняя длина трека в фазы подседа (до -0,64), из показателей кинематики – амплитуда сгибания тазобедренного сустава при вставании, максимальная угловая скорость сгибания правого тазобедренного сустава в подседе (0,56), угол (-0,66), амплитуда (-0,62) и угловая скорость (0,58) сгибания правого коленного сустава в подседе,

угол в правом голеностопном суставе в тяге (до 0,5), амплитуда (-0,57) и угловая скорость сгибания (0,79) голеностопном суставе в подрыве.

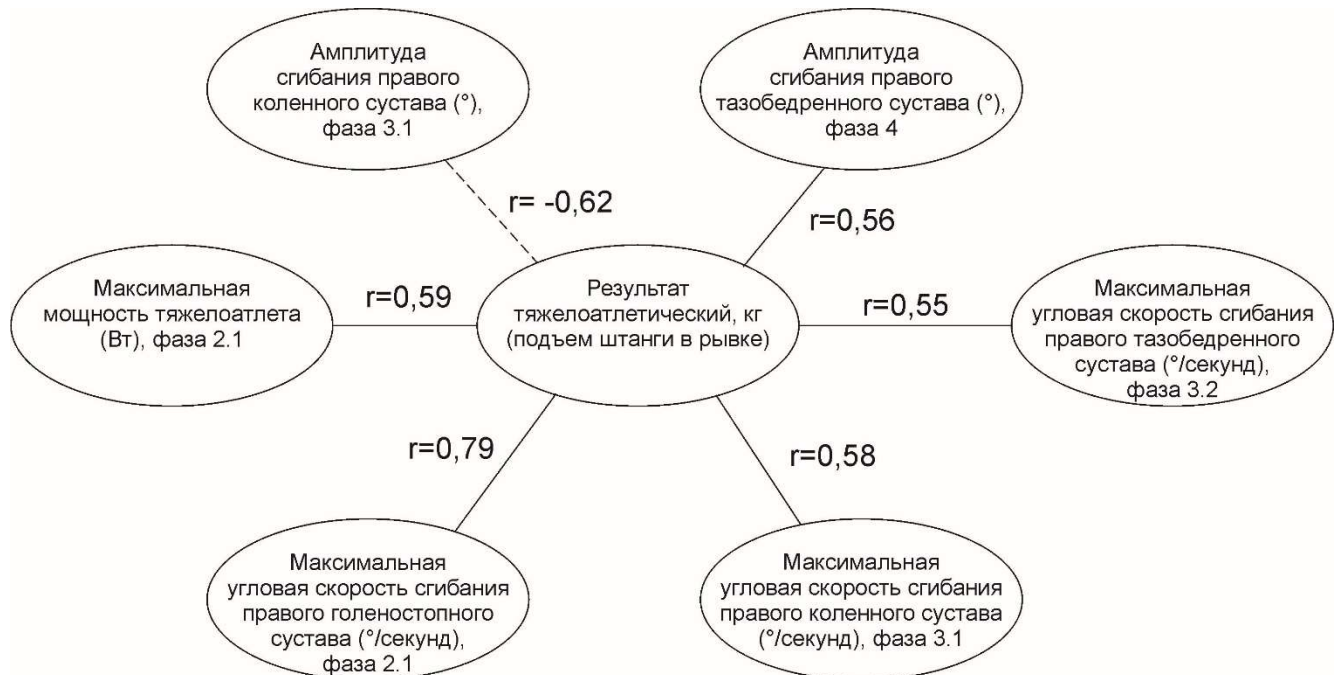


Рисунок 76 - Наиболее выраженные ранговые корреляции Спирмена результативности мужчин-тяжелоатлетов ($n=19$) по Синклеру с физиологическими показателями рывка (кинематика и динамика движения спортсменов). Примечание: отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

Отрицательно взаимосвязана результативность в рывке у мужчин с показателями максимального вылета и приближения штанги от исходного положения на старте. Выявлена взаимосвязь результативности и максимальной, средней вертикальной полезной мощности в конце тяги и начале подрыва, а также с отношением максимальной и средней вертикальной полезной мощности тяжелоатлета к весу спортсмена.

Следовательно, результативность тяжелоатлетов в рывке связана с физиологическими показателями двигательной системы: вертикальной составляющей усилия спортсмена в тяге и подрыве, скоростью увеличения вертикальной составляющей усилия на опору в заключительной части тяги и во время вставания после подседа, с динамикой сгибания тазобедренного и коленного сустава в фазы тяги и подрыва, а также с динамикой сгибания голеностопного сустава между подседом и вставанием.

Адаптация и повышение возможностей четвертого блока физиологических резервов «реализации деятельности (мышечная система)» проявляются в увеличении функциональных возможностей нервно-мышечного аппарата спортсменов как в состоянии относительного покоя, так и при выполнении спортивных упражнений (см. раздел 3.4).

Данные ЭМГ спортсменов в состоянии относительного покоя показывают высокие значения амплитуды М-ответа и высокую скорость проведения по моторных волокнам малоберцового нерва у мужчин- и женщин-тяжелоатлетов, что свидетельствует о высоких функциональных возможностях их нервно-мышечного аппарата, а также о функциональной пластичности вследствие долговременной адаптации к занятиям силовыми упражнениями.

Наиболее наглядно функциональная пластичность нервной и двигательной систем спортсменов проявляется при анализе параметров поверхностной ЭМГ в состоянии относительного покоя (перед упражнением, принятие позы) и в каждую фазу тяжелоатлетического рывка, а также расчет коэффициентов увеличения данных параметров, которое показало, что наибольшее увеличение амплитуд ЭМГ (медианных значений) для трапецевидной мышцы у женщин-тяжелоатлеток

наблюдается в фазы подседа 3.2 (до 36 раз) (таблица 93). Для латеральной широкой мышцы бедра в фазы подрыва 2.1 зафиксировано увеличение амплитуд ЭМГ в 8,34 раза. Для двуглавой мышцы бедра в фазу подрыва 2.1 – в 8,56 раз. Для икроножной мышцы в фазы подрыва 2.1 – до 10,97 раз.

Увеличение коэффициентов частотных характеристик ЭМГ в различные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у высококвалифицированных женщин-тяжелоатлеток наблюдалось в меньшей степени, чем амплитудных (таблица 94). В основном увеличивались пиковая и медианная частота ЭМГ трапецевидной мышцы в фазы подрыва 2.2 и подседа 3.1 и 3.2 (максимально в 2,06 раза). Для других мышц большого увеличения частотных характеристик практически не наблюдалось.

Таблица 93 - Динамика относительных коэффициентов роста амплитуд ЭМГ (медианных значений) в различные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у высококвалифицированных женщин-тяжелоатлетов (n=13)

№ п/п	Показатели	Тяга 1.1	Тяга 1.2	Подрыв 2.1	Подрыв 2.2	Подсед 3.1	Подсед 3.2	Вставание 4
1	Левая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда, мВ	3,99	12,07	13,44	13,51	18,83	33,19	21,12
2	Левая трапецевидная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	4,90	7,25	7,18	6,59	14,03	16,89	18,14
3	Правая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда, мВ	4,31	11,60	17,02	16,96	23,55	35,68	24,43
4	Правая трапецевидная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	5,50	8,55	10,13	9,63	15,71	21,61	27,55
5	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	2,64	5,53	8,34	3,51	4,36	3,79	5,16
6	Левая латеральная широкая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	3,55	4,52	5,96	4,50	7,86	4,97	5,33
7	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	2,38	4,97	6,74	4,15	4,13	4,26	5,06
8	Правая латеральная широкая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	3,22	4,23	5,02	4,34	6,19	4,32	6,23
9	Левая двуглавая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	2,41	5,41	8,56	4,26	3,39	3,74	4,09
10	Левая двуглавая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	3,00	5,25	5,76	5,15	5,84	4,65	4,21
11	Правая двуглавая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	1,94	5,84	7,96	5,59	5,04	3,69	3,87
12	Правая двуглавая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	2,46	4,13	5,64	5,25	4,93	3,61	4,27
13	Левая икроножная мышца – Средняя амплитуда, мВ	1,34	3,63	10,76	6,50	2,09	2,09	1,69
14	Левая икроножная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	1,49	3,44	5,42	5,22	2,84	3,58	2,30
15	Правая икроножная мышца – Средняя амплитуда, мВ	1,59	4,19	10,97	8,02	3,13	2,16	2,51
16	Правая икроножная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	2,23	3,45	6,92	7,10	4,31	2,81	3,33
17	Максимальный коэффициент	5,50	12,07	17,02	16,96	23,55	35,68	27,55

Примечание: двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть), икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть). В каждой фазе (столбце) выделены максимальные коэффициенты роста амплитуд.

Таблица 94 - Динамика относительных коэффициентов частотных характеристик ЭМГ (медианных значений) в различные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у высококвалифицированных женщин-тяжелоатлеток (n=13)

№ п/п	Показатели	Тяга 1.1	Тяга 1.2	Подрыв 2.1	Подрыв 2.2	Подсед 3.1	Подсед 3.2	Вставание 4
1	Левая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	<u>1,41</u>	1,53	1,48	1,83	1,76	<u>2,06</u>	1,73
2	Левая трапецевидная мышца – Средняя частота, Гц	1,01	1,12	1,17	1,30	1,09	1,26	1,19
3	Левая трапецевидная мышца – Медианная частота, Гц	1,25	1,35	1,38	1,69	1,52	1,72	1,56
4	Правая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	1,22	1,54	1,47	1,57	<u>1,85</u>	2,01	<u>1,94</u>
5	Правая трапецевидная мышца – Средняя частота, Гц	0,78	0,91	1,08	0,98	0,97	1,08	1,01
6	Правая трапецевидная мышца – Медианная частота, Гц	0,87	1,07	1,26	1,04	1,19	1,33	1,22
7	Левая латеральная широкая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,78	0,86	1,29	0,87	0,78	1,10	0,94
8	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,88	1,05	1,17	1,07	0,77	0,94	1,05
9	Левая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,86	1,14	1,19	1,03	0,79	0,93	1,11
10	Правая латеральная широкая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,92	1,05	1,35	1,31	1,14	1,03	1,19
11	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,91	0,99	1,13	1,02	0,79	0,93	1,00
12	Правая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,91	1,08	1,19	1,19	0,93	0,99	1,17
13	Левая двуглавая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,95	1,08	1,79	<u>1,97</u>	0,86	1,02	1,13
14	Левая двуглавая мышца бедра – Средняя частота, Гц	1,05	1,40	1,64	1,64	0,87	0,67	1,16
15	Левая двуглавая мышца бедра – Медианная частота, Гц	1,25	<u>1,57</u>	1,77	1,74	0,80	0,85	1,33
16	Правая двуглавая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	1,02	1,00	1,78	1,73	1,15	0,94	1,28
17	Правая двуглавая мышца бедра – Средняя частота, Гц	1,00	1,11	1,41	1,48	0,85	0,81	1,10
18	Правая двуглавая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,93	1,07	1,37	1,69	0,95	0,80	1,07

Продолжение таблицы 94

19	Левая икроножная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,92	1,05	<u>1,96</u>	1,53	0,42	0,51	1,13
20	Левая икроножная мышца – Средняя частота, Гц	1,08	1,18	1,62	1,06	0,65	0,94	1,01
21	Левая икроножная мышца – Медианная частота, Гц	1,17	1,11	1,75	1,11	0,64	0,94	1,21
22	Правая икроножная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,76	0,95	1,41	1,53	0,46	0,56	0,77
23	Правая икроножная мышца – Средняя частота, Гц	1,00	1,16	1,26	1,53	0,59	0,72	1,01
24	Правая икроножная мышца – Медианная частота, Гц	1,16	1,34	1,51	1,82	0,54	0,84	1,09
25	Максимальный коэффициент	<u>1,41</u>	<u>1,57</u>	<u>1,96</u>	<u>1,97</u>	<u>1,85</u>	<u>2,06</u>	<u>1,94</u>

Примечание: двуглавая мышца бедра (длинная головка - средняя часть), икроножная мышца (латеральная головка - средняя часть). В каждой фазе (столбце) выделены максимальные коэффициенты роста частот.

Анализ коэффициентов увеличения амплитуд ЭМГ мышц (медианных значений) в разные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у мужчин-тяжелоатлетов показал следующее (таблица 95). Для трапецевидной мышцы максимальное увеличение наблюдается в фазы подседа 3.2 (в 53 раза), для латеральной широкой мышцы бедра – в фазу подседа 3.1 (в 10,5 раз), для двуглавой мышцы бедра – в фазу тяги (в 11 раз), подрыва 2.1 (в 16 раз) и подрыва 2.2 (в 10 раз), для икроножной мышцы – в фазы подрыва 2.1 (в 22 раза) и подрыва 2.2 (в 11 раз). У мужчин так же, как и у женщин, в большей степени увеличиваются средние амплитуды ЭМГ, чем максимальные. Увеличение коэффициентов частотных характеристик ЭМГ (медианных значений) в различные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у мужчин также наблюдалось в меньшей степени, чем амплитудных (таблица 96). В основном увеличивались пиковая и медианная частота ЭМГ трапецевидной мышцы в фазы подрыва 2.1, подрыва 2.2, подседа 3.1 и 3.2 и вставания 4 (максимально в 2,42 раза).

Таблица 95 - Динамика относительных коэффициентов амплитуд ЭМГ (медианных значений) в различные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у высококвалифицированных мужчин-тяжелоатлетов (n=19)

№ п/п	Показатели	Тяга 1.1	Тяга 1.2	Подрыв 2.1	Подрыв 2.2	Подсед 3.1	Подсед 3.2	Вставание 4
1	Левая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда, мВ	8,86	<u>29,21</u>	<u>35,02</u>	<u>32,73</u>	<u>40,16</u>	<u>53,21</u>	<u>31,98</u>
2	Левая трапецевидная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	<u>10,26</u>	13,80	12,04	13,19	16,50	21,21	18,53
3	Правая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда, мВ	6,97	18,84	14,46	17,70	22,73	33,50	20,17
4	Правая трапецевидная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	3,40	4,45	3,00	3,65	5,84	7,17	7,19
5	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	3,03	5,75	8,11	6,70	6,12	4,16	5,84
6	Левая латеральная широкая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	3,15	3,97	4,24	5,85	6,55	4,39	5,68
7	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	2,84	6,93	8,22	5,96	7,56	4,37	6,71
8	Правая латеральная широкая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	5,15	5,45	4,66	7,08	10,61	6,17	9,16
9	Левая двуглавая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	2,48	11,16	15,94	10,36	9,10	5,12	5,81
10	Левая двуглавая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	1,47	4,97	5,74	4,59	6,35	3,54	4,20
11	Правая двуглавая мышца бедра – Средняя амплитуда, мВ	3,24	10,50	13,98	10,34	8,61	5,60	7,07
12	Правая двуглавая мышца бедра – Максимальная амплитуда, мВ	2,70	6,53	6,45	7,54	10,06	4,32	6,74
13	Левая икроножная мышца – Средняя амплитуда, мВ	2,35	5,28	13,99	7,98	4,62	4,97	2,62
14	Левая икроножная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	2,54	4,44	5,46	4,82	4,97	4,95	2,76
15	Правая икроножная мышца – Средняя амплитуда, мВ	3,71	6,92	21,81	11,33	6,07	6,82	4,96
16	Правая икроножная мышца – Максимальная амплитуда, мВ	2,96	4,45	8,91	6,64	7,62	5,52	4,29
17	Максимальный коэффициент	<u>10,26</u>	<u>29,21</u>	<u>35,02</u>	<u>32,73</u>	<u>40,16</u>	<u>53,21</u>	<u>31,98</u>

Примечание: двуглавая мышца бедра (длинная головка – средняя часть), икроножная мышца (латеральная головка – средняя часть). В каждой фазе (столбце) выделены максимальные коэффициенты роста частот.

Таблица 96 - Динамика относительных коэффициентов частотных характеристик ЭМГ в различные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка у высококвалифицированных мужчин-тяжелоатлетов (n=19)

№ п/п	Показатели	Тяга 1.1	Тяга 1.2	Подрыв 2.1	Подрыв 2.2	Подсед 3.1	Подсед 3.2	Вставание 4
1	Левая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	1,28	1,47	<u>2,42</u>	1,86	<u>2,08</u>	<u>1,82</u>	1,64
2	Левая трапецевидная мышца – Средняя частота, Гц	0,83	0,98	1,10	1,16	1,02	1,03	0,96
3	Левая трапецевидная мышца – Медианная частота, Гц	1,02	1,18	1,60	1,49	1,38	1,40	1,31
4	Правая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	<u>1,41</u>	<u>1,74</u>	1,74	1,76	1,93	1,67	<u>1,99</u>
5	Правая трапецевидная мышца – Средняя частота, Гц	0,91	1,02	1,18	1,18	1,13	1,08	1,10
6	Правая трапецевидная мышца – Медианная частота, Гц	1,07	1,34	1,43	1,54	1,44	1,38	1,38
7	Левая латеральная широкая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,95	1,12	1,37	0,62	0,71	0,85	1,18
8	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,96	1,11	1,11	0,79	0,84	0,87	1,02
9	Левая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,98	1,18	1,21	0,84	0,83	0,96	1,13
10	Правая латеральная широкая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,94	0,91	1,18	0,85	0,53	1,01	0,94
11	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,90	1,04	1,05	0,96	0,71	0,83	0,93
12	Правая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота, Гц	1,01	1,17	1,02	0,85	0,64	0,90	0,97
13	Левая двуглавая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,94	1,15	1,44	0,95	0,69	0,78	1,00
14	Левая двуглавая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,98	1,12	1,43	1,25	0,80	0,91	1,05
15	Левая двуглавая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,96	1,21	1,43	1,22	0,74	0,85	1,02

Продолжение таблицы 96

16	Правая двуглавая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,92	0,84	1,14	0,86	0,54	0,78	0,80
17	Правая двуглавая мышца бедра – Средняя частота, Гц	0,90	1,07	1,17	0,94	0,63	0,82	0,94
18	Правая двуглавая мышца бедра – Медианная частота, Гц	0,89	1,04	1,20	0,89	0,58	0,74	0,96
19	Левая икроножная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,91	1,26	2,00	<u>2,36</u>	0,82	0,72	0,91
20	Левая икроножная мышца – Средняя частота, Гц	0,93	1,02	1,21	1,25	0,48	0,66	0,93
21	Левая икроножная мышца – Медианная частота, Гц	1,06	1,14	1,53	1,53	0,48	0,65	1,01
22	Правая икроножная мышца – Доминирующая (пиковая) частота, Гц	0,94	1,39	1,85	1,78	0,50	0,69	0,84
23	Правая икроножная мышца – Средняя частота, Гц	0,96	1,06	1,21	1,27	0,63	0,68	0,93
24	Правая икроножная мышца – Медианная частота, Гц	1,07	1,12	1,33	1,50	0,64	0,68	1,03
25	Максимальный коэффициент	<u>1,41</u>	<u>1,74</u>	<u>2,42</u>	<u>2,36</u>	<u>2,08</u>	<u>1,82</u>	<u>1,99</u>

Примечание: двуглавая мышца бедра (длинная головка - средняя часть), икроножная мышца (латеральная головка - средняя часть). В каждой фазе (столбце) выделены максимальные коэффициенты роста частот.

У латеральной широкой мышцы бедра увеличилась пиковая частота в фазу подрыва 2.1 в 1,37 раза. У двуглавой мышцы бедра увеличились ЭМГ частоты в фазы тяги 1.2, подрыва 2.1 и 2.2 (до 1,44 раз). У икроножной мышцы увеличились пиковая и медианная частоты в фазы подрыва 2.1 и 2.2 (до 2,36 раз). Следовательно, при выполнении тяжелоатлетического рывка у мужчин и женщин наблюдается значительное увеличение функциональной активности нервно-мышечного аппарата, проявляющееся в многократном усилении электронапряжения работающих мышц, в отдельных случаях – до 53 раз. В большей степени как у мужчин, так и у женщин увеличивается электроактивность трапецевидной мышцы. Амплитуда ЭМГ (медианные значения) в отдельные фазы у женщин увеличивается в 36 раз, у мужчин – в 53 раза. Электроактивность всех мышц у мужчин увеличивается в большей степени, чем у женщин. При выполнении упражнений в основном увеличивается средняя амплитуда ЭМГ, частотные

характеристики (доминирующая (пиковая) частота) изменяются не более, чем в 2,4 раза.

Корреляционный анализ параметров ЭМГ-активности мышц с параметрами результативности упражнения в тяжелоатлетическом рывке у женщин (рисунок 77, таблица 97) выявил взаимосвязи результативности по Синклеру с показателями: средней амплитудой ЭМГ левой трапецевидной мышцы в фазу подрыва 2.1 и правой двуглавой мышцы бедра в фазу 2.2. Результативность также была взаимосвязана с показателями: доминирующей (пиковой) частотой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазу 2.2, средней частотой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазы 3.2 и 4, средней и медианной частотой ЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра в фазу 4, средней частотой ЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра в фазу 2.2, доминирующей (пиковой) частотой ЭМГ правой икроножной мышцы в фазу 1.1, доминирующей (пиковой), средней и медианной частотой ЭМГ правой икроножной мышцы в фазу 2.2. Показатели мощности работы имели отрицательную взаимосвязь с амплитудой ЭМГ левой трапецевидной мышцы (подсед – $r = -0,67$), правой латеральной широкой мышцы бедра (подсед – $r = -0,58$) и икроножной мышцы в одноименные фазы ($r = -0,85$), что может отражать резкое снижение мощности работы данных мышц при подседе (уступающая работа). Показатели мощности работы были взаимосвязаны с частотными характеристиками ЭМГ: средней частотой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазу 4, медианной частотой ЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра в фазу 4, доминирующей (пиковой) частотой левой двуглавой мышцы бедра в фазу 1.2, доминирующей (пиковой), средней и медианной частотами левой двуглавой мышцы бедра в фазу 2.2.

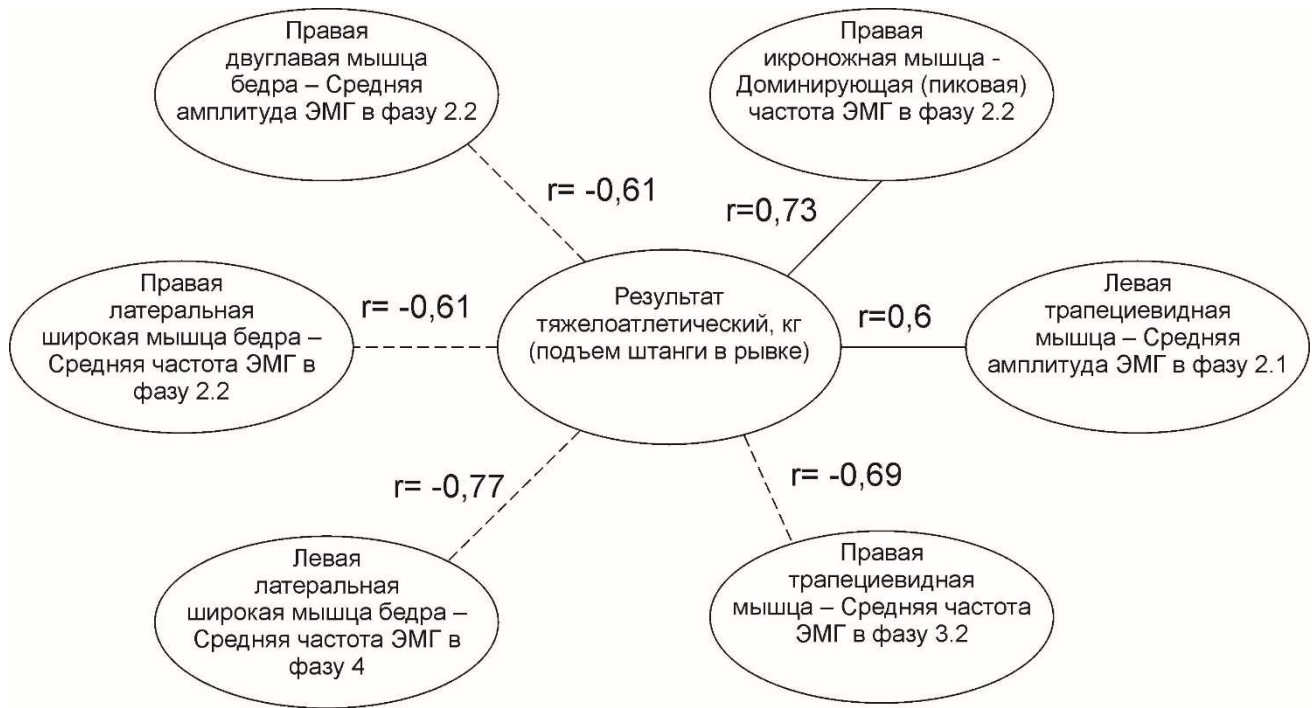


Рисунок 77 – Наиболее выраженные ранговые корреляции Спирмена результата подъема штанги и электрофизиологических показателей у женщин-тяжелоатлетов (n=13) при выполнении упражнения тяжелоатлетический рывок. Примечание: отмеченные корреляции значимы на уровне $P < 0,05$.

Таблица 97 - Ранговые корреляции Спирмена ($P < 0,05$) между показателями результативности упражнений (результативность (К) по Синклеру в рывке и мощность – Р) и показателями электроактивности мышц у женщин-тяжелоатлеток ($n=13$) при выполнении тяжелоатлетического рывка

№ п/п	Показатели	К Синклера	Р 1.2	Р 2.2	Р 3.1	Р 4
1	Левая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда ЭМГ в фазу 2.1, мВ	0,6	-	-	-	-
2	Левая трапецевидная мышца – Средняя амплитуда ЭМГ в фазу 3.1, мВ	-	-	-	-0,67	-
3	Правая трапецевидная мышца – Доминирующая (пиковая) частота ЭМГ в фазу 2.2, Гц	-0,57	-	-	-	-
4	Правая трапецевидная мышца – Средняя частота ЭМГ в фазу 3.2, Гц	-0,69	-	-	-	-
5	Правая трапецевидная мышца – Средняя частота ЭМГ в фазу 4, Гц	-0,67	-	-	-	-0,57
6	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя амплитуда ЭМГ в фазу 3.1, мВ	-	-	-	-0,58	-
7	Левая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота ЭМГ в фазу 4, Гц	-0,77	-	-	-	-
8	Левая латеральная широкая мышца бедра – Медианная частота ЭМГ в фазу 4, Гц	-0,61	-	0,63	-	-
9	Правая латеральная широкая мышца бедра – Средняя частота ЭМГ в фазу 2.2, Гц	-0,61	-	-	-	-
10	Правая двуглавая мышца бедра – Средняя амплитуда ЭМГ в фазу 2.2, мВ	-0,61	-	-	-	-
11	Левая двуглавая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота в фазу 1.2, Гц	-	0,73	-	-	-
12	Левая двуглавая мышца бедра – Доминирующая (пиковая) частота в фазу 2.2, Гц	-	-	0,71	-	-
13	Левая двуглавая мышца бедра – Средняя частота в фазу 2.2, Гц	-	-	0,76	-	-
14	Левая двуглавая мышца бедра – Медианная частота в фазу 2.2, Гц	-	-	0,73	-	-
15	Правая икроножная мышца – Средняя амплитуда ЭМГ в фазу 2.2, мВ	-	-	-0,85	-	-
16	Правая икроножная мышца – Доминирующая (пиковая) частота ЭМГ в фазу 1.1, Гц	-0,63	-	-	-	-
17	Правая икроножная мышца - Доминирующая (пиковая) частота ЭМГ в фазу 2.2, Гц	0,73	-	-	-	-
18	Правая икроножная мышца – Средняя частота ЭМГ в фазу 2.2, Гц	0,64	-	-	-	-
19	Правая икроножная мышца – Медианная частота ЭМГ в фазу 2.2, Гц	0,70	-	-	-	-

Следовательно, показатели электроактивности всех исследованных мышц тесно взаимосвязаны с результатом подъема штанги, их изменение является следствием проявления пластичности нервной и двигательной систем в процессе

срочной и долговременной адаптации к силовым нагрузкам. Хотя изменение частотных характеристик ЭМГ в процессе выполнения тяжелоатлетического рывка не происходит так же значительно, как и амплитудных, из данных корреляционного анализа очевидна динамика частот ЭМГ в разные фазы и их роль в обеспечении эффективности работы.

Также с помощью регрессионного анализа было изучено влияние друг на друга временных, кинематических, электрофизиологических параметров работающих мышц в целом и в отдельные фазы упражнений и результата подъема штанги. Ниже представлены уравнения регрессии, найденные по результатам регрессионного анализа параметров тяжелоатлетов-мужчин (рывок). Найденные взаимосвязи имеют линейный характер.

Уравнение регрессии между длительностью фазы подрыва 2.1 в рывке и максимальной вертикальной полезной мощностью тяжелоатлета к весу спортсмена (относительной мощностью) свидетельствует о том, что увеличение длительности подрыва, способствует увеличению проявляемой относительной мощности:

$$P_{\max \text{ отн}} = 32,9 + 165,56 \cdot T_{2.1}, \quad (1)$$

где $P_{\max \text{ отн}}$ – максимальная полезная относительная мощность тяжелоатлета при выполнении рывка, Вт/кг;

$T_{2.1}$ – длительность фазы подрыв 2.1 (амортизационная часть подрыва), с;

Коэффициент детерминации $R^2 = 0,52$, уровень значимости коэффициента в уравнении $< 0,05$, уровень значимости свободного члена в уравнении $< 0,01$.

Уравнение регрессии между длительностью фазы подседа 3.1 (безопорный подсед) и весом тяжелоатлета показывает, что более тяжелые спортсмены медленнее выполняют начало подседа:

$$T_{3.1} = 0,179 + 0,00108 \cdot BW, \quad (2)$$

где BW – вес тяжелоатлета, кг;

$T_{3.1}$ – длительность фазы подсед 3.1, с;

Коэффициент детерминации $R^2 = 0,54$, уровень значимости коэффициента в уравнении $< 0,01$, уровень значимости свободного члена в уравнении $< 0,01$.

Уравнение регрессии между максимальной угловой скоростью сгибания правого коленного сустава в рывке в фазе движения 3.1 (безопорный подсед) и максимальной вертикальной полезной мощностью тяжелоатлета к весу спортсмена (относительной мощностью) демонстрирует, что увеличение скорости сгибания коленного сустава способствует проявлению большей относительной мощности тяжелоатлета:

$$P_{\max \text{ отн}} = 26,88 + 0,046 \cdot W_{\max \text{ KneeJoint}3.1}, \quad (3)$$

где $P_{\max \text{ отн}}$ – максимальная полезная относительная мощность тяжелоатлета при выполнении рывка, Вт/кг;

$W_{\max \text{ KneeJoint}3.1}$ – Максимальная угловая скорость сгибания правого коленного сустава в фазе движения 3.1 (безопорный подсед), °/с;

Коэффициент детерминации $R^2 = 0,56$, уровень значимости коэффициента в уравнении $< 0,01$, уровень значимости свободного члена в уравнении $< 0,01$.

Уравнение регрессии между средней амплитудой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазе подседа 3.1 и максимальной вертикальной полезной мощностью тяжелоатлета в фазе подседа 3.1. Найденная взаимосвязь обосновывается тем, что в данную фазу трапецевидная мышца выполняет большую работу по удержанию штанги:

$$P_{\max 3.1} = 4611 - 4259 \cdot M2R.3.1.Mean, \quad (4)$$

где $P_{\max 3.1}$ – максимальная полезная мощность тяжелоатлета при выполнении рывка в фазе подсед 3.1, Вт;

$M2R.3.1.Mean$ – средняя амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазе подсед 3.1, мВ;

Коэффициент детерминации $R^2 = 0,64$, уровень значимости коэффициента в уравнении $< 0,01$, уровень значимости свободного члена в уравнении $< 0,01$.

Уравнение регрессии между максимальной амплитудой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в рывке и максимальной вертикальной полезной мощностью тяжелоатлета в фазе движения к весу спортсмена (относительной мощностью), определяет ведущую роль напряжения трапецевидной мышцы в результативности подъема штанги:

$$P_{\max \text{ отн}} = 62,49 + 8,58 \cdot M2R.4\text{Max} - 10,55 \cdot M2R.\text{Max}, \quad (5)$$

где $P_{\max \text{ отн}}$ – максимальная полезная относительная мощность тяжелоатлета при выполнении рывка, Вт/кг;

$M2R.4\text{Max}$ – максимальная амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы в рывке в фазу вставания 4, мВ;

$M2R.\text{Max}$ – максимальная амплитуда ЭМГ правой трапецевидной мышцы в рывке, мВ;

Коэффициент детерминации $R^2=0,56$, уровень значимости коэффициента 1 в уравнении $<0,02$, уровень значимости коэффициента 2 в уравнении $<0,03$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

Показатели $P_{\max 3.1}$, $M2R.3.1.\text{Mean}$, $P_{\max \text{ отн}}$, $M2R.4\text{Max}$, $M2R.\text{Max}$, $T2.1$, $W\text{maxKneeJoint}3.1$, $T3.1$, BW были проверены на нормальность распределения с помощью программы Statistica 13.0 по критерию Шапиро-Уилка. Также была проверена однородность дисперсии остатков и нормальности распределения остатков.

Регрессионный анализ временных, кинематических, электрофизиологических параметров работающих мышц в целом и в отдельные фазы упражнения рывок и результатов подъема штанги женщин-тяжелоатлеток выявил другие взаимосвязи. Найденные взаимосвязи имеют линейный характер.

Уравнение регрессии между длительностью фазы подрыва 2.2 и весом тяжелоатлеток, следовательно с увеличением веса спортсменок увеличивается длительность фазы:

$$T2.2 = 0,083 + 0,00126 \cdot BW, \quad (6)$$

где BW – вес тяжелоатлета, кг;

$T2.2$ – длительность фазы подрыв 2.2, с;

Коэффициент детерминации $R^2=0,67$, уровень значимости коэффициента в уравнении $<0,01$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

В следующем уравнении регрессии найдена взаимосвязь между длительностью фазы подрыв 2.2 и весом тяжелоатлетки+весом штанги, т.е. длительность фазы подрыва связана с общим весом давления на платформу:

$$T_{2.2}=0,0788+0,000721 \cdot BBW, \quad (7)$$

где BBW – вес тяжелоатлета со штангой, кг;

$T_{2.2}$ – длительность фазы подрыв 2.2, с;

Коэффициент детерминации $R^2=0,62$, уровень значимости коэффициента в уравнении $<0,01$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

Уравнение регрессии между максимальной вертикальной силой реакции опоры в фазу подрыва 2.1 и длительностью фазы подрыва 2.1 носит линейный характер, следовательно, чем больше давление на платформу, тем длиннее фаза:

$$F_{MAX2.1}=106,22+698,34 \cdot T_{2.1}, \quad (8)$$

где $F_{MAX2.1}$ – максимальная вертикальная сила реакции опоры в фазу подрыв 2.1, кг;

$T_{2.1}$ – длительность фазы подрыв 2.1, с;

Коэффициент детерминации $R^2=0,57$, уровень значимости коэффициента в уравнении $<0,05$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

Уравнение регрессии между максимальной вертикальной силой реакции опоры в фазу подседа 3.1 и длительностью фазы подседа 3.1:

$$F_{MAX3.1}=520,46 - 1306,3 \cdot T_{3.1}, \quad (9)$$

где $F_{MAX3.1}$ – максимальная вертикальная сила реакции опоры в фазу подсед 3.1, кг;

$T_{3.1}$ – длительность фазы подсед 3.1, с;

Коэффициент детерминации $R^2=0,59$, уровень значимости коэффициента в уравнении $<0,03$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

Уравнение регрессии между максимальной вертикальной полезной мощностью тяжелоатлетов в фазе вставания 4 и средней частотой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазе вставания 4 в рывке свидетельствует, что мощность, проявляемая спортсменками при вставании, зависит от частоты импульсации мотонейронов правой трапецевидной мышцы:

$$P_{\text{MAX}4} = 1107,58 - 8,093 \cdot M2R.4.F_{\text{MEAN}}, \quad (10)$$

где $P_{\text{MAX}4}$ – максимальная вертикальная полезная мощность тяжелоатлета в фазе вставание 4, Вт;

$M2R.4.F_{\text{MEAN}}$ – средняя частота ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазе вставание 4, Гц;

Коэффициент детерминации $R^2=0,65$, уровень значимости коэффициента в уравнении $<0,04$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

Уравнение регрессии между максимальной вертикальной полезной мощностью тяжелоатлетов в фазе подседа 3.1 и средней амплитудой ЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра в фазе подседа 3.1 в рывке определяет проявляемую мощность величиной электронапряжения правой латеральной широкой мышцы бедра:

$$P_{\text{MAX}3.1} = 1905,51 - 2979,87 \cdot M4R.3.1.\text{Mean}, \quad (11)$$

где $P_{\text{MAX}3.1}$ – максимальная вертикальная полезная мощность тяжелоатлета в фазе подсед 3.1, Вт;

$M4R.3.1.\text{Mean}$ – средняя амплитуда ЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра в фазе подсед 3.1, мВ;

Коэффициент детерминации $R^2=0,68$, уровень значимости коэффициента в уравнении $<0,04$, уровень значимости свободного члена в уравнении $<0,01$.

Показатели $T2.1$, $T2.2$, $T3.1$, BW , BW , $F_{\text{MAX}2.1}$, $F_{\text{MAX}3.1}$, $P_{\text{MAX}4}$, $M2R.4.F_{\text{MEAN}}$, $P_{\text{MAX}3.1}$, $M4R.3.1.\text{Mean}$ были проверены на нормальность распределения с помощью программы Statistica 13.0 по критерию Шапиро-Уилка. Также была проверена однородность дисперсии остатков и нормальности распределения остатков.

Следовательно, регрессионный анализ подтвердил данные корреляционного анализа о взаимосвязях между результативностью подъема штанги у тяжелоатлетов, мощностью выполняемой работы, кинематикой движения суставов, электрической активностью работающих мышц. По данным регрессионного анализа, мощность, проявляемая спортсменами при выполнении движения, в большой степени определяется временными характеристиками –

длительностью фазы, в которую прилагается усилие и величинами электроактивности мышц – трапецевидной и латеральной широкой мышцы бедра. У мужчин проявляемая в упражнении мощность зависит от угловой скорости движения коленного сустава. Следует отметить значимую долю необъясненной дисперсии для коэффициентов детерминации $R^2=0,52-0,68$ в полученных простых одномерных линейных регрессионных моделях.

Таким образом, корреляционный и регрессионный анализ выявил взаимосвязи физиологических и биомеханических параметров, способствующие проявлению максимальных функциональных возможностей, а, следовательно, и увеличению физиологических резервов спортсменов в процессе выполнения спортивных упражнений. Как однократное (в аспекте срочной адаптации), так и систематическое (в аспекте долговременной адаптации) выполнение упражнений, в которых проявляется максимум функциональных возможностей, силы, мощности, скорости, способствует активизации соответствующих сенсорных систем, центральной нервной системы и мышечного аппарата, составляющих основу двигательной системы, способствуя повышению ее функциональных возможностей в целом. Увеличение функциональных резервов двигательной системы спортсменов и управляющей его работой нервной системы является проявлением свойства пластичности данных физиологических систем.

ГЛАВА 4 ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ

4.1 Адаптация и специализация двигательной системы человека в процессе занятий специфической спортивной деятельностью

Расширение резервных возможностей организма, являющееся следствием долговременных адаптационных изменений его систем, в первую очередь двигательной, является основной составляющей роста работоспособности и спортивных результатов, а также стимулирует поиск эффективных физиологических методов диагностики.

Адаптация к спортивной деятельности вызывает структурные и функциональные изменения в организме человека, его органах и тканях. Наибольшим изменениям подвержены те системы и функции, на которые при адаптации падает основная нагрузка (Меерсон, Пшенникова, 1988). Во всех видах спорта наиболее задействованными являются системы, обеспечивающие движение и поддержание рабочей позы, реагирование на внешние стимулы, т.е. составляющие двигательной функциональной системы человека. Исходя из значимости двигательной системы человека, физиологический и биомеханический контроль ее функций при спортивной деятельности является основой для организации и построения спортивной подготовки и ее медико-биологического обеспечения.

Для контроля за состоянием двигательной системы спортсменов нами применялись уже известные и технологически разработанные приборы и методы, а также собственно разработанный комплекс физиологических методов диагностики, реализованный в виде автоматизированных информационно-аналитических систем. Все созданные нами автоматизированные системы прошли процедуры проверки на достоверность и воспроизводимость, зарегистрированы в Федеральном институте промышленной собственности (свидетельства о регистрации представлены в приложении). В большом количестве публикаций и в

данной работе представлено научное обоснование и результаты исследований, проведенных с помощью разработанных технологий.

Для диагностики времени двигательных реакций и свойств нервной системы высококвалифицированных спортсменов был разработан АПК «Спортивный психофизиолог». Данный комплекс включает 20 психофизиологических и 18 личностных психологических тестов. Для исследования свойств нервной системы создана компьютерная программа «Определитель индивидуальной единицы времени». Для биомеханической и электромиографической оценки параметров движений при выполнении спортивных упражнений разработаны программы для ЭВМ: «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка», «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка». Получен патент на изобретение «Способ биомеханической и электромиографической оценки тяжелоатлетических упражнений» RU 2756567 C1 от 01.10.2021, приоритет 02.09.2020.

При исследовании нейродинамических характеристик – свойств нервной системы спортсменов высокой квалификации – с помощью методики определения ИЕВ (таблица 11, 12) было выявлено, что в основном спортсмены принадлежали к одному типу темперамента – сангвиническому и характеризовались следующими характеристиками: высокой экстраверсией и нейротизмом, высоким уровнем возбуждения и торможения, уравновешенностью возбуждения и торможения. Таким образом, согласно полученным данным, наиболее оптимальным вариантом темперамента для спортсменов является сангвинический темперамент.

Успешность в спорте связана с возможностью выдерживать большие по объему и интенсивности нагрузки, с которыми по своим функциональным свойствам не справятся лица со слабой нервной системой. Следовательно, в спорте преобладают лица со средней и сильной нервной системой, это также подтверждается исследованиями спортсменов отдельных видов спорта, проведенными другими российскими и зарубежными учеными (Коломиец и др., 2017; Павленкович и др., 2018; Gracz, Tomczak, 2006; Grigore et al., 2015; Şahin et

al., 2020). Большой лабильностью нервной системы характеризуются спортигровики и единоборцы, более развитая уравновешенность свойственна сложнокоординационным видам спорта (способствует лучшей дифференцировке раздражителей).

Использование длительности ИЕВ в качестве предиктора свойств нервной системы индивида открывает принципиально новые возможности для физиологов, психофизиологов и тренеров по учету целой совокупности нейродинамических задатков спортсменов.

Простые и сложные сенсомоторные реакции являются значимым фактором, лимитирующим спортивный результат. В работах многих специалистов показаны особенности сенсомоторных реакций спортсменов, специализирующихся в разных по проявлению двигательных качеств и структуре движений видах спорта (Корягина, 2008; Тришин и др., 2017; Роголева, 2018; Тропин и др., 2021; Dube et al., 2015; Hülsdünker et al., 2016; Hülsdünker et al., 2017; Kaplan et al., 2017). Однако до настоящего времени не проводилось комплексного одновременного и стандартизированного исследования времени реакции у высококвалифицированных спортсменов различных специализаций, позволяющих физиологически классифицировать полученные характеристики у представителей различных по структуре и проявляемым качествам видов спорта.

Рассматривая результаты данного исследования в аспекте физиологической классификации спортивных упражнений, учитывающей структуру движений спортсменов и проявляемое физическое качество, были выделены уровни проявления простой сенсомоторной реакции, а, следовательно, и нейродинамических характеристик у спортсменов, разработаны схемы классификации видов спорта по времени простой и сложной сенсомоторной реакции спортсменов.

Также было установлено, что наименьшие показатели сенсомоторных реакций среди всех спортсменов проявляют каратисты. Мужчины отличаются меньшими величинами простой сенсомоторной реакции от женщин. Разделение сенсорного и моторного компонента сенсомоторной реакции позволило выделить

большие различия, а следовательно и большую значимость моторного компонента реакции.

Анализируя полученные данные в контексте современных физиологических исследований, можно заключить, что в последних исследовательских работах в основном изучаются нейродинамические характеристики у спортсменов ситуационных видов спорта. Тем не менее, подтверждаются данные о том, что с повышением квалификации растут сила и выносливость нервной системы, снижается время сенсомоторных реакций (Тришин и др., 2017; Павленкович и др., 2018; Ковалева и др., 2019; Базанова, Залиханова, 2019). Чем сложнее в координационном плане упражнение, тем лучше развито дифференцировочное торможение, но ученые не связывают это со слабостью нервной системы (низкими порогами возбуждения), а больше со свойством лабильности (Chen J. et al., 2019; Байгужина и др., 2021).

Значимыми для физиологии спорта являются данные нейродинамических характеристик высококвалифицированных спортсменов-представителей новых видов спорта: керлинг и сумо, различных видов стрельбы.

Сумоисты являются представителями единоборств, морфо-функциональными особенностями которых является большая масса тела и связанное с этим напряжение работы сердечно-сосудистой системы (все исследованные сумоисты имели избыточную массу тела, повышенное артериальное давление и высокий стресс-индекс). По характеристикам свойств нервной системы в нашем исследовании сумоисты относились к равновесному типу, сангвиническому темпераменту. По характеристикам простых и сложных сенсомоторных реакций сумоисты относятся к 3 группе с наиболее низким уровнем их проявления.

Керлингисты имели в основном сангвинический темперамент, характеризовались высокой экстраверсией и нейротизмом, высоким уровнем возбуждения и торможения, уравновешенностью возбуждения и торможения, средними величинами времени простых и сложных сенсомоторных реакций по сравнению с другими видами спорта. По нашей классификации

нейродинамических характеристик керлинг был отнесен к ситуационным видам спорта с преимущественно проявляемым качеством – точность.

Многие специалисты отмечают значимость постуральной функции в спорте, несомненна ее основная роль в обеспечении двигательных действий, следовательно структурные элементы, обеспечивающие постуральную функцию или функцию равновесия, являются неотъемлемой частью двигательной функциональной системы, обеспечивающей любое спортивное движение.

Как показывают исследования специалистов, на постуральную стабильность спортсменов влияют возраст, пол, стаж занятий и уровень физической подготовки. Несмотря на многочисленные работы, касающиеся исследования постурального баланса спортсменов (Быков и др., 2012; Мельников и др., 2016, 2017, 2019; Leightle et al., 2017; Paillard, 2006, 2012, 2019; Andreeva et al., 2020, 2021), на настоящий момент нет однозначных данных, характеризующих отличия и стратегии поддержания постурального баланса у спортсменов в видах спорта с различной структурой движений, хотя и имеются работы, показывающие особенности долговременной адаптации, связанные с улучшением постуральной функции в контактных видах спорта и единоборствах (Мельников и др., 2019; Gauchard et al., 2018; Gauchard et al., 2018), а также ее положительной корреляцией с результативностью у стрелков (Andreeva et al., 2020).

Исследование постуральной функции с помощью регистрации стабилметрических показателей на специализированной платформе у спортсменов-представителей видов спорта с разной структурой движений показало лучшие показатели статокINETической устойчивости у легкоатлетов, что, по-видимому, связано с совершенствованием процессов поддержания устойчивой рабочей позы, лежащей в основе двигательного динамического стереотипа стандартного циклического движения (бег на короткие и средние дистанции). Большие смещения центра тяжести отмечаются у единоборцев, что можно объяснить большей его динамикой при выполнении соревновательных упражнений и формировании механизмов его удержания не в определенной рабочей позе

(например, стоя), а в разнообразных положениях тела, т.е. вариативностью и лабильностью механизмов, направленных на удержание позы.

Показатели углового отклонения лучше у футболистов, что связано с тренировкой вестибулярной системы в процессе игры, где постоянно выполняются повороты и изменения траектории движения. Из этого мы заключили, что статокINETические характеристики спортсменов определяются спецификой спортивной деятельности:

- в циклических видах спорта они определяются сформированным устойчивым динамическим стереотипом двигательного навыка, составляющим которого является рабочая поза;

- в единоборствах – постоянным изменением положения центра массы относительно поверхности опоры;

- в спортивных играх – хорошей тренировкой вестибулярной функции по отношению к поворотам и изменению направления движения, лабильными двигательными навыками. Это косвенно согласуется с данными других авторов, согласно которым тренировка в сложно-координационных видах спорта более эффективно совершенствует способность к сохранению вертикальной позы в ответ на ее нарушение, чем занятия циклическими упражнениями (Мельников и др., 2017).

Растущее количество исследований кинематики и динамики движений в аспекте физиологии двигательной системы и нервно-мышечного аппарата показывает их актуальность и востребованность для спортивной науки и практики. Кинематико-динамический анализ и моделирование применяются для исследования различных аспектов техники спортивных упражнений, рабочей позы спортсмена, конструкции спортивного инвентаря, совершенствования двигательных навыков в различных видах спорта, профилактике спортивного травматизма (Vastola et al., 2016; Cignetti et al., 2017; Heloir et al., 2019; Coppola et al., 2020).

Исследование динамических параметров многократных прыжковых движений в тесте ФПВ у спортсменов выявило половые различия: мужчины

отличались более высокими показателями максимальной силы отталкивания перед прыжком и максимальной высотой прыжка в третьем периоде теста (с 31 по 45 с), меньшим индексом утомления. Среди спортсменов различных видов спорта наибольшая скоростно-силовая выносливость выявлена у фехтовальщиков и единоборцев, затем по мере снижения индекса утомления следовали футболисты и легкоатлеты, затем – спортсмены, занимающиеся кроссфитом и волейболом.

Анализ кинематико-динамических параметров тяжелоатлетических упражнений показал половые различия техники движений, а также различия у мужчин и женщин разных весовых категорий. С точки зрения половых особенностей показаны закономерные различия, связанные с большими силовыми и скоростными возможностями мужчин, выражающиеся в больших показателях силы опорных реакций, скорости их нарастания, мощности, скорости перемещения штанги. Однако женщины не уступают мужчинам по кинематическим характеристикам, динамике амплитуды сгибания суставов, перемещениям штанги в горизонтальной плоскости, и иногда проявляют большую скорость и амплитуду сгибания коленного и голеностопного сустава. Длина траектории перемещения штанги больше у мужчин, что связано с большим ростом. Данные различия в технике, тем не менее, необходимо учитывать при оценке.

Спортсмены (мужчины и женщины) легких, средних, полутяжелых и тяжелых весовых категорий в основном отличаются силовыми характеристиками, которые больше у спортсменов более тяжелых весовых категорий. Скоростные и относительные мощностные характеристики выше у спортсменов более легких весовых категорий, по кинематическим характеристикам рывка тяжелоатлеты разных весовых категорий практически не различались, что по-видимому связано с высоким уровнем квалификации. Однако отмечена большая динамика по амплитуде у легких весовых категорий и по максимальной угловой скорости сгибания у тяжелых категорий. Абсолютные показатели углов суставов, как правило, больше у спортсменов средних весовых категорий.

На основе полученных данных была разработана база данных «Показатели функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов при

выполнении физических упражнений» (Свидетельство о регистрации базы данных 2021621916, 09.09.2021. Заявка № 2021621842 от 07.09.2021) и база данных «Нейромоторные характеристики спортсменов» (Свидетельство о регистрации базы данных 2022620362, 28.02.2022. Заявка № 2022620266 от 21.02.2022) также были сформированы модельные характеристики кинематики, динамики и ЭМГ-параметров тяжелоатлетических упражнений рывок и толчок для спортсменов разного пола и весовых категорий.

Анализ литературных данных по спортивной ЭМГ и полученных нами данных по ЭМГ при выполнении спортивных упражнений свидетельствует о том, что сила и скорость мышечных сокращений увеличиваются с возрастанием амплитудных и частотных характеристик ЭМГ, но это зависит от половых особенностей.

В настоящее время у исследователей появилась возможность с помощью беспроводной поверхностной ЭМГ изучать нервно-мышечные механизмы, определяющие двигательные силовые, скоростные и скоростно-силовые способности (Péter et al., 2019; Beierle et al. 2019; Ratnovsky et al., 2019; Nian et al., 2021). ЭМГ-исследование ведущих мышц нижних конечностей при выполнении максимальных многократных выпрыгиваний в тесте ФПВ в течение 1 минуты показало, что наибольшие биомеханические параметры теста повторных прыжков в 1 период теста (1-15 с) обусловлены большим напряжением, а следовательно – активацией и синхронизацией ДЕ в первую очередь прямой мышцы бедра. В 3 и 4 период теста (16-45 с) усиливается напряжение двуглавой мышцы бедра, обеспечивающей стабилизацию тела при приземлении и отталкивании. Это, а также увеличение электроактивности мышц левой ноги и снижение физических параметров к концу теста (46-60 с), свидетельствуют о развитии сначала компенсированного, а затем некомпенсированного утомления.

Проведенное исследование позволило заключить, что динамика показателей электроактивности ведущих мышц нижних конечностей, обеспечивающих прыжковые движения в период выполнения теста многократных прыжков, позволяет охарактеризовать локальные физиологические процессы,

обуславливающие проявление функциональных возможностей и процессов утомления.

ЭМГ-анализ ведущих мышц в различные фазы тяжелоатлетического рывка показал, что у мужчин-тяжелоатлетов сила сокращения мышц намного выше, чем у женщин. Более низкие показатели амплитудных и высокие показатели частотных характеристик ЭМГ у женщин могут свидетельствовать о высокой частоте импульсации, но из-за более низких функциональных возможностей мышц (меньше мышечных волокон, их толщина, энергозапасы), не приводящих к такому же высокому напряжению как у мужчин.

Рассматривая полученные результаты в рамках реализации и увеличения физиологических резервов адаптации двигательной системы человека в процессе мышечной деятельности, можно сделать вывод о наличии корреляционных и линейных взаимосвязей спортивной эффективности, биомеханических параметров движений и электрофизиологических характеристик работы мышц при их выполнении. Выявлено значительное приращение функциональных резервов двигательной системы (НМА спортсменов). Примером является значительное увеличение функциональной активности НМА, проявляющееся в многократном усилении электронапряжения работающих мышц, в отдельных случаях при выполнении теста ФПВ для прямой мышцы бедра – до 98 раз. В тяжелоатлетических упражнениях в большей степени как у мужчин, так и у женщин увеличивается электроактивность трапециевидной мышцы. Средняя амплитуда ЭМГ в отдельные фазы у женщин увеличивается в 36 раз, у мужчин – в 53 раза. Электроактивность всех мышц у мужчин увеличивается в большей степени, чем у женщин. При выполнении упражнений больше увеличивается средняя амплитуда ЭМГ, частотные характеристики изменяются не более, чем в 2,42 раза.

Так, двигательная система спортсмена меняет свои функциональные элементы и свойства в зависимости от предъявляемых требований за счет имеющихся и развиваемых функциональных резервов центральной нервной системы, нервно-мышечного аппарата, сенсорных систем, что характеризует ее

функциональную пластичность. Соразмерное увеличение проявления физических качеств и количества взаимосвязей между структурными элементами двигательной системы свидетельствует о реализации резервных возможностей организма спортсменов.

Согласно теории функциональных систем Анохина, каждый поведенческий акт, приносящий тот или иной результат, формируется по принципу функциональной системы. Имея характеристики внешних и внутренних факторов, а также результата, рассмотрим функциональную двигательную систему спортсмена-тяжелоатлета, формирующуюся для выполнения соревновательного упражнения рывок/толчок (рисунок 78).

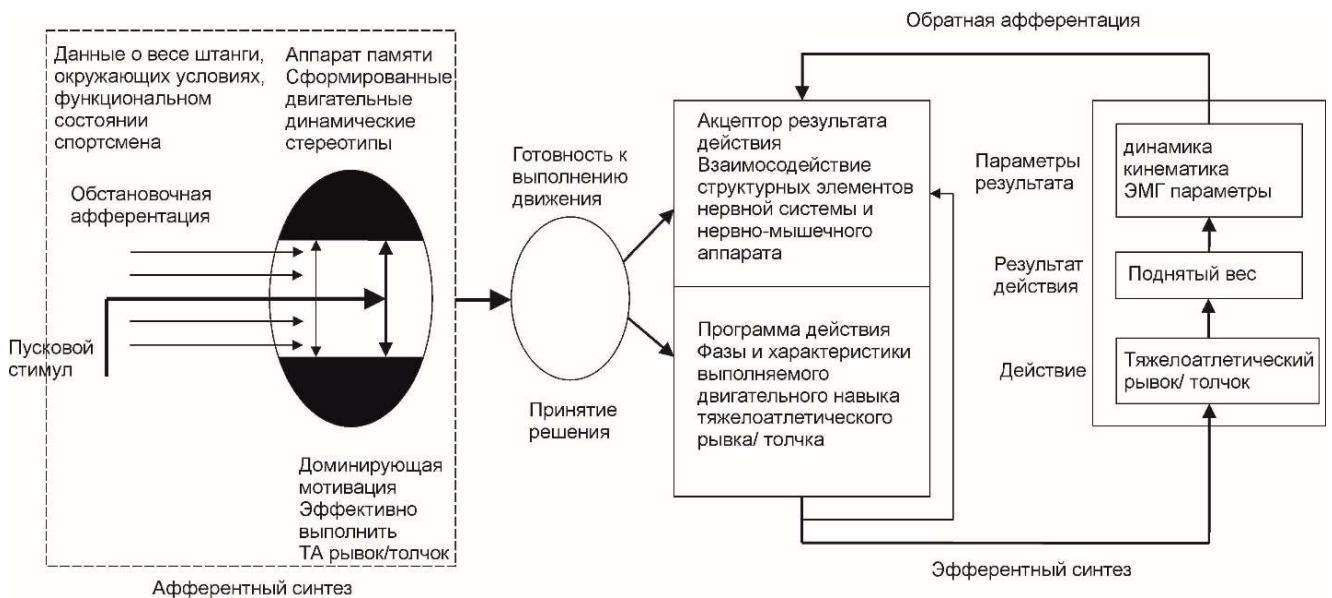


Рисунок 78 - Функциональная двигательная система, формирующаяся для выполнения стандартного ациклического спортивного движения (на примере тяжелоатлетического рывка/толчка)

Центральная архитектура функциональной системы включает в себя афферентный синтез, принятие решения, акцептор результата действия, эфферентный синтез, формирование действия, оценку результата.

Составляющими стадиями афферентного синтеза данной функциональной системы являются: - обстановочная афферентация: данные о весе штанги, окружающих условиях, внутреннем функциональном состоянии спортсмена; - эффективное выполнение упражнения рывок/толчок (поднятие установленного

веса); - аппараты памяти – сформированный двигательный динамический стереотип; - пусковой стимул – подход ко штанге.

Все это способствует принятию решения о готовности к выполнению движения и формированию акцептора результата действия. Программой действия является последовательность фаз выполняемого двигательного навыка, а сформированный акцептор результата действия заключается в взаимодействии структурных элементов нервной системы и нервно-мышечного аппарата.

Полезным результатом данной функциональной системы является поднятый вес штанги по определенным правилам соревнований и техники движения рывка/толчка. Таким образом, результатом действия функциональной системы является поднятый вес, а действием – тяжелоатлетический рывок/толчок. В функциональной системе соответствующий полезный результат воспринимается определенными параметрами, в нашем случае параметрами результата являются электрофизиологические (ЭМГ-параметры) и биомеханические параметры (динамика и кинематика движения). Ведущим принципом функциональной системы является саморегуляция, которая осуществляется при помощи обратной афферентации о параметрах опорных реакций, кинематики суставов и ЭМГ активности мышц.

Таким образом, любой спортивный двигательный навык представляет собой функциональную систему, основной целью которой является достижения максимально полезного результата. Данная система на примере тяжелоатлетических упражнений рассмотрена и подтверждена нами результатами проведенного исследования. Принцип функционирования подобных систем лежит в основе адаптации и специализации двигательной системы человека к спортивной деятельности, за счет чего происходит повышение силы и лабильности нервных процессов, функциональных возможностей НМА, точности и эффективности двигательных навыков.

4.2 Концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности

Ученые-физиологи (Бернштейн, 1966; Пьянзин, 2014) рассматривают организацию двигательной системы человека как сложный многоуровневый процесс. «Самый низший уровень в организации движения связан с двигательными системами спинного мозга. Нейронные цепи или рефлекторные дуги, лежащие в основе спинальных рефлексов – это анатомические образования, обеспечивающие простейшие двигательные функции» (Марютина, Ермолаев-Томин, 2002). Однако их деятельность в значительной степени зависит от регулирующих влияний вышерасположенных центров (Ильин, 2003).

Согласно современным физиологическим представлениям, построение и регуляцию движений осуществляют высшие двигательные центры головного мозга, они же осуществляют целенаправленные движения. Поддержание позы осуществляется структурами ствола мозга. Программа движения формируется побуждением к нему связанных с активацией подкорковых мотивационных центров и ассоциативных зон коры. В образовании программы принимают участие базальные ганглии и мозжечок, действующие на двигательную кору через ядра таламуса, конкретными мышцами управляет спинной мозг (Дудел и др., 1985; Марютина, Ермолаев-Томин, 2002) (рисунок 79).

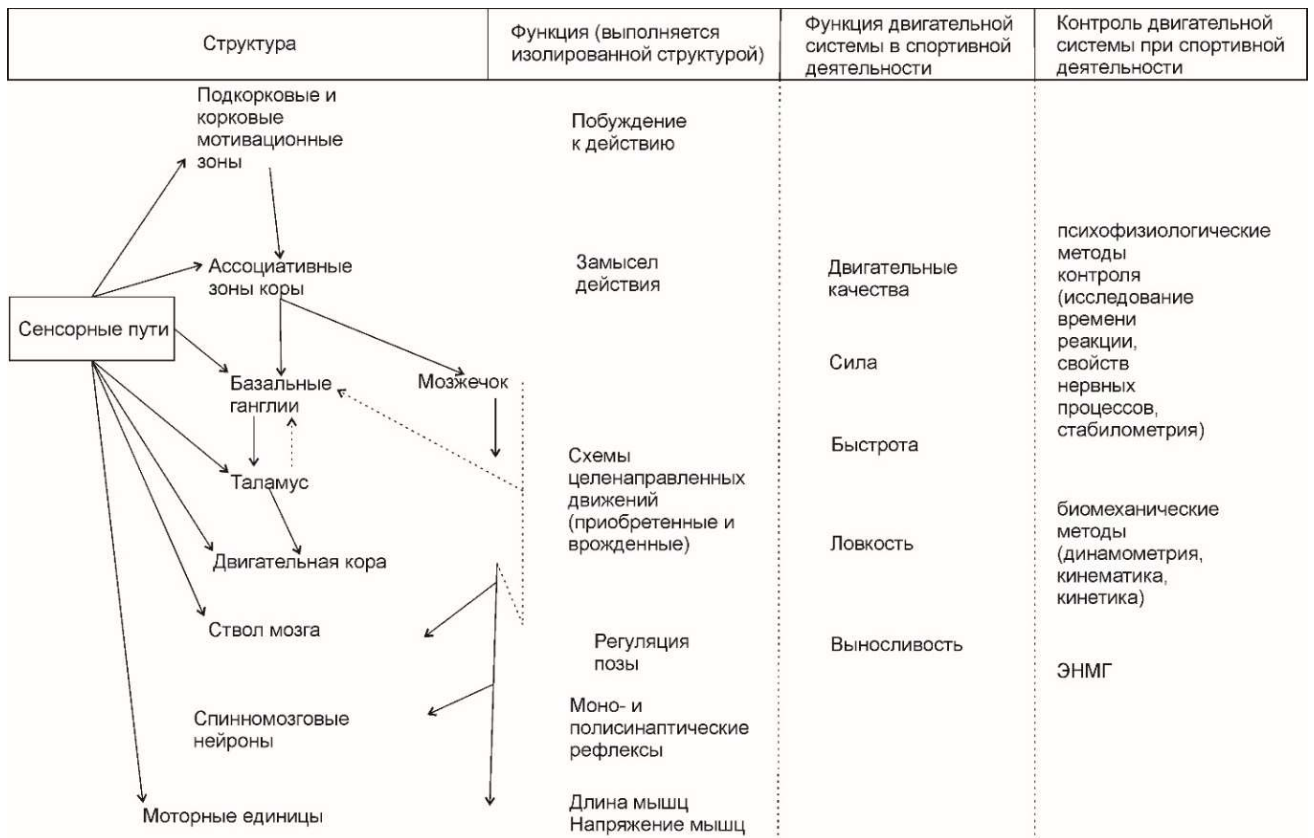


Рисунок 79 - Модель организации и контроля двигательной системы человека при спортивной деятельности (модифицированный общий план организации двигательной системы по Дуделу и др., 1985)

Наибольший вклад в понимание физиологии движений внес Бернштейн, в его концепции организации движений и действий человека были введены: - принцип сенсорных коррекций; - понятие о влиянии биомеханических внешних и внутренних факторов на ход движения; представление о влиянии исходного состояния мышцы; - теория уровней построения движений, согласно которой анализируемые нами спортивные движения относятся к уровню С-пространственного поля.

В нашей концепции, известная концепция организации движений и действий человека (Бернштейн, 1966) и модель организации двигательной системы (Дудел Д. и др., 1985) были дополнены:

- реализацией функций в сложных спортивных движениях – в проявлениях двигательных способностей, их специализаций и адаптацией, максимальной реализацией в видах спорта и определенных спортивных движениях;

- специализированными современными нейромоторными, электрофизиологическими, биомеханическими методами контроля функций двигательной системы при спортивной деятельности;

- данными конечных параметров работы двигательной системы при спортивных движениях у спортсменов разных видах спорта: величинах быстродействия, ЭМГ-характеристиках, кинематико-динамических параметрах;

- полезным результатом функций двигательной системы в спортивных движениях – максимальными величинами и модельными характеристиками функциональных резервных возможностей, взаимосвязями функциональных характеристик двигательной системы спортсменов при спортивной деятельности.

Двигательная система спортсмена меняет свои функциональные элементы и свойства в зависимости от предъявляемых требований за счет имеющихся и развиваемых функциональных резервов центральной нервной системы, НМА, сенсорных систем. Соразмерное проявлению физических качеств увеличение количества взаимосвязей между структурными элементами двигательной системы свидетельствует о создании максимальных физиологических возможностей для реализации двигательных функций спортсменов в спортивной деятельности.

Данные функциональные свойства проявляются в двигательных способностях или качествах: силе, скорости, ловкости и выносливости, которые можно контролировать как с помощью измерения непосредственно физических параметров двигательных действий (силы, скорости, мощности, расстояния и т. д.), которые обычно в биологических объектах называют параметрами биомеханики, так и с помощью регистрации внутренних психофизиологических (времени сенсомоторного реагирования, характеристик силы, подвижности и уравновешенности нервной системы, стабилотрии) и электрофизиологических процессов (ЭМГ). Совместная регистрация и анализ внешних и внутренних процессов, обеспечивающих двигательные качества человека, позволяют осуществить комплексный контроль функций двигательной системы при спортивной деятельности.

Следовательно, разработанная нами концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности раскрывает составляющие элементы данной системы, а также принципы их организации и взаимодействия для обеспечения эффективного выполнения движений в спорте, на рисунке 80 она представлена в виде 4 взаимосвязанных блоков.

Первый блок включает сенсорные пути и структурные элементы: корковые и подкорковые двигательные центры, реализующие движения и их регуляцию.

Второй блок определяет функции структурных элементов первого блока: - отдельные рефлексы по совершению произвольных движений и поддержанию позы; - произвольные движения; - сенсорные и оперантные (инструментальные) рефлексы; - создание для реализации отдельных двигательных функций функциональных систем (Бернштейн, 1966; Дудел Д. и др., 1985).

Третий блок концепции (авторский) включает функциональную реализацию совокупности элементов двигательной системы (специализированные нейромоторные (нейродинамические параметры, свойства нервной системы, вестибулярная устойчивость, электроактивность мышц обеспечивающих движение) и биомеханические элементы двигательной системы (кинематика и динамика двигательного акта)) в проявления двигательных способностей: силы, быстроты, ловкости.

Четвертый блок (авторский) определяет результат функций двигательной системы в спортивных движениях – максимальные величины и модельные характеристики функциональных резервных возможностей и результата действия (силы, скорости, мощности, точности действий), взаимосвязи функциональных показателей двигательной системы спортсменов при спортивной деятельности.

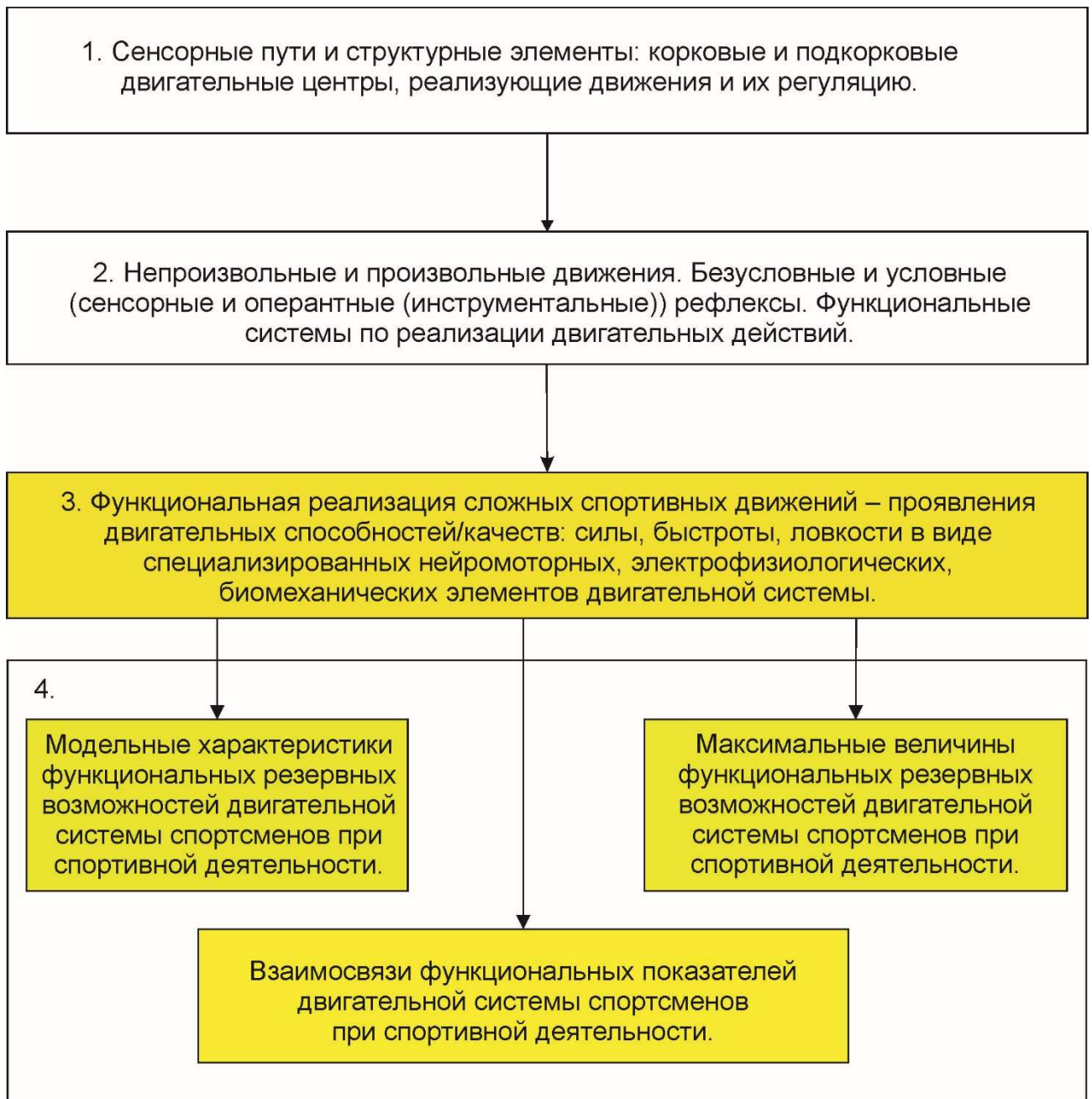


Рисунок 80 - Концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности. Примечание. Нижние 2 блока дополняют существующие концепции и являются авторскими.

Разработанную нами концепцию можно представить на примере наиболее полно изученных нами ациклических силовых (тяжелоатлетических) упражнений рывок и толчок. Первый блок: структурные элементы: корковые и подкорковые двигательные центры и мышечный аппарат: подкорковые и корковые мотивационные зоны, ассоциативные зоны коры, базальные ганглии, таламус, двигательная кора, ствол мозга, спинномозговые нейроны, моторные единицы, мозжечок. Второй блок: функциональные системы по реализации стандартных двигательных действий – отдельных фаз тяжелоатлетического рывка и толчка, простых и сложных сенсомоторных реакций.

Третий блок концепции (авторский) определен функциональной реализацией силовых и скоростно-силовых качеств, ловкости, проявляющихся в результате долговременной адаптации в виде специализированных нейромоторных параметров (показатели времени простой и сложной сенсомоторной реакции), электрофизиологических (средние, максимальные значения амплитуды, средние, медианные, пиковые значения частоты биоэлектрической активности разных мышц во время разных фаз функциональной пробы), биомеханических элементов двигательной системы (длительность фаз, значения угла сгибания в тазобедренном, коленном, голеностопном суставе, угловая скорость сгибания тазобедренного, коленного, голеностопного сустава, сила реакции опоры, скорость нарастания силы реакции опоры, мощность тяжелоатлета, кинематические параметры движения штанги во время разных фаз функциональной пробы).

Четвертый блок (авторский) определяет результат функций двигательной системы в спортивных движениях средними и низкими показателями времени простой и сложной сенсомоторной реакции, максимальными величинами частоты и амплитуды ЭМГ, мощности, силы реакции опоры и скорости ее нарастания, максимальной амплитуды и скорости сгибания и разгибания суставов и модельными характеристиками функциональных резервных возможностей (оптимальные амплитудно-частотные характеристики ЭМГ, изменения суставных углов, силы реакции опоры, мощности тяжелоатлета, траектории движения штанги во время разных фаз функциональной пробы), взаимосвязи функциональных

показателей двигательной системы спортсменов при спортивной деятельности (например, корреляции результативности упражнения по Синклеру для женщин со средней амплитудой ЭМГ левой трапецевидной мышцы в фазу подрыва 2.1, правой двуглавой мышцы бедра в фазу 2.2, доминирующей (пиковой) частотой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазу 2.2, средней частотой ЭМГ правой трапецевидной мышцы в фазы 3.2 и 4, средней и медианной частотой ЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра в фазу 4).

Также разработанную нами концепцию можно представить на примере изученного нами ситуационного вида спорта (женский бокс). Первый блок: структурные элементы: корковые и подкорковые двигательные центры и мышечный аппарат: подкорковые и корковые мотивационные зоны, ассоциативные зоны коры, базальные ганглии, таламус, двигательная кора, ствол мозга, спинномозговые нейроны, моторные единицы, мозжечок. Второй блок: функциональные системы по реализации стандартных двигательных действий - отдельных фаз функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», простых и сложных сенсомоторных реакций.

Третий блок концепции (авторский) определен функциональной реализацией скоростно-силовых качеств, ловкости, проявляющихся в результате долговременной адаптации в виде специализированных нейромоторных параметров (показатели времени простой и сложной сенсомоторной реакции), электрофизиологических (средними, максимальными значениями амплитуды, средними, медианными, пиковыми значениями частоты биоэлектрической активности разных мышц во время разных фаз функциональной пробы), биомеханических элементов двигательной системы (средняя высота прыжка, максимальная высота прыжка, максимальная сила отталкивания перед прыжком, максимальная мощность, количество прыжков во время разных фаз функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», индекс утомления).

Четвертый блок (авторский) определяет результат функций двигательной системы в спортивных движениях – средними и высокими показателями времени

простой и сложной сенсомоторной реакции, максимальными величинами частоты и амплитуды ЭМГ, мощности, силы реакции опоры, модельными характеристиками функциональных резервных возможностей (оптимальные амплитудно-частотные характеристики ЭМГ, максимальная сила отталкивания перед прыжком, максимальная мощность прыжка, количество прыжков во время разных фаз функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», индекс утомления).

На примере изученного нами стандартного вида спорта – легкая атлетика (бег на короткие и средние дистанции) также можно представить нашу концепцию. Первый блок: структурные элементы: корковые и подкорковые двигательные центры и мышечный аппарат: подкорковые и корковые мотивационные зоны, ассоциативные зоны коры, базальные ганглии, таламус, двигательная кора, ствол мозга, спинномозговые нейроны, моторные единицы, мозжечок. Второй блок: функциональные системы по реализации стандартных двигательных действий – отдельных фаз функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», стабилметрической пробы «Static Analysis», простых и сложных сенсомоторных реакций.

Третий блок концепции (авторский) определен функциональной реализацией скоростно-силовых качеств, ловкости, проявляющихся в результате долговременной адаптации в виде специализированных нейромоторных параметров (показатели времени простой и сложной сенсомоторной реакции), биомеханических элементов двигательной системы (средняя высота прыжка, максимальная высота прыжка, максимальная сила отталкивания перед прыжком, максимальная мощность, количество прыжков во время разных фаз функциональной пробы, индекс утомления), стабилметрических показателей (наклон вектора силы реакции опоры в боковой и фронтальной проекции, угловое отклонение центров тяжести, расстояние между центрами стоп, длина траектории центра тяжести, смещение центра тяжести – диапазон колебаний, вперед-назад, вправо-влево, средняя скорость смещения центра тяжести вперед-назад, вправо-влево, распределение веса для правой-левой ноги).

Четвертый блок (авторский) определяет результат функций двигательной системы в спортивных движениях – высокими и средними показателями времени простой и сложной сенсомоторной реакции, модельными характеристиками функциональных резервных возможностей (средняя высота прыжка, максимальная высота прыжка, максимальная сила отталкивания перед прыжком, максимальная мощность, количество прыжков во время разных фаз функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», индекс утомления), оптимальными стабилметрическими показателями во время функциональной пробы «Static Analysis».

Таким образом, представленные блоки модели концепции и примеры ее применения позволяют определить возможности, направления и пути повышения функциональных резервов для проявления максимальных функциональных возможностей в спорте.

ВЫВОДЫ

1. Разработан комплекс диагностических методов в виде автоматизированных информационно-аналитических систем, реализующих новые методики: определения времени двигательных реакций и свойств нервной системы (АПК «Спортивный психофизиолог», «Определитель индивидуальной единицы времени»), функциональных проб с биомеханическим и электрофизиологическим анализом («Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка», «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка»).

2. Определены особенности нейродинамических свойств у высококвалифицированных спортсменов разного пола и различных видов спорта, характер которых определяется механизмами долговременной адаптации к физическим упражнениям с различной структурой движений (циклические, ациклические и ситуационные) и проявляемым двигательным качеством (сила, быстрота, выносливость). Лица, занимающиеся физической культурой (неспортсмены), характеризуются средними величинами как простой, так и сложной сенсомоторной реакции. Наименьшее время простых реакций проявляется в видах спорта с циклической структурой движений и ведущими двигательными качествами – быстрота и выносливость (плавание, лыжные гонки, шорт-трек); ситуационных движений и скоростно-силовых качеств (карате); сложных реакций – ситуационных видах спорта с ведущими скоростно-силовыми качествами (карате). Определено, что высококвалифицированные спортсмены различных видов спорта значительно отличаются моторным компонентом реакции. Успешность в спорте связана с сильной, уравновешенной и подвижной нервной системой (сангвинический темперамент выявлен у 70% высококвалифицированных спортсменов, величина индивидуальной единицы времени составила 0,80-0,91 у.е.).

3. Определены значимые для физиологии спорта свойства нервной системы высококвалифицированных спортсменов-представителей новых для России видов

спорта: керлинг (простая и сложная реакция) и сумо, а также для спортсменов с ограниченными возможностями здоровья. Сумоисты и керлингисты характеризуются сильным уравновешенным типом нервной системы (индивидуальная единица времени – 0,92 (0,87; 1,00) и 0,89 (0,84; 0,92) у.е. соответственно).

4. Выявлены особенности статокINETической устойчивости, являющиеся результатом долговременной адаптации, у квалифицированных спортсменов в видах спорта с различной структурой движений. Меньшие наклоны вектора силы реакции опоры во фронтальной проекции выявлены у бегунов по сравнению с единоборцами, что связано с совершенствованием процессов поддержания рабочей позы, лежащей в основе двигательного динамического стереотипа. Большие смещения центра тяжести (длина траектории проекции центра масс) отмечаются у футболистов и единоборцев по сравнению с бегунами, что можно объяснить большей его динамикой, вариативностью и лабильностью физиологических механизмов, направленных на его удержание, что также связано с тренировкой вестибулярной системы к поворотам и изменениям траектории движения.

5. Комплексная оценка биомеханических и электромиографических показателей функционального состояния двигательной системы спортсменов разного пола характеризует срочные механизмы адаптации при выполнении функциональной пробы с нагрузкой субмаксимальной мощности. Определена динамика параметров работы опорно-двигательного аппарата у спортсменов с различной структурой движений и выявлены половые различия биомеханических параметров. Наибольшая скоростно-силовая выносливость по индексу утомления выявлена у спортсменов-фехтовальщиков, затем следуют единоборцы, легкоатлеты, футболисты, занимающиеся кроссфитом и волейболом. Мужчины по сравнению с женщинами имеют более высокие показатели максимальной силы отталкивания перед прыжком и максимальной высоты прыжка в третьем периоде теста, меньший индекс утомления, прыгают выше, но реже.

6. Изменения функционального состояния нервно-мышечного аппарата у высококвалифицированных спортсменов по амплитудно-частотным показателям

электромиографии в разные фазы выполнения функциональной пробы с нагрузкой субмаксимальной мощности позволяют охарактеризовать локальные физиологические процессы, обуславливающие проявление срочной адаптации, функциональных возможностей и резервов, состояния утомления. Впервые установлено, что наибольшие биомеханические параметры теста повторных прыжков (мощность, высота прыжка) в первые 15 с обусловлены большим напряжением, а, следовательно, и активацией и синхронизацией ДЕ, в первую очередь прямой мышцы бедра. С развитием сначала компенсированного, а затем некомпенсированного утомления снижаются амплитудные и частотные величины ЭМГ работающих мышц, хотя частота ЭМГ-активности при утомлении снижается в большей степени, чем амплитуда.

7. Комплексная оценка биомеханических и электромиографических показателей функционального состояния двигательной системы тяжелоатлетов разного пола характеризует срочные механизмы адаптации при выполнении функциональных проб с нагрузкой максимальной мощности. Выявлены половые различия, заключающиеся в больших показателях силы опорных реакций, скорости их нарастания, мощности, скорости перемещения штанги у мужчин. Женщины не уступают мужчинам по кинематическим характеристикам, проявляя большую скорость и амплитуду сгибания суставов (сгибание тазобедренного сустава в толчке в фазу подседа). Силовые показатели больше у спортсменов более тяжелых весовых категорий; скоростные и относительные мощностные – у спортсменов более легких весовых категорий; по кинематическим параметрам различий нет. Абсолютные показатели углов суставов, как правило, больше у спортсменов средних весовых категорий.

8. Изменения функционального состояния нервно-мышечного аппарата высококвалифицированных спортсменов-тяжелоатлетов по амплитудно-частотным показателям электромиографии в разные фазы выполнения функциональных проб с нагрузкой максимальной мощности (следовательно, его функциональные резервы), выражаются в увеличении силы и скорости мышечных сокращений с возрастанием амплитудных (до 53 раз) и частотных характеристик (до 2,42 раз)

ЭМГ, что определяется половыми особенностями. У мужчин-тяжелоатлетов амплитуда ЭМГ выше, чем у женщин. Более низкие показатели амплитудных и иногда высокие показатели частотных характеристик ЭМГ у женщин могут свидетельствовать о высокой частоте импульсации, но более низкие функциональные возможности мышц (меньше мышечных волокон, их толщина, энергозапасы) не приводят к такому же высокому напряжению мышц, как у мужчин.

9. Долговременные адаптационные изменения функционального состояния нервно-мышечного аппарата высококвалифицированных спортсменов-тяжелоатлетов по амплитудно-частотным и временным показателям электромиографии выражаются в высоких значениях амплитуды моторного ответа (амплитуда ЭМГ с короткого разгибателя пальцев стопы справа в точках стимуляции: предплюсна, головка малоберцовой кости, подколенная ямка), высокой скорости проведения (скорость проведения в точках стимуляции: головка малоберцовой кости, подколенная ямка), что свидетельствует о высоких функциональных возможностях и резервах.

10. Корреляционный и регрессионный анализ выявил взаимосвязи физиологических и биомеханических параметров, способствующие проявлению максимальных функциональных возможностей, а, следовательно, и увеличению физиологических резервов спортсменов в процессе выполнения спортивных упражнений. Как однократное (в аспекте срочной адаптации), так и систематическое (в аспекте долговременной адаптации) выполнение упражнений, в которых проявляется максимум функциональных возможностей, силы, мощности, скорости, способствует активизации соответствующих сенсорных систем, центральной нервной системы и мышечного аппарата, составляющих основу двигательной системы, способствуя повышению ее функциональных возможностей в целом. Увеличение функциональных резервов двигательной системы спортсменов и управляющей его работой нервной системы является проявлением свойства пластичности данных физиологических систем.

11. Предложенная концепция функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности раскрывает составляющие элементы данной системы, а также принципы их организации и взаимодействия для обеспечения эффективного выполнения движений в спорте. Она дополняет существующие концепции 2 блоками:

- представлениями о реализации двигательных функций в сложных спортивных движениях (в проявлениях двигательных способностей, их специализаций и адаптацией, максимальной реализацией в разных видах спорта и определенных спортивных движениях) в виде специализированных нейромоторных, электрофизиологических, биомеханических элементов двигательной системы человека;

- результатом функций двигательной системы в спортивных движениях: максимальными величинами и модельными характеристиками функциональных резервных возможностей (нейромоторные показатели, электромиографические амплитудно-частотные показатели, биомеханические показатели элитных спортсменов разных видов спорта), взаимосвязями функциональных показателей двигательной системы спортсменов при спортивной деятельности (корреляционными и регрессионными взаимосвязями электромиографических амплитудно-частотных характеристик и биомеханических показателей).

Практические рекомендации

Разработаны, экспериментально апробированы и внедрены в систему подготовки спортсменов физиологические методы диагностики в виде автоматизированных информационно-аналитических систем для оценки свойств нервной системы и сенсомоторных реакций – АПК «Спортивный психофизиолог» и «Определитель индивидуальной единицы времени»; биомеханического анализа спортивных движений и электрофизиологической диагностики нервно-мышечного аппарата в состоянии покоя и при выполнении функциональной пробы «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco», «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка», «Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка». На разработанные новые информационные системы получено 7 свидетельств на программы для ЭВМ, четыре патента на изобретения, а также два патента на промышленный образец, 4 свидетельства о регистрации базы данных.

Результаты исследований и данные о срочных и долговременных механизмах адаптации двигательной системы рекомендуется применять для оценки функционального состояния спортсменов различных видов спорта при проведении этапных и комплексных обследований спортсменов, при проведении врачебно-педагогических наблюдений, в качестве функциональных методов исследования, в научно-исследовательских лабораториях для физиологических, психофизиологических и биомеханических исследований.

Биомеханические (кинематические и динамические) характеристики техники спортивных движений позволят определить оптимальные параметры их выполнения для повышения спортивной результативности. Силовые и мощностные характеристики могут служить параметрами развития специальных физических качеств, показывающих уровень подготовленности спортсменов. На основе полученных данных сформированы модельные характеристики техники тяжелоатлетических упражнений рывок и толчок для спортсменов разного пола и

весовых категорий. Рекомендации по их применению подробно представлены в разработанных методических рекомендациях.

Нопин С.В., Сивохин И.П., Корягина Ю.В., Тер-Акопов Г.Н., Абуталимова С.М. Применение методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности. Методические рекомендации. – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2020. – 86 с. ISBN: 978-5-6045866-5-5

Разработанные методы для функциональной диагностики высококвалифицированных спортсменов, реализованные в виде информационных систем для диагностики сенсомоторных реакций, биомеханической оценки техники спортивных упражнений, предназначены для использования в практике физиологов, тренеров и врачей по спортивной медицине. Подробные рекомендации и инструкции по их применению представлены в монографиях и методических рекомендациях.

Нопин С.В., Корягина Ю.В. Физиологический и биомеханический контроль функционального состояния двигательной системы спортсменов. – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2021. – 176 с.

Нопин С.В., Корягина Ю.В., Блинов В.А. Разработка технологических систем для научно-методического обеспечения спортивной подготовки (на примере спортивных игр). – Омск: СибГУФК, 2017. – 169 с. ISBN: 978-5-91930-072-4

Корягина Ю.В., Тер-Акопов Г.Н., **Нопин С.В.**, Роголева Л.Г. Диагностика функционального состояния опорно-двигательного аппарата и динамических (биомеханических, тензодинамометрических, электронейромиографических) характеристик движения спортсменов в условиях среднегорья. – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2019. – 70 с. ISBN: 978-5-6046155-5-3

Корягина Ю.В., Блинов В.А., **Нопин С.В.** Научно-методическое обеспечение сборных команд в спортивных играх. Омск: Изд-во СибГУФК, 2016. – 130 с.

Результаты работы могут быть использованы в учебном процессе при чтении лекций и проведении практических занятий в медицинских ВУЗах и учебных

заведениях физической культуры, на факультетах повышения квалификации медицинских и педагогических работников.

Список основных работ по теме диссертации

Статьи, входящие в перечень рецензируемых научных изданий или приравненные к ним (ВАК, Scopus)

1. **Нопин, С.В.** Автоматизированная физиологическая проба «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco» для диагностики состояния и оценки эффективности восстановления спортсменов / **С.В. Нопин**, Ю. В. Корягина, Г. Н. Тер-Акопов // Человек. Спорт. Медицина. – 2024. – Т. 24, № 1. – С. 112-120. – DOI 10.14529/hsm240113. **Scopus**

2. Корягина, Ю.В. Разработка информационной системы морфо-психофункционального тестирования для спортивной ориентации в художественной гимнастике / Ю. В. Корягина, **С.В. Нопин**, Г. Н. Тер-Акопов // Человек. Спорт. Медицина. – 2023. – Т. 23, № S1. – С. 107-112. – DOI 10.14529/hsm23s115. **Scopus**

3. **Нопин, С.В.** Возможности мобилизации двигательного потенциала человека при максимальной физической нагрузке / **С.В. Нопин**, Ю. В. Корягина // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2023. – Т. 100, № 3-2. – С. 150-151. **Scopus**

4. Корягина, Ю.В. Разработка системы для этапной диагностики психофункционального состояния гимнасток-художниц / Ю. В. Корягина, **С. В. Нопин**, Г. Н. Тер-Акопов // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2023. – Т. 100, № 3-2. – С. 106-107. **Scopus**

5. **Нопин, С.В.** Функциональные резервы нервно-мышечного аппарата и взаимодействия физиологических и биомеханических параметров при выполнении тяжелоатлетических упражнений / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, С.М. Абуталимова, Г.Н. Тер-Акопов // Человек. Спорт. Медицина. – 2022. – Т. 22, № S1. – С. 7-11. – DOI: 10.14529/hsm22s101. **Scopus**

6. Абуталимова, С.М. Биоэлектрическая активность мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении рывка / С.М. Абуталимова, Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин**, Г.Н. Тер-Акопов // Человек. Спорт. Медицина. – 2022. – Т. 22, № 2. – С. 84-91. – DOI: 10.14529/hsm220210. **Scopus**

7. Корягина, Ю.В. Возможности аппаратно-программного комплекса в системе спортивной ориентации, отбора и этапного контроля в дзюдо и самбо / Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин**, Г.Н. Тер-Акопов, С.М. Абуталимова // Теория и практика физической культуры. – 2022. – № 3. – С. 3-5. **Scopus**

8. **Нопин, С.В.** Сравнительная характеристика биомеханики тяжелоатлетического толчка у мужчин и женщин / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов, С.М. Абуталимова // Теория и практика физической культуры. – 2021. – № 7. – С. 10-12. **Scopus**

9. Корягина, Ю. В. Разработка аналитической системы для спортивного отбора и контроля психофункционального состояния при занятиях дзюдо / Ю. В. Корягина, **С. В. Нопин**, Г. Н. Тер-Акопов // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2021. – Т. 98, № 3-2. – С. 97-98. – DOI 10.17116/kurort20219803221. **Scopus**

10. **Нопин, С.В.** Динамика параметров электрической активности мышц и силовых характеристик в разные фазы выполнения тяжелоатлетического рывка / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов, С.М. Абуталимова // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 4. – С. 383-392. **Scopus**

11. **Нопин, С.В.** Тестирование функционального состояния опорно-двигательного аппарата спортсменов циклических и ситуационных видов спорта / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Теория и практика физической культуры. – 2020. – № 4. – С. 25-27. **Scopus**

12. **Нопин, С. В.** Использование современных технологий биомеханики и электромиографии для тестирования функционального состояния опорно-двигательного аппарата спортсменов тяжелоатлетов / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г. Н. Тер-Акопов // Медицина экстремальных ситуаций. – 2020. – Т. 22, № 2. – С. 223-230. **Scopus**

13. Корягина, Ю.В. Нейрофизиологические предикторы управления спортивной работоспособностью (анализ инновационных исследований зарубежных лабораторий за 2010-2016 гг.) / Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин**, В.А. Блинов, О.А. Блинов // Теория и практика физической культуры. – 2017. – № 1. – С. 102-104. **Scopus**

14. Корягина, Ю.В. Разработка автоматизированных систем диагностики и анализа различных компонентов подготовленности спортсмена / Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин**, В.А. Блинов, О.А. Блинов // Теория и практика физической культуры. – 2015. – № 8. – С. 101-104. **Scopus**

ВАК К1 и К2

15. **Нопин, С.В.** Функциональные резервы адаптации двигательной системы спортсменов с позиций физиолого-биомеханического подхода / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина // Журнал медико-биологических исследований. – 2024. – Т. 12, № 2. – С. 191-200. – DOI: 10.37482/2687-1491-Z190 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

16. **Нопин, С.В.** Модель концепции функционирования двигательной системы человека при спортивной деятельности / **С. В. Нопин** // Современные вопросы биомедицины. – 2024. – Т. 8, № 1. – С. 127-141. – DOI: 10.51871/2588-0500_2024_08_01_13 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

17. **Нопин, С.В.** Типологические особенности свойств нервной системы у высококвалифицированных спортсменов различных видов спорта / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7, № 2. – С. 167-176. – DOI 10.51871/2588-0500_2023_07_02_18 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

Монографии

18. **Нопин, С.В.** Физиологический и биомеханический контроль функционального состояния двигательной системы спортсменов / **С.В. Нопин**,

Ю.В.Корягина – Эссендуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2021. – 176 с. ISBN: 978-5-4492-0240-6

19. **Нопин, С.В.** Разработка технологических систем для научно методического обеспечения спортивной подготовки (на примере спортивных игр) / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, В.А. Блинов – Омск: СибГУФК, 2017. - 169 с. ISBN: 978-5-91930-072-4

Публикации в других изданиях

20. **Нопин, С.В.** Характеристики пострурального контроля движений спортсменов различных видов спорта с позиции формирования двигательного динамического стереотипа / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Ю.В. Кушнарера // Современные вопросы биомедицины. - 2022. – Т. 6, № 2. – С. 370-375. – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_47 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

21. **Нопин, С.В.** Нейродинамические характеристики сенсомоторных процессов спортсменов различных видов спорта / **С.В. Нопин** // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т.6, № 1. – С. 162-170. – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_01_52 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

22. **Нопин, С.В.** Верификация психофизиологического тестирования на аппаратно-программном комплексе «Спортивный психофизиолог» / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т. 6, № 2. – С. 156-161. – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_20 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

23. **Нопин, С.В.** Теппинг-тест как показатель эффективности, силы и выносливости нервной системы у спортсменов различных видов спорта / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т. 6, № 2. – С. 86-91. – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_10 (**ВАК 1.5.5.** физиология человека и животных (биологические науки))

24. **Нопин, С.В.** Функциональные асимметрии ЭМГ-активности и динамических характеристик у высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении соревновательного упражнения «рывок» / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т.6, № 1. – С. 152-161. – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_01_47 (**ВАК** 1.5.5. физиология человека и животных (биологические науки))

25. **Нопин, С.В.** Физиологические и биомеханические характеристики мышц нижних конечностей у женщин боксеров при выполнении максимального нагрузочного теста повторных прыжков Bosco / **С.В. Нопин** // Современные вопросы биомедицины. – 2021. – Т.5, №3. – С. 119-129. – DOI: 10.51871/2588-0500_2021_05_03_10 (**ВАК** 03.03.01 - физиология (биологические науки))

26. Корягина, Ю.В. Современные представления о физиологических и морфологических особенностях адаптации организма спортсменов к занятиям тяжелоатлетическими упражнениями / Ю.В.Корягина, **С.В. Нопин**, С.М. Абуталимова, Г.Н. Тер-Акопов, И.П. Сивохин // Современные вопросы биомедицины. 2021. – Т.5, №1. – С. 109-126. – DOI: 10.51871/2588-0500_2021_05_01_8 (**ВАК** 03.03.01 - физиология (биологические науки))

27. Абуталимова, С.М. Сравнительный анализ показателей поверхностной электромиографии у спортсменов тяжелоатлетов мужского и женского пола во время выполнения тяжелоатлетического рывка / С.М. Абуталимова, Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин** // Современные вопросы биомедицины. – 2020. – Т. 4, № 4. – С. 56-64. (**ВАК** 03.03.01 - физиология (биологические науки))

28. **Нопин, С.В.** Современные системы тестирования и анализа движений человека / **С.В. Нопин**, А.Н. Копанев, С.М. Абуталимова // Современные вопросы биомедицины. - 2020. – Т. 4, № 4. – С. 65-73. (**ВАК** 03.03.01 - физиология (биологические науки))

29. Корягина, Ю.В. Анализ онлайн-систем тестирования для спорта и фитнеса / Ю.В. Корягина, А.Н. Копанев, **С.В. Нопин**, С.М. Абуталимова // Современные вопросы биомедицины. – 2020. – Т. 4, № 4. – С. 101-106. (**ВАК** 03.03.01 - физиология (биологические науки))

30. Абуталимова, С. М. Характеристики стимуляционной и поверхностной электромиографии высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при специфической спортивной нагрузке / С. М. Абуталимова, **С.В. Нопин** // Современные вопросы биомедицины. – 2021. – Т. 5, № 4. – С. 81-88. (ВАК 03.03.01 - физиология (биологические науки))

Результаты интеллектуальной деятельности (изобретения, программное обеспечение, базы данных, промышленные образцы)

31. **Нопин, С.В.** Способ биомеханической и электромиографической оценки тяжелоатлетических упражнений / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на изобретение RU 2756567 С1, 01.10.2021.

32. **Нопин, С.В.** Способ оценки предрасположенности детей к занятиям художественной гимнастикой / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на изобретение RU 2780158 С1, 19.09.2022.

33. **Нопин, С.В.** Способ оценки предрасположенности детей к занятиям дзюдо / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на изобретение RU 2755228 С1, 14.09.2021.

34. **Корягина, Ю.В.** Способ оценки предрасположенности детей к занятиям футболом / Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин**, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на изобретение RU 2741210 С1, 22.01.2021.

35. **Нопин, С.В.** Психофункциональный контроль состояния при занятиях художественной гимнастикой / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2023660925, 25.05.2023

36. **Нопин, С.В.** Биомеханическая и электромиографическая экспресс оценка тяжелоатлетического толчка / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2020660143, 28.08.2020.

37. **Нопин, С.В.** Биомеханическая и электромиографическая экспресс оценка тяжелоатлетического рывка / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ № 2020660142, 28.08.2020.

38. **Нопин, С.В.** Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков BOSCO / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2021619879, 18.06.2021.

39. **Нопин, С.В.** АПК Спортивной ориентации, отбора и контроля в дзюдо и самбо / **С.В. Нопин**, Ю.В.Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2021619474, 10.06.2021.

40. Корягина Ю.В. Аппаратно-программный комплекс «Спортивный психофизиолог» / Ю.В.Корягина, **С.В. Нопин** // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2010617789, 24.11.2010.

41. Корягина, Ю.В. Определитель индивидуальной единицы времени / Ю.В.Корягина, **С.В. Нопин** // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2005611543, 23.06.2005.

42. Корягина, Ю.В. Психофункциональные и морфологические показатели гимнасток художниц разного возраста (от 4 до 20 лет) / Ю. В. Корягина, **С. В. Нопин**, Г. Н. Тер-Акопов [и др.] // Свидетельство о регистрации базы данных №2023621664, 24.05.2023.

43. Абуталимова, С.М. Показатели функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов при выполнении физических упражнений / С.М. Абуталимова, **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации базы данных №2021621916, 09.09.2021.

44. **Нопин, С.В.** Нейромоторные характеристики спортсменов / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации базы данных № 2022620362, 28.02.2022.

45. **Нопин, С.В.** Показатели индивидуальной единицы времени спортсменов различных видов спорта / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации базы данных № 2024620701, 14.02.2024.

46. Абуталимова, С.М. Схема медицинского контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов / С.М. Абуталимова, Ю.В. Корягина, **С.В. Нопин**, Г. Н. Тер-Акопов, А.Ш. Абуталимов // Патент на промышленный образец № 134705, 23.12.2022.

47. **Нопин, С.В.** Схема «Классификация видов спорта по нейродинамическим параметрам времени простой сенсомоторной реакции спортсменов» / **С.В. Нопин**, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на промышленный образец № 136767, 23.05.2023.

Список сокращений и условных обозначений

В диссертации применяются следующие обозначения, термины и определения:

α-мотонейроны	–	большие, мультиполярные нижние мотонейроны ствола мозга и спинного мозга. Они иннервируют экстрафузальные мышечные волокна скелетных мышц и напрямую ответственны за инициализацию их сокращения
Алгоритм	–	конечная совокупность точных предписаний или правил, посредством которых можно решать однотипные или массовые задачи и проблемы
АПК	–	аппаратно-программный комплекс
Биомеханика	–	наука о законах механического движения в живых системах
Вейвлет анализ	–	математическая функция, позволяющая анализировать различные частотные компоненты данных
Гц	–	герц
ДЕ	–	совокупность мышечных волокон, которые
Двигательные единицы	–	управляются одной нервной клеткой
Динамический режим работы мышц	–	работа мышц с изменением длины
Концентрический режим работы мышц	–	преодолевающий режим работы мышц, уменьшение длины мышцы при ее сокращении
КЧРМ	–	критическая частота различения мельканий
КЧСМ	–	критическая частота слияния мельканий

мВ	–	милливольт
МОШ	–	момент отделения штанги от помоста
М-ответ	–	моторный ответ
НМА	–	нервно-мышечный аппарат
ОДА	–	опорно-двигательный аппарат
ОЦМ	–	общий центр масс
Подъем на грудь	–	первый прием классического толчка
ПД	–	потенциал действия
Подрыв	–	второй период движения в рывке и подъеме на грудь, включающий фазу амортизации и финального разгона штанги
Подсед	–	третий период движения в рывке и подъеме на грудь, включающий фазу безопорного и опорного подседа
РДО	–	реакция на движущийся объект
с	–	секунда
Стабилометрия	–	способ количественного исследования характеристик управления позой у человека, на основе измерения координат центра давления в плоскости опоры
Статический режим работы мышц	–	изометрический режим работы мышц, мышцы работают без изменения своей длины
Тензодинамометрия	–	метод, позволяющий зарегистрировать усилия, развиваемые спортсменом при выполнении различных физических упражнений
Тип мышечных волокон	–	различия мышечных волокон по механическим и метаболическим свойствам
Плиометрический режим работы мышц	–	уступающий динамический режим работы мышц, при котором происходит увеличение длины мышцы, то есть ее растяжение

у.е.	– условная единица
ФПВ	– функциональная проба «Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco»
ЭНМГ, ЭМГ, Электромиография	– метод исследования биоэлектрических потенциалов, возникающих в скелетных мышцах при возбуждении мышечных волокон, регистрация электрической активности мышц
P	– мощность
V	– скорость
SD	– Standard deviation, стандартное отклонение

Список литературы

1. Абульханова, К.А. Время личности и ее жизненного пути / К.А. Абульханова // Институт психологии Российской академии наук. Человек и мир. – 2017. – Т. 1, № 1. – С. 165-200.
2. Абуталимова, С.М. Биоэлектрическая активность мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении рывка / С.М. Абуталимова, Ю.В. Корягина, С.В. Нопин, Г.Н. Тер-Акопов // Человек. Спорт. Медицина. – 2022. – Т. 22, № 2. – С. 84-91.
3. Абуталимова, С.М. Показатели функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов при выполнении физических упражнений / С.М. Абуталимова, С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации базы данных №2021621916, 09.09.2021.
4. Агаджанян Н.А. Проблемы адаптации и учение о здоровье / Н.А. Агаджанян – М.: Издательство РУДН, 2006. – 281 с.
5. Акимова, Л. Н. Категории и понятия психологии времени / Л.Н. Акимова // Вісник Одеського національного університету. Психологія. – 2013. – Т. 18, № 22-1. – С. 8-15.
6. Анохин, П.К. Избранные труды: Кибернетика функциональных систем / П.К. Анохин. – М., 1998. – 400 с.
7. Бабик, Т.М. Морфофункциональная адаптация организма высококвалифицированного спортсмена: методологический аспект исследования / Т. М. Бабик, А. Ф. Попова, И. Ф. Харина // Известия ТулГУ. Физическая культура. Спорт. – 2021. – № 4. – С.81-89.
8. Бакиев, Д.А. Зависимость результата контрольного упражнения по стрельбе от психомоторных функций сотрудников органов внутренних дел / Д.А. Бакиев, Р.Р. Халфина, Д.З. Шибкова // Теория и практика физической культуры. – 2016. – № 7. – С. 44-46.
9. Балберова, О.В. Параметры функциональной подготовленности, сопряженные с высокой физической работоспособностью у спортсменов

циклических видов спорта / О.В. Балберова, Е.В. Быков, А.В. Чипышев, Е.Г. Сидоркина // Современные вопросы биомедицины. – 2020. – Т. 4, № 3 (12). – С. 5-14.

10. Базанова, В.В. Проявление типа темперамента в спортивной деятельности велосипедистов, специализирующихся в велоспорте маунтинбайк / В.В. Базанова, А.А. Залиханова // Рудиковские чтения. – 2019. – С. 51-55.

11. Байгужина, О.В. Психофизиологический статус спортсменов, занимающихся бадминтоном / О.В. Байгужина, В.Б. Рубанович, О.Б. Никольская // Психология. Психофизиология. – 2021. – Т. 14, № 1. – С. 97-110.

12. Байгужина, О.В. Нейродинамические предикторы точности двигательной реакции / О.В. Байгужина, М.В. Шапошникова, О.А. Комиссарова, О.Б. Никольская // Человек. Спорт. Медицина. – 2020. – Т. 20, №. S2. – С. 26-30.

13. Балюк, В. Г. Влияние вида спортивной деятельности на некоторые свойства нервной системы / В.Г. Балюк, Н.В. Балюк // Физическая культура: воспитание, образование, тренировка. – 2015. – № 3. – С. 25-28.

14. Батуев, А.С. Высшая нервная деятельность / А.С. Батуев. – СПб.: Лань, 2002. – 416 с.

15. Бахарева, А.С. Особенности функционального ответа организма лыжников-гонщиков с различными скоростными показателями в нагрузочном тесте / А.С. Бахарева, Д.З. Шибкова, В.В. Эрлих // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т. 6, № 2(19). – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_3.

16. Бачериков, Е.Л. Оценка вестибулярной функции в условиях спортивной деятельности как характеристика статокINETической устойчивости организма в функциональной подготовленности спортсмена / Е.Л. Бачериков, Д.А. Сарайкин, Д.А. Дятлов, Ю.Г. Камскова // Теория и практика физической культуры. – 2022. – № 3. – С.100-102.

17. Беляев, А.Г. Влияние магнитной стимуляции на силовые возможности скелетных мышц / А.Г. Беляев. – дисс... канд. биол. наук, 03.03.01. – Смоленск, 2015. – 115 с.

18. Белякова, А.С. Специфика психомоторной подготовки начинающих

легкоатлетов с разным морфотипологическим статусом / А.С. Белякова – дисс. ... канд. пед. наук: 13.00.04. – Красноярск: Красноярский государственный педагогический университет им. В.П. Астафьева., 2021. – 303 с.

19. Бердичевская, Е.М. Типологические свойства нервной системы и функциональные асимметрии юношей-боксеров / Е.М. Бердичевская, А.С. Гронская, В.И. Черенкевич // Физическая культура, спорт - наука и практика. – 2008. – № 1. – С.33-36.

20. Бердичевская, Е.М. Применение стабилотрии для анализа функции равновесия у спортсменов / Е.М. Бердичевская // Журнал медико-биологических исследований. – 2017. – № 1. – С. 93-95.

21. Бердичевская, Е.М. Функциональные асимметрии в адаптации человека к экстремальным нагрузкам в настольном теннисе: монография / Е.М. Бердичевская, Е.С. Тришин – Краснодар: РИО КУФКСТ, 2018 – 171 с.

22. Бердичевская Е.М. Электрофизиологические корреляты пострурального контроля у квалифицированных гребцов на каноэ, предпочитающих левостороннюю стойку / Е. М. Бердичевская, Л. В. Черенкова // Управление движением. Motor Control 2020: материалы VIII Российской с международным участием конференции по управлению движением (Петрозаводск, 20-22 апреля 2020 г.). – Петрозаводск, 2020. – С.49-50.

23. Бернштейн, Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности / Н.А. Бернштейн. – М.: Медицина, 1966. – 349 с.

24. Бернштейн, Н.А. Избранные труды по биомеханике и кибернетике / Н.А. Бернштейн. 2-ое издание. – М.: ТВТ Дивизион, 2017. – 320 с.

25. Бондаренко, К.К. Изменение параметров «срочной» адаптации организма квалифицированных каратистов при напряженной тренировочной деятельности / К.К. Бондаренко, А.Е. Бондаренко // Функциональные возможности, энергетические и адаптационные резервы организма спортсменов при интенсивной мышечной деятельности. – Репозиторий Гомельского ГМУ, 2019. – С.81-83.

26. Борщ, М.К. Суммарная электромиография как критерий предупреждения переутомления нервно-мышечного аппарата пятиборцев в

соревновательном периоде подготовки / М.К. Борщ, Е.В. Хроменкова // Состояние и перспективы технического обеспечения спортивной деятельности Сборник статей (материалы IV Международной научно-технической конференции). – Минск, 2016. – С. 27-32 .

27. Бредихина, Ю.П. Физиологические основы координации парных двигательных действий у спортсменов (на примере спортивных бальных танцев) / Ю.П. Бредихина. – дисс. канд. мед. наук, 03.03.01. – Томск, 2013. – 132 с.

28. Бугаец, Я.Е. Вестибулярная устойчивость пловцов / Я.Е. Бугаец, А.С. Гронская, М.В. Малука [и др.] // Актуальные вопросы физической культуры и спорта. – 2018. – Т. 20. – С. 183-189.

29. Быков, Е.В. Функциональное состояние спортсменов с различными показателями качества функции равновесия / Е.В. Быков, М.М. Кузиков, Н.Г. Зинурова, К.Г. Денисов // Вестник ЮУрГУ. – 2012. – № 21 (31). – С. 22-25.

30. Быков, Е.В. Динамика показателей стабилотрии в соревновательном периоде в оценке функционального состояния хоккеистов / Е.В. Быков, Н.Г. Зинурова, А.А. Плетнев, А.В. Чипышев // Фундаментальные исследования. – 2012. – № 9-4. – С. 796-800.

31. Винничук, Ю.Д. Маркеры повреждения мышечной ткани у спортсменов / Ю.Д. Винничук, И.В. Чикина // Вестник проблем биологии и медицины. – 2016. – № 2 (3). – С. 288-293.

32. Власова, С.В. Количественная электромиографическая оценка межмышечного взаимодействия у спортсменов / С.В. Власова, В.И. Ходулев, Г.Н. Пономарев // В поисках нового прорыва. – 2016. – № 8. – С.97-99.

33. Волков, В.К. Основы конструктивной теории адаптации / В.К. Волков, В.И. Козлов, Ю.В. Струк // Культура физическая и здоровье. – 2017. – № 2. – С. 111-115.

34. Гаже, П-М. Постурология. Регуляция и нарушения равновесия тела человека: пер. с франц. / П-М. Гаже, Б. Вебер. – СПб.: Изд. дом СПбМАПО, 2008. – 316 с.

35. Галимова, А.С. Оценка психофизиологического статуса юных теннисистов с учетом свойств нервной системы / А.С. Галимова, Е.В. Данилов // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – № 4. – URL: <https://science-education.ru/ru/article/view?id=9919> (дата обращения: 23.12.2022).

36. Гамалий, В. Координация мышечных напряжений как составляющая техники двигательных действий человека / В. Гамалий // Наука в олимпийском спорте. – 2008. – № 1. – С. 102-105.

37. Герасименко Ю.П. Сенсорно-моторная нейромодуляция нейронных сетей и новые стратегии двигательной реабилитации / Ю.П. Герасименко, И.Б. Козловская // Управление движением. Motor Control 2020: материалы VIII Российской с международным участием конференции по управлению движением (Петрозаводск, 20-22 апреля 2020 г.). – Петрозаводск, 2020. – С.11-12.

38. Гилева, О.Б. Индивидуальные и возрастные различия времени зрительно-моторной реакции у школьников 7-16 лет г. Екатеринбурга / О.Б. Гилева // Экология человека. – 2011. – № 4. – С.43-49.

39. Гимазов Р.М. Концепция о последовательности решений двигательных задач в нервной системе / Р.М. Гимазов // Управление движением. Motor Control 2020: материалы VIII Российской с международным участием конференции по управлению движением (Петрозаводск, 20-22 апреля 2020 г.). – Петрозаводск, 2020. – С.33-34.

40. Голубев, Д.В. Вегетативный контроль двигательной производительности юных футболистов / Д.В. Голубев, Ю.А. Щедрина // Управление движением. Motor Control 2020: материалы VIII Российской с международным участием конференции по управлению движением (Петрозаводск, 20-22 апреля 2020 г.). – Петрозаводск, 2020. – С.62.

41. Городничев, Р.М. Физиология силы / Р.М. Городничев, В.Н. Шляхтов. – М.: Спорт, 2016. – 232 с.

42. Гржибовский, А.М. Сравнение количественных данных трех и более независимых выборок с использованием программного обеспечения Statistica и

SPSS: параметрические и непараметрические критерии / А.М. Гржибовский, С.В. Иванов, М.А. Горбатова // Наука и здравоохранение. – 2016. – № 4. – С.5-37.

43. Грушко, А.И. Диагностика времени моторной реакции в различных видах спорта / А.И. Грушко, К.А. Бочавер, А.В. Квитчастый [и др.] // Спортивный психолог. – 2016. – № 1. – С. 82-87.

44. Гурфинкель, В.С. Концепция схемы тела и моторный контроль. / В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик // Интеллектуальные процессы и их моделирование. Организация движений. – М.: Наука. 1991. – С. 59–105.

45. Гурфинкель, В.С. Механизмы поддержания вертикальной позы / В.С. Гурфинкель, Ю.С. Левик // Сборник статей по стабиллографии. – Таганрог: ЗАО «ОКБ «РИТМ», 2006. – С. 5-11.

46. Давиденко, Д.Н. Проблема резервов адаптации организма спортсмена / Д.Н. Давиденко // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2005. – № 18. – С.15-25.

47. Данилова, Н. Н. Физиология высшей нервной деятельности / Н.Н. Данилова, А.Л. Крылова. – Ростов-на-Дону: Феникс, 2002. – 480 с.

48. Дворкин, Л.С. Специальная физическая подготовка высококвалифицированных борцов греко-римского стиля на основе развития взрывной силы. / Л.С. Дворкин, С.М. Ахметов, А.И. Меньшиков, И.И. Иванов // Физическая культура, спорт - наука и практика. – 2015. – № 3. – С. 9-14.

49. Дворкин, Л.С. Моделирование двигательных действий силового характера на основе электромиографических исследований высококвалифицированных борцов / Л.С. Дворкин, О.И. Дюшко // Культура физическая и здоровье. – 2019. – №. 3. – С. 75-79.

50. Дворкин Л.С. Особенности специальной физической подготовки подростков при выполнении толчка штанги в изокинетическом режиме / Л.С. Дворкин, А.А. Попов // Современные вопросы биомедицины. – 2023. – Т. 7, №. 3. – С. 39-45.

51. Денисенко, Ю.П. Механизмы срочной адаптации организма спортсменов к воздействиям физических нагрузок / Ю.П. Денисенко // Теория и

практика физической культуры. – 2005. – № 3. – С. 14-18.

52. Денисенко, Ю.П. Стратегия долговременной адаптации к физическим нагрузкам и их влияние на эффективность спортивной деятельности / Ю.П. Денисенко, Ю.В. Высочин, Л.Г. Яценко // Теория и практика физической культуры. – 2012. – № 8. – С. 27-30

53. Донской, Д.Д. Биомеханика / Д.Д. Донской, В.М. Зациорский. – М.: Физкультура и спорт, 1979. – 250 с.

54. Дроздовский, А.К. Нейродинамические характеристики спортсменов высокой квалификации // Проявление типологических особенностей свойств нервной системы и психологических типов в образовании, профессиях, спорте и в семье. Опыт применения в научных исследованиях и на практике двигательных методик Е. П. Ильина для измерения свойств нервной системы: сб. авторских научных публикаций / А.К. Дроздовский. – СПб.: «Реноме», 2017. – С.80-85.

55. Друшевская, В.Л. Особенности «чувства пространства» и вестибулярная устойчивость у акробатов разной квалификации / В.Л. Друшевская, Г.Д. Алексанянц // Вестник Адыгейского государственного университета. Серия 4: Естественно-математические и технические науки. – 2010. – № 3. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/osobennosti-chuvstva-prostranstva-i-vestibul-yarnaya-ustoychivost-u-akrobatov-raznoy-kvalifikatsii> (дата обращения: 15.08.2021).

56. Дудел, Д. Физиология человека / Д. Дудел, И. Рюэтт, Р. Шмидт, В. Янг. – М.: Мир, 1985. – Т.1. – 228 с.

57. Епишев, В.В. Постуральный баланс у легкоатлетов-бегунов на средние дистанции / В.В. Епишев, К.Е. Рябина, А.П. Исаев, В.В. Эрлих // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21, № 2. – С. 166-177.

58. Замчий Т.П. Морфофункциональные аспекты адаптации к силовым видам спорта / Т.П. Замчий, Ю.В. Корягина. – Омск: СибГУФК, 2012. – 156 с.

59. Захаров, А.А. Организационно-методические и научно-педагогические составляющие биомеханического контроля в спорте / А.А. Захаров, А.А. Шалманов, Е.А. Лукунина // Физическая культура: воспитание, образование, тренировка. – 2018. – № 5. – С. 26-31.

60. Захарова, А.Н. Особенности сенсомоторных процессов у спортсменок с учетом специализации / А.Н. Захарова, Г.С. Лалаева, Л.В. Капилевич // Теория и практика физической культуры. – 2014 – № 11. – С.30-32.
61. Иваненко, Ю.П. Структурно-функциональная и информационная организация моторного выхода системы управления позой и ходьбой человека / Ю.П. Иваненко. – дис.... д-ра. биол. наук: 03.01. 09. – М.: 2016. – 188 с.
62. Ильин, Е.П. Психомоторная организация человека / Е.П. Ильин. – М.: 2003. – 384 с.
63. Ильин, Е.П. Дифференциальная психофизиология мужчины и женщины / Е.П. Ильин. — СПб.: Питер, 2003. – 544 с.
64. Иорданская, Ф.А. Мониторинг функциональной подготовленности высококвалифицированных спортсменов и совершенствование программного обеспечения в процессе тренировочных мероприятий / Ф.А. Иорданская, Т.Ф. Абрамова, Н.К. Цепкова [и др.] // Вестник спортивной науки. – 2018. – № 5. – С. 37-44.
65. Исаев, А.П. Стратегии формирования адаптационных реакций у спортсменов. Основы теории адаптации и закономерности ее формирования в спорте высоких и высших достижений / А.П. Исаев, В.В. Рыбаков, В.В. Эрлих [и др.] // Человек. Спорт. Медицина. – 2012. – Т. 21 (280). – С.46-56.
66. Иссурин, В.Б. Координационные способности спортсменов / В.Б. Иссурин, В.И. Лях. – М.: Спорт, 2019. – 208 с.
67. Йегер, Й.М. Мышцы в спорте. Анатомия. Физиология. Тренировка. Реабилитация / Й.М. Йегер, К. Крюгер. – М.: Практическая медицина, 2016. – 408 с.
68. Казызаева, А.С. Структура специализированных восприятий у пловцов различной специализации / А.С. Казызаева, М.Д. Бакшеев, Г.А. Тарасевич // Омский научный вестник. – 2015. – № 3(139). – С.153-157.
69. Калининкова, Ю.Г. Физиологические реакции организма спортсменов на ритмическую нагрузку / Ю.Г. Калининкова, Е.С. Иноземцева, Л.В. Капилевич // Теория и практика физической культуры. – 2017. – № 10. – С. 91-92.

70. Капилевич, Л.В. Совершенствование техники выполнения волейболистами прямого нападающего удара методом компьютерной стабิโลграфии / Л.В. Капилевич, Е.В. Кошельская, В.И. Андреев, И.А. Зюбанова // Теория и практика физической культуры. – 2011. – № 9. – С. 66-69.

71. Капилевич, Л.В. Стабилметрические характеристики равновесия и устойчивости футболистов / Л.В. Капилевич, Ю.А. Гаевая, М.О. Шельгорн, А.А. Ильин // Теория и практика физической культуры. – 2019. – Т. 10. – С.52-53.

72. Капилевич, Л.В. Биоэлектрическая активность мышц при выполнении ударов по мячу у студентов, занимающихся зимним футболом / Л.В. Капилевич, Ю.А. Гаевая, А.А. Ильин // Человек. Спорт. Медицина. – 2020. – Т. 20, № 2. – С. 5-13.

73. Кобринский, М.Е. К вопросу о функциональной подготовке в спорте / М. Е. Кобринский, А.Г. Нарский // Ученые записки Белорусского государственного университета физической культуры. – 2020. – № 23. – С. 81-89.

74. Киреева, З.А. Психологические исследования феномена времени в истории Одесского университета / З. А. Киреева // Вісник Одеського національного університету. Психологія. – 2012. – Т. 17, № 3. – С. 63-70.

75. Ковалева, А.В. Исследование чувства ритма у спортсменов разного уровня квалификации / А.В. Ковалева, В.М. Турнаев, В.Н. Касаткин // Психология спорта: наука, искусство, профессия / Под ред. К. А. Бочавера, Л.М. Довжик. – М.: Московский институт психоанализа – Когито-Центр, 2019. – С.123-126.

76. Коваленко, Е.В. Сравнительный анализ психофизиологических особенностей спортсменов различной квалификации, занимающихся карате / Е.В. Коваленко, В.А. Ляпин // Вопросы функциональной подготовки в спорте высших достижений. – 2014. – № 1. – С. 105-112.

77. Коломиец, О.И. Особенности функционального состояния центральной нервной системы у спортсменов с различной направленностью тренировочного процесса / О.И. Коломиец, Н.П. Петрушкина, Е.В. Быков, И.А. Якубовская // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2017. – Т. 12(2). – С. 217-225.

78. Кондрашкин, П.В. Связь болевой чувствительности, оцененной методом тензоалгометрии, с индивидуально-типологическими особенностями личности / П.В. Кондрашкин, Д.З. Шибкова, В.М. Кирсанов // Агаджаньяновские чтения : Материалы II Всероссийской научно-практической конференции. – Москва: Российский университет дружбы народов (РУДН), 2018. – С. 133-134.

79. Кононович, Н.А. Особенности показателей максимальной частоты движений спортсменов-олимпийцев / Н.А. Кононович, Л.В. Шукевич, А.А. Зданевич / Сборник научных работ студентов Республики Беларусь «НИРС 2013». – Минск: Изд. центр БГУ, 2014. – URL: <https://elib.bsu.by/handle/123456789/225916> (дата обращения: 23.12.2022)

80. Корягина, Ю.В. Характеристика временных свойств человека (физиологические аспекты) / Ю.В. Корягина, А.И. Малко, Н.А. Бугаева, И.И. Колбасюк // Успехи современного естествознания. – 2003. – № 11. – С. 59-60. – URL: <https://natural-sciences.ru/ru/article/view?id=15250> (дата обращения: 23.12.2022)

81. Корягина, Ю.В. Восприятие времени и пространства в спортивной деятельности / Ю.В. Корягина. – М: Теория и практика физической культуры, 2006. – 214 с.

82. Корягина, Ю.В. Определитель индивидуальной единицы времени / Ю.В.Корягина, С.В. Нопин // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2005611543, 23.06.2005.

83. Корягина, Ю.В. Особенности процессов восприятия времени и пространства и их ритмическая организация у спортсменов / Ю. В. Корягина. – дисс. докт. биол. наук, 03.03.03. – Томск, 2007. – 343 с.

84. Корягина, Ю.В. Развитие специфических видов сенсомоторных реакций в тренировочном процессе бадминтонистов / Ю.В. Корягина // Омский научный вестник. – 2008. – № 1 (63). – С. 142-144.

85. Корягина, Ю.В. Аппаратно-программный комплекс «Спортивный психофизиолог» / Ю.В. Корягина, С.В. Нопин // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ №2010617789, 24.11.2010.

86. Корягина, Ю.В. Научно-методическое обеспечение сборных команд в спортивных играх / Ю.В. Корягина, В.А. Блинов, С.В. Нопин. – Омск: Изд-во СибГУФК, 2016. – 130 с.

87. Корягина, Ю.В. Применение электронейромиографии в спортивной медицине / Ю.В. Корягина, Л.Г. Роголева // Современные вопросы биомедицины. – 2018. – № 1. – С. 2.

88. Корягина Ю.В. Хронобиологический подход в практике восстановительных мероприятий у спортсменов / Ю.В. Корягина, С.В. Нопин, Г.Н. Тер-Акопов [и др.]. – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2020. – 112 с.

89. Кушнир, Е.А. Особенности восприятия времени и временной перспективы беременных женщин / Е.А. Кушнир // Вісник Одеського національного університету. Психологія. – 2014. – Т. 19, № 3(33). – С. 64-72.

90. Ланская, О.В. Двигательная пластичность спинного мозга при занятиях различными видами спорта / О.В. Ланская, Е.Ю. Андриянова, Е.В. Ланская // Наука и спорт: современные тенденции. – 2015. – № 2. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/dvigatelnaya-plastichnost-spinnogo-mozga-pri-zan-yatiyah-razlichnymi-vidami-sporta> (дата обращения: 23.07.2021).

91. Ланская, О.В. Характеристики биоэлектрической активности мышц при реализации двигательных действий пауэрлифтерами, баскетболистами и представителями легкоатлетического бега / О.В. Ланская, Е.В. Ланская // Российско-китайский научный журнал «Содружество» Ежемесячный научный журнал. – 2016. – № 4. – С. 95.

92. Ланская, О.В. Механизмы пластичности кортико-спинальных и нервно-мышечных структур при занятиях различными видами спорта: монография / О.В. Ланская, Е.В. Ланская. – М.: РУСАЙНС, 2019. – 190 с.

93. Либуркина, С.П. Интерфейс мозг-компьютер на основе представления движения с вибротактильной модальностью стимулов / С.П. Либуркина, А.Н. Васильев, Л.В. Яковлев [и др.] // Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. – 2017. – Т. 67, № 4. – С.414-429

94. Лойко, Т.В. Морфофункциональная специализация спортсмена в свете теории адаптации / Т.В. Лойко // Мир спорта. – 2017. – № 1 (66) – С. 60-64.

95. Ложкина, Н.И. Показатели вестибулярной устойчивости у спортсменов различных специализаций / Н.И. Ложкина, Т.П. Замчий // Успехи современного естествознания. – 2013. – № 2. – С. 120-121.

96. Лукьянчук Д.В. Влияние расслабления мышц ног на скорость реакции выбора тхэквондистов / Д.В. Лукьянчук, С.А. Саулите // Актуальные вопросы развития физической культуры и массового спорта. – 2014. – С. 290-293.

97. Мавлиев, Ф.А. Влияние ортостатического воздействия на гемодинамические показатели и функцию равновесия у спортсменов, занимающихся борьбой / Ф.А. Мавлиев, А.С. Назаренко // Наука и спорт: современные тенденции. – 2017. – Т. 16, № 3. – С.47-53.

98. Мавлиев, Ф.А. Метрологическая оценка тренировочных и соревновательных упражнений тяжелоатлетов / Ф.А. Мавлиев, А. И. Пьянзин, А.М. Мохсень [и др.] // Человек. Спорт. Медицина. – 2020. – Т. 20, № 4. – С. 111-119.

99. Малыхин, М.Ю. Структурная организация биомеханических систем / М.Ю. Малыхин, А.И. Небожин, И.А. Рябухин // Мануальная терапия. – 2009. – № 2. – С. 11-17.

100. Мельников, А.А. Функция равновесия у спортсменов-борцов: монография / А.А. Мельников, А.Д. Викулов, М.В. Малахов. – Ярославль: Изд-во ЯГПУ им. К.Д. Ушинского, 2016. – 153 с.

101. Мельников, А.А. Эффективность восстановления вертикальной позы после толчка у спортсменов разных специализаций / А.А. Мельников, В.В. Филева, М.В. Малахов // Физиология человека. – 2017. – Т. 43, № 4. – С. 78-85.

102. Мельников, А.А. Сравнение постуральной устойчивости у спортсменов с разной направленностью тренировочного процесса / А.А. Мельников // Физическое воспитание и спортивная тренировка. – 2019. – № 2. – С. 60-71.

103. Меерсон, Ф.З. Адаптация к стрессорным ситуациям и физическим нагрузкам / Ф.З. Меерсон, М.Г. Пшенникова. – М.: Медицина, 1988. – 225 с.

104. Мирошников, А.Б. Гипертрофия мышечной ткани в ответ на аэробную

работу у спортсменов силовых видов спорта: поиск тренировочных методик под лампой физиологии / А.Б. Мирошников, А.В. Смоленский // Терапевт. – 2017. – № 11. – С. 17-23.

105. Михальский, А.В. Психология времени (хронопсихология) / А.В. Михальский. – М.: Московский педагогический государственный университет, 2016. – 72 с.

106. Мозжухин, А.С. Роль системы физиологических резервов спортсмена в его адаптации к физическим нагрузкам / А.С. Мозжухин, Д.Н. Давиденко // Физиологические проблемы адаптации. – Тарту: [б.и.], 1984. – С. 84-87.

107. Назаренко, А.С. Влияние вестибулярного раздражения на статокINETическую устойчивость спортсменов различных специализаций / А.С. Назаренко, А.С. Чинкин // Наука и спорт: современные тенденции. – 2015. – Т. 7, № 2. – С. 78-85.

108. Наконечная Л. Е. Индивидуально-психологические и гендерные особенности спортсменов единоборцев высокой квалификации / Л. Е. Наконечная, Е. В. Романина // Психология физической культуры и спорта. – 2015. – С. 119-125.

109. Неупокоев, С.Н. Физиологические основы совершенствования координационных и скоростно-силовых характеристик баллистических ударных движений: на примере бокса / С.Н. Неупокоев. – дис... канд. биол. наук: 03.03.01. – Томск: Нац. исслед. Том. гос. ун-т., 2018. – 144 с.

110. Нехорошкова, А.Н. Сенсомоторные реакции в психофизиологических исследованиях (обзор) / А.Н. Нехорошкова, А.В. Грибанов, И.С. Депутат // Журнал медико-биологических исследований. – 2015. – № 1. – С.38-48.

111. Николаев, С.Г. Атлас по электронейромиографии / С.Г. Николаев. – Иваново: ИПК «ПресСто», 2010. – 468 с.

112. Новиков, А.С. Оценка подвижности звеньев опорнодвигательного аппарата хоккеистов на начальном этапе подготовки / А.С. Новиков, Ю. П. Салова // Вестник Сибирского государственного университета физической культуры и спорта. – 2022. – № 4(5). – С. 55-60.

113. Нопин, С.В. Разработка технологических систем для научно-методического обеспечения спортивной подготовки (на примере спортивных игр) / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, В.А. Блинов. – Омск: СибГУФК, 2017. – 169 с.

114. Нопин, С.В. Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического рывка / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2020660142, 28.08.2020. Заявка № 2020619210 от 20.08.2020.

115. Нопин, С.В. Биомеханическая и электромиографическая экспресс-оценка тяжелоатлетического толчка / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2020660143, 28.08.2020. Заявка № 2020619201 от 20.08.2020.

116. Нопин, С.В. Применение методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности / С.В. Нопин, И.П. Сивохин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов, С.М. Абуталимова – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2020. – 74 с.

117. Нопин, С. В. Использование современных технологий биомеханики и электромиографии для тестирования функционального состояния опорно-двигательного аппарата спортсменов тяжелоатлетов / С. В. Нопин, Ю. В. Корягина, Г. Н. Тер-Акопов // Медицина экстремальных ситуаций. – 2020. – Т. 22, № 2. – С. 223-230.

118. Нопин, С.В. Спортивный нагрузочный тест повторных прыжков Bosco / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации программы для ЭВМ 2021619879, 18.06.2021. Заявка № 2021619170 от 11.06.2021.

119. Нопин, С.В. Сравнительная характеристика биомеханики тяжелоатлетического толчка у мужчин и женщин / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов, С.М. Абуталимова // Теория и практика физической культуры. – 2021. – № 7. – С. 10-12.

120. Нопин, С.В. Физиологический и биомеханический контроль функционального состояния двигательной системы спортсменов / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина. – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2021. – 176 с.

121. Нопин, С.В. Способ биомеханической и электромиографической оценки тяжелоатлетических упражнений / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на изобретение RU 2756567 С1, 01.10.2021.

122. Нопин, С.В. Теппинг-тест как показатель эффективности, силы и выносливости нервной системы у спортсменов различных видов спорта / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Ю.В. Кушнарера // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т. 6, № 2. – DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_10

123. Нопин, С.В. Нейромоторные характеристики спортсменов. / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Свидетельство о регистрации базы данных № 2022620362 от 28.02.2022.

124. Нопин, С.В. Схема «Классификация видов спорта по нейродинамическим параметрам времени простой сенсомоторной реакции спортсменов» / С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, Г.Н. Тер-Акопов // Патент на промышленный образец №136767, 23.05.2023. Заявка № 2022505780/49 от 27.12.2022.

125. Озеров, В.П. Психомоторные способности человека. / В.П. Озеров. – Дубна Феникс+, 2002. – 320 с.

126. Павленкович, С.С. Типологические особенности темперамента и свойства нервной системы студентов командных и индивидуальных видов спорта в условиях соревновательной деятельности / С.С. Павленкович, Т.А. Беспалова, Л.К. Токаева, И.В. Смышляева // Физическая культура, спорт-наука и практика. - 2018. – № 2. – С.110-116.

127. Павлова, В.И. Физиологические и психофизиологические особенности сенсомоторной адаптации у единоборцев разных квалификаций / В.И. Павлова, М.С. Терзи, Д.А. Сарайкин // Фундаментальные исследования. – 2014. – Т. 7, № 6. – С. 412-417.

128. Персон, Р.С. Теоретические основы трактовки электромиограммы / Р.С. Персон // Физиология человека. – 1987. – Т. 13, № 4. – С. 659-673.

129. Петрушкина, Н.П. Информативность показателей, характеризующих вегетативный статус спортсмена при мышечной деятельности / Н.П. Петрушкина, О.И. Коломиец, Я. В. Латышин [и др.] // Ученые записки Крымского федерального университета имени В.И. Вернадского. Биология. Химия. – 2019. – Т. 5(4). – С. 91-101.

130. Петрушкина, Н.П. Уровень агрессии и нейродинамические характеристики спортсменов пубертатного возраста / Н. П. Петрушкина, О. И. Коломиец, Я.В. Латышин [и др.] // Психология. Психофизиология. – 2020. – Т. 13, № 4. – С. 108-115.

131. Пискунов, И.В. Электромиографическое исследование регуляции произвольных быстрых циклических движений ног при спринтерском беге по прямой и виражу / И.В. Пискунов, С.А. Моисеев, Р.М. Городничев // Журнал медико-биологических исследований. – 2017. – № 2. – С.5-12.

132. Платонов, В.Н. Система подготовки спортсменов в олимпийском спорте. Общая теория и ее практические приложения. В 2-х томах. – Киев: Олимпийская литература, 2015. – Т. 1-2. – 820 с.

133. Платонов, В.Н. Теории адаптации и функциональных систем в развитии системы знаний в области подготовки спортсменов / В.Н. Платонов // Наука в олимпийском спорте. – 2017. – № 1. – С. 29-47.

134. Платонов, В.Н. Двигательные качества и физическая подготовка спортсменов / В.Н. Платонов. – М.: Спорт, 2019. – 656 с.

135. Попова, И.Е. Особенности зрительно-моторной реакции единоборцев различного возраста и квалификации / И.Е. Попова, Н.А. Вареников, О.В. Губин, В.М. Лихачева // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2021. – № 7(197). – С.296-300.

136. Поповская, М.Н. Регуляция концентрического мышечного сокращения у спортсменов, адаптированных к двигательной деятельности разной

направленности / М.Н. Поповская, С.А. Моисеев, И.И. Таран [и др.] // Наука и спорт: современные тенденции. – 2018. – Т. 18, №. 1. – С. 101-105.

137. Поповская, М.Н. Изменение электрической активности мышц при выполнении мышечных сокращений у баскетболистов и бегунов на короткие и длинные дистанции / М.Н. Поповская, С.А. Моисеев, С.М. Иванов [и др.] // Медико-физиологические проблемы экологии человека. – 2018. – С. 225-227.

138. Поповская, М.Н. Регуляция мышечных сокращений у спортсменов, адаптированных к двигательной деятельности разной направленности / М.Н. Поповская. – дисс... канд. биол. наук, 03.03.01. – М.: ГЦОЛИФК, 2019. – 108 с.

139. Поповская, М.Н. Регуляция мышечных сокращений различного типа у спортсменов, адаптированных к стереотипной и ситуационной двигательной деятельности / М.Н. Поповская, С.А. Моисеев, С.М. Иванов, Р.М. Городничев // Физиология человека. – 2019. – Т. 45(2). – С. 87-95.

140. Приймаков, А.А. Функциональные резервы системы управления произвольными движениями при напряженной мышечной деятельности / А.А. Приймаков, Е. Ейдер, С.И. Присяжнюк, Н.С. Мазурок // Науковий вісник Південноукраїнського національного педагогічного університету імені К.Д. Ушинського. – 2020. – № 3 (132). – С. 31-40.

141. Пухов, А.М. Электромиографические характеристики результативности прицельных движений человека (на примере стрельбы из лука и пистолета) / А.М. Пухов. – автореф. дис...канд. биол. наук. – Смоленск, 2013. – 23 с.

142. Пьянзин, А.И. Формирование функциональных систем как основа адаптации организма спортсмена к нагрузкам / А.И. Пьянзин // Наука и спорт: современные тенденции. – 2014. – Т. 1, №. 1 (2). – С.33-45.

143. Разумникова, О.М. Селекция зрительных иерархических стимулов на глобальном и локальном уровнях у мужчин и женщин. / О.М. Разумникова, Н.В. Вольф // Физиология человека. – 2011. – Т.37(2). – С. 14-19.

144. Ратанова, Т.А. Возрастное развитие эффективности дифференцирования разных стимул-объектов и изменение ее связей с показателями интеллекта. / Т.А.

Ратанова, Н.И. Чуприкова // Дифференционно-интеграционная теория развития.— 2014. — Книга 2. — С.435-452.

145. Ревенко, Е.М. Типологический комплекс свойств нервной системы как системообразующий фактор развития двигательных способностей / Е.М. Ревенко, Т.Ф. Зелова, В.А. Сальников // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. — 2019. — № 1 (167). — С.241-247.

146. Роголева, Л.Г. Психодинамические характеристики высококвалифицированных спортсменов разного пола и спортивной специализации / Л.Г. Роголева // Современные вопросы биомедицины. — 2018. — Т. 2, № 1. — С. 21-21.

147. Романов, Ю.Н. Компьютерная стабิโลграфия в пространственной оценке гравитационных воздействий на кикбоксеров. / Ю.Н. Романов, А.П. Исаев // Теория и практика физической культуры. 2011. — № 7. — С. 78-82.

148. Романов, Ю.Н. Реактивность центральной нервной системы у кикбоксеров с разной спортивной квалификацией / Ю. Н. Романов, Д. З. Шибкова, П. А. Байгужин // Современные вопросы биомедицины. — 2022. — Т. 6, № 4(21). — DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_04_12.

149. Румянцева В.Д. Динамика биохимических показателей крови высококвалифицированных спортсменок в биатлоне в зависимости от направленности тренировочных нагрузок / В. Д. Румянцева, И. Л. Рыбина // Прикладная спортивная наука. — 2021. — № 2(14). — С. 76-81.

150. Сабирова, И.А. Компьютерная стабילוграфия в исследовании статокINETической устойчивости в пулевой стрельбе / И.А. Сабирова, С.В. Седоченко, А.А. Ломакин // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. — 2011. — Т. 82, № 12. — С. 140-143.

151. Селуянов, В.Н. Биомеханизмы как основа развития биомеханики движений человека (спорта) / В.Н. Селуянов, А.А. Шалманов, Берхаием Айдед // Теория и практика физической культуры. — 1995. — № 7. — С. 6-10.

152. Сергеева К.В. Спектр мощности ЭМГ во время эксцентрического и концентрического режимов сокращения с возрастающей нагрузкой / К.В. Сергеева,

Р.В. Тамбовцева // Теория и практика физической культуры. – 2020. – № 4. – С. 11-13.

153. Сеченов, И.М. Участие нервной системы в рабочих движениях человека. Физиология нервной системы. Избранные труды. – 1952. – № 3. – С. 150-154.

154. Сивохин, И.П. Методические основы подготовки спортсменов в тяжелой атлетике: монография / И.П. Сивохин, А.Г. Ни, Э. Туркилери. – Алматы, 2017. – 290 с.

155. Сивохин, И.П. Совершенствование техники классического рывка штанги с использованием биомеханического контроля. / И.П. Сивохин, В.Ф. Скотников, А.И. Федоров [и др.] // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте. – 2017. – С. 131-139.

156. Скотникова, Л.Н. Связь нейродинамических характеристик с показателями функциональной подготовленности мышц у представителей различных видов спорта / Л.Н. Скотникова, О.Л. Тарасова, Н.Н. Кошко // Человек. Спорт. Медицина. – 2019. – Т. 19, № 4. – С. 37-42.

157. Слива, А.С. Компьютерная стабилография в спорте и спортивной медицине / А.С. Слива, Д.В. Кривец // Известия ТРТУ. – 2006. – № 11. – С. 148-149.

158. Слива, С.С. Отечественная компьютерная стабилография: состояние, проблемы и перспективы / С.С. Слива, И.В. Кондратьев, А.С. Слива // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2008. – Т. 83(6). – С. 148-149.

159. Солодков, А.С. Адаптивные изменения функций организма при мышечной деятельности / А.С. Солодков // Физиология мышечной деятельности: Тез. докл. Междунар. конф. – М.: МГУ, 2000. – С. 135-136.

160. Солодков, А. С. Итоги и перспективы исследований проблемы адаптации в спорте // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2005. – №. 18. – С. 65-75.

161. Солодков, А. С. История и современное состояние проблемы адаптации в спорте // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2013. – №. 6 (100). – С. 123-130.

162. Сотникова, В.В. Измерение скорости зрительно-моторной реакции у юношей-спортсменов / В.В. Сотникова. – 2017. – URL: <https://elib.gsmu.by/handle/GomSMU/4478> (дата обращения: 23.12.2022)

163. Станкова, Е.П. Влияние индивидуальных характеристик ЭЭГ и психофизиологических особенностей на время реакции / Е.П. Станкова, И.Ю. Мышкин // Современные проблемы науки и образования. – 2014 – № 1. – С. 334.

164. Судаков, К.В. Функциональные системы. / К.В. Судаков – М.: Издательство Российской академии медицинских наук, 2011. – 320 с.

165. Сурина-Марышева, Е.Ф. Особенности сенсомоторной интеграции и лабильности нервной системы киберспортсменов / Е.Ф. Сурина-Марышева, А.С. Беленков, В.В. Эрлих [и др.] // Человек. Спорт. Медицина. – 2022. – Т. 22, № 1. – С. 63-69. – DOI: 10.14529/hsm220109

166. Тагаев, Х. Анализ скоростных способностей спортсмена - важный ФА / Х. Тагаев, З.А. Номозов, А.Т. Миразимов // Cultural and historical heritage in the context of a modern outlook formation. – 2015. – С. 22-23.

167. Тарабрина, Н. Ю. Психофизиологическая оценка чувства времени у футбольных арбитров различной квалификации / Н. Ю. Тарабрина, Ю. В. Краев // Наука и спорт: современные тенденции. – 2018. – Т. 21, № 4(21). – С. 152-157.

168. Тнимова Г.Т. Биохимические механизмы адаптации к физическим нагрузкам различного характера, интенсивности и длительности (экспериментальное исследование) / Г.Т. Тнимова, Л.С. Кузнецова. – Караганда: РИО «Болашак-Баспа», 2020. – 212 с.

169. Тришин, Е.С. Особенности пространственно-временных качеств спортсменов, специализирующихся в ситуационных видах спорта / Е.С. Тришин, Л.В. Катрич, Е.М. Бердичевская, О.А. Кобзев // Физическая культура, спорт - наука и практика. – 2017. – № 2. – С. 58–68

170. Тропин, Ю.Н. Сравнительный анализ сенсомоторных показателей в ракеточных спортивных играх и ударных видах единоборств / Ю.Н. Тропин, В.В. Романенко, О.А. Шевченко, А.Н. Вовк. – Единоборства. – 2021. – Р. 58-68.

171. Туровский, В.Ф. Психофизиологические особенности футболистов различного игрового амплуа / В.Ф. Туровский, Ю.В. Корягина, В.А. Блинов // Теория и практика физической культуры. – 2013. – № 7. – С. 68-72.

172. Тюпа, В.В. Биомеханика бега / В.В. Тюпа. – М.: Дивизион, 2019. – 290 с.

173. Управление движением. MotorControl 2020: материалы VIII Российской с международным участием конференции по управлению движением (Петрозаводск, 20-22 апреля 2020 г.) / под ред. О. Л. Виноградовой, Б. С. Шенкмана, Е. С. Томиловской, А. Ю. Мейгала. – Петрозаводск: Издательство ПетрГУ, 2020. – 89 с.

174. Фарфель, В.С. Управление движениями в спорте / В.С. Фарфель. – М.: Советский спорт, 2011. – 202 с.

175. Фомина, Е.В. Функциональная асимметрия мозга и адаптация человека к экстремальным спортивным нагрузкам / Е.В. Фомина. – дис...д-ра биол. наук 03.00.13. – Тюмень, 2006. – 40 с.

176. Фудин, Н.А. Анализ спортивной деятельности с позиции теории функциональных систем / Н.А. Фудин, Ю.Е. Вагин // Сеченовский вестник. – 2016. – № 3 (25). – 34-45.

177. Фудин, Н.А. Системная организация физиологических функций человека в процессе достижения спортивного результата / Н.А. Фудин, С.Я. Классина // Академический журнал Западной Сибири. – 2017. – Т. 13, № 1. – С. 79-83.

178. Фураев, А.Н. Опыт использования автоматизированной информационно-советующей системы контроля и коррекции техники выполнения рывка штанги / А.Н. Фураев // Материалы всероссийской научно-практической конференции по вопросам спортивной науки в детско-юношеском спорте и спорте высших достижений. – 2016. – С. 80-85.

179. Хаджиев, Н. Утомление и адаптация в спорте / Н. Хаджиев, Д. Дашева. – София, 2010. – 220 с.

180. Хаджиев, Н. Утомление и адаптация в спорте / Н. Хаджиев, Д. Дашева // Наука в олимпийском спорте. – 2019. – № 4. – С. 37-40.

181. Хасин, Л.А. Сравнительный анализ пространственно-временных характеристик рывка штанги в удачных и неудачных попытках тяжелоатлетов высокой квалификации / Л.А. Хасин, А.Б. Рафалович, П.И. Андросов // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2018. – № 11 (165). – С. 386-391.

182. Хасин, Л.А. Уточненная на основе видеосъемки фазовая структура толчка штанги / Л.А. Хасин, А.Б. Рафалович // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте. – 2017. – С. 194-201.

183. Хасин, Л.А. Вариативность и индивидуальные особенности техники рывка тяжелоатлетов высокой квалификации / Л. А. Хасин, Т. Д. Аткишкина, А. М. Подточилин // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2022. – № 6 (208). – С. 396-406. – DOI: 10.34835/issn.2308-1961.2022.6.p396-406.

184. Ципин, Л.Л. Методологические аспекты применения электромиографии при изучении спортивных движений разной интенсивности / Л.Л. Ципин // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2015. – № 8. – С. 188-193.

185. Ципин, Л.Л. Регистрация электрической активности мышц спортсменов при изучении высокоамплитудных двигательных действий / Л.Л. Ципин, Ф.Е. Захаров, М.А. Самсонов // Труды кафедры биомеханики университета имени П.Ф. Лесгафта. – 2012. – №. 1. – С. 36-43.

186. Цуканов, Б.И. Время в психике человека / Б.И. Цуканов. – Одесса: АстроПринт, 2000. – 218 с.

187. Чарыкова, И.А. Особенности показателей психофизиологической диагностики в зависимости от вида спорта и пола спортсменов / И.А. Чарыкова, Н.А. Парамонова, И.В. Конон // – Репозиторий БНТУ, 2014. – URL: <https://rep.bntu.by/bitstream/handle/data/9071/186192.pdf?sequence=1&isAllowed=y> (дата обращения: 23.12.2022)

188. Чермит, К.Д. Классификация кинематических характеристик приседания со штангой в пауэрлифтинге / К.Д. Чермит, А.Г. Заболотный // Вестник Адыгейского государственного университета, серия 4: Естественно-математические и технические науки. – 2013. – № 4 (125). – С. 37-51.

189. Шалманов, А.А. Методика регистрации поступательного и

вращательного движения штанги / А.А. Шалманов, А.П. Баюрин, В.Ф. Скотников // Экстремальная деятельность человека. – 2014. – № 4. – С. 27-31.

190. Шалманов, А.А. Индивидуальный подход к оценке технической и скоростно-силовой подготовленности тяжелоатлетов на основе оперативного биомеханического контроля. / А.А. Шалманов, В.Ф. Скотников, Е.А. Лукунина, А.А. Атлас // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2020. – №1 (179). – С. 336-343.

191. Шапошникова, П.С. Формирование вестибулярной устойчивости у спортсменов-танцоров / П.С. Шапошникова, М.А. Терехова, Д.И. Дегтярева, Е.П. Прописнова // Ученые записки университета им. П.Ф. Лесгафта. – 2017. – № 4 (146) – С. 251-254.

192. Шестаков, М. П. Физиология активности Н.А. Бернштейна как основа теории технической подготовки в спорте / М. П. Шестаков // Теория и практика физической культуры. – 1996. – № 11. – С. 58-62.

193. Шестаков, М.П. Использование стабилотрии в спорте / М.П. Шестаков. – М.: Дивизион, 2007. – 112 с.

194. Шевцов, А.В. Электронеуромиографическая характеристика состояния нервно-мышечной системы у кикбоксеров / А.В. Шевцов, С.Л. Сашенков, П.А. Байгужин // Вестник Челябинского государственного педагогического университета. – 2009. – № 7. – С. 305-314.

195. Шестаков, М.П. Грядет ли научная революция в спортивной науке?. / М.П. Шестаков, Т.Г. Фомиченко // Теория и практика физической культуры. - 2021. – №9. – С.3-5.

196. Шляхтов, В.Н. Сравнительный анализ мышечных усилий при выполнении переворота назад в акробатике и произвольных движений / В.Н. Шляхтов // Теория и практика физической культуры. – 2013. – № 11. – С. 79.

197. Шуффрид, Г. Тест на реакцию. Инструкция. / Г. Шуффрид, Й. Пьелер. – Мёдлинг: Schuhfried GmbH, 2011. – 49 с.

198. Эрлих, В.В. База данных постурологических показателей опорно-двигательной системы и функции равновесия у студентов (18-25 лет) / В.В. Эрлих,

В.В. Епишев, Ю.Б. Кораблева, О.В. Байгужина // Свидетельство о регистрации базы данных № 2022621180 от 15.06.2022.

199. Эрлих, В. В. Цифровизация технологий оперативной диагностики функциональных резервов и оценки подготовленности спортсменов / В. В. Эрлих, Д. З. Шибкова, П. А. Байгужин // Человек. Спорт. Медицина. – 2020. – Т. 20, № 1. – С. 52-66. – DOI: 10.14529/hsm200107.

200. Юров, К.И. Историогенез свойств нервной системы спортсменов / К.И. Юров, И.А. Юров, Л.Э. Семенова, И.В. Иванова // Инновационные подходы в решении проблем современного общества. – 2018. – Р. 164-172.

201. Abdelkader, G. The contribution of biomechanical analysis technology to improve the assessment of students during certain school sports activities (long jump) / G. Abdelkader, R. Madani, S. Bouabdellah [et al.] // Kinestetik: Jurnal Ilmiah Pendidikan Jasmani. - 2021. – V. 5(2). – P.429-437.

202. Ahmadi, S.M. An Experimental Study on the Kinematics of a Skilled Service in Playing Tennis / S.M. Ahmadi, E. Shirzad, B. Sajadi [et al.] // ASME 2010 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. – American Society of Mechanical Engineers, 2010. – P. 565-568.

203. Al-Khleifat, A.I. Biomechanics of the clean and jerk in weightlifting national Jordanian team. / A.I. Al-Khleifat, M. Al-Kilani, H.A. Kilani // Journal of Human Sport and Exercise. – 2019. – № 14(5proc). – P.S2429-S2434. – DOI: 10.14198/jhse.2019.14.

204. Ambrósio, J.A.C. Developments in biomechanics of human motion for health and sports / J.A.C. Ambrósio, J.M.C.S. Abrantes // A Portrait of State-of-the-Art Research at the Technical University of Lisbon. – Springer, Dordrecht, 2007. – P. 531-553.

205. Altavilla, G. Monitoring training to adequate the teaching method in training: An interpretative concepts / G. Altavilla // Journal of Physical Education and Sport. – 2019. – V. 19. – P. 1763-1766.

206. Andreeva, A. Postural stability in athletes: The role of age, sex, performance level, and athlete shoe features. / A. Andreeva, A. Melnikov, D. Skvortsov [et al.] // Sports. – 2020. – V. 8(6). – P. 89.

207. Andreeva, A. Postural stability in athletes: The role of sport direction. / A. Andreeva, A. Melnikov, D. Skvortsov [et al.] // *Gait & posture*. – 2021. – V. 89. – P. 120-125.
208. Arabatzi, F. Vertical jump biomechanics after plyometric, weight lifting, and combined (weight lifting+ plyometric) training / F. Arabatzi, E. Kellis, E.S.S. De Villarreal // *The Journal of Strength & Conditioning Research*. – 2010. – V. 24, № 9. – P. 2440-2448.
209. Bernardina, G.R.D. In-air versus underwater comparison of 3D reconstruction accuracy using action sport cameras / G.R.D. Bernardina, P. Cerveri, R.M.L. Barros [et al.] // *Journal of Biomechanics*. – 2017. – V. 51. – P.77-82.
210. Bertalanffy, L. General theory of systems: Application to psychology. / L. Bertalanffy // *Social Science Information*. – 1967. – V. 6(6). – P. 125-136.
211. Bigoni, M. Balance in young male soccer players: Dominant versus non-dominant leg / M. Bigoni, M. Turati, M. Gandolla [et al.] // *Sport Sciences for Health*. – 2017. – V.13 (2). – P. 253-258.
212. Beierle, R. The effect of barefoot running on EMG activity in the gastrocnemius and tibialis anterior in active college-aged females / R. Beierle, P. Burton, H. Smith [et al.] // *International journal of exercise science*. – 2019. – V.12(1). – P. 1110.
213. Bonnette, S. Injury risk factors integrated into self-guided real-time biofeedback improves high-risk biomechanics. / S. Bonnette, C.A. DiCesare, A.W. Kiefer [et al.] // *Journal of sport rehabilitation*. – 2019. – V.28(8). – P. 831-839.
214. Bosco, C. A simple method for measurement of mechanical power in jumping / C. Bosco, P. Luhtanen, P.V. Komi // *European journal of applied physiology and occupational physiology*. – 1983. – V. 50, №. 2. – P. 273-282.
215. Baharuddin, M.Y. Biomechanics analysis on muscle activation during jumping jack exercise / M. Y. Baharuddin, M. Shanmugam, H.B. Choo [et al.] // *Jurnal Sains Sukan & Pendidikan Jasmani*. – 2017. – V. 6(2). – P. 28-35.
216. Cappa, D.F. Neuromuscular characteristics of drop and hurdle jumps with different types of landings / D.F. Cappa, D.G. Behm // *The Journal of Strength & Conditioning Research*. – 2013. – V. 27, № 11. – P. 3011-3020.

217. Chapman, A.R. Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography / A.R. Chapman [et al.] // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2010. – V. 20, № 1. – P. 108-117.

218. Coppola, S. Biomechanical analysis of a rhythmic gymnastics jump performed using two run-up techniques / S. Coppola, D. Albano, I. Sivoccia, R. Vastola // *Journal of Physical Education & Sport*. – 2020. – V. 20(1). – P. 37-42.

219. Chauhan, R.B. FES-Aid Walking for Paraplegic Patient by Using Musculoskeletal Modeling Software and Matlab / R.B. Chauhan, J.B. Vyas // *International Journal Of Engineering Trends And Technology (IJETT)*. – 2013. – V. 4 (4). – C.618-620.

220. Chen, J. Enhanced inhibitory control during re-engagement processing in badminton athletes: An event-related potential study / J. Chen, Y. Li, G. Zhang, X. Jin, Y. Lu, C. Zhou // *Journal of Sport and Health Science*. – 2019. – V. 8, I. 6. – P. 585-594. – DOI: 10.1016/j.jshs.2019.05.005.

221. Chiou, S.C. Bimanual coordination learning with different augmented feedback modalities and information types / S.C. Chiou, E.C. Chang. // *PLoS One*. – 2016. – Vol. 11 (2). – P. e0149221. – DOI: 10.1371/journal.pone.0149221

222. Cignetti, F. Gravity Cues Embedded in the Kinematics of Human Motion Are Detected in Form-from-Motion Areas of the Visual System and in Motor-Related Areas / F. Cignetti, P-Y. Chabeauti, J. Menant [et al.] // *Frontiers in psychology*. – 2017. – V. 8. – P. 1396.

223. Cincotti, F. Preliminary experimentation on vibrotactile feedback in the context of mu-rhythm based BCI. / F. Cincotti, L. Kauhanen, F. Aloise [et al.] // *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007 EMBS2007 29th Annual International Conference of the IEEE*. – 2007. – P. 4739-4742. – DOI: 10.1109/IEMBS.2007.4353398

224. Cipryan, L. Acute and post-exercise physiological responses to high-intensity interval training in endurance and sprint athletes / L. Cipryan, G. Tschakert, P. Hofmann // *Journal of sports science & medicine*. – 2017. – V. 16, № 2. – P. 219.

225. Cunanan, A.J. The general adaptation syndrome: a foundation for the concept of periodization / A. J. Cunanan, B. H. DeWeese, J. P. Wagle [et al.] // *Sports Medicine*. – 2018. – V. 48, № 4. – P. 787-797.

226. Clemente, F.M. Recreational Soccer Training Effects on Pediatric Populations Physical Fitness and Health: A Systematic Review / F.M. Clemente, J. Moran, R. Ramirez-Campillo [et al.] // *Children*. – 2022. – V. 9, № 11. – P. 1776.

227. Contemori, S. Shoulder position sense in volleyball players with infraspinatus atrophy secondary to suprascapular nerve neuropathy / S. Contemori, A. Biscarini // *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. – 2018. – V. 28, №. 1. – P. 267-275.

228. Cruz Ruiz, A.L. Muscle-Based Control for Character Animation / A.L. Cruz Ruiz, C. Pontonnier, N. Pronost, G. Dumont // *In Computer Graphics Forum*. – 2017. – V. 36, №. 6. – P. 122-147.

229. Darmiento, A. Vertical jump and power / A. Darmiento, A.J. Galpin, L.E. Brown // *Strength & Conditioning Journal*. – 2012. – T. 34, №. 6. – C. 34-43.

230. Dobbin, N. Criterion and construct validity of an isometric midhigh-pull dynamometer for assessing whole-body strength in professional rugby league players / N. Dobbin, R. Hunwicks, B. Jones [et al] // *International journal of sports physiology and performance*. – 2018. – V. 13(2). – P. 235-239.

231. Dube, S.P. Simple visual reaction time in badminton players: A comparative study / S.P. Dube, S.U. Mungal, M.B. Kulkarni // *National Journal of Physiology, Pharmacy and Pharmacology*. – 2015. – V. 5 (1). – P. 18-20. – DOI:10.5455/njppp.2015.5.080720141

232. Dean, H.L. Reaction time correlations during eye–hand coordination: behavior and modeling / H.L. Dean, D. Martí, E. Tsui [et al/] // *Journal of Neuroscience*. – 2011. – № 31(7). – P. 2399-2412.

233. Desbrosses, K. Evaluation of two upper-limb exoskeletons during overhead work: influence of exoskeleton design and load on muscular adaptations and balance regulation. / K. Desbrosses, M. Schwartz, J. Theurel // *European Journal of Applied Physiology*. - 2021. – V. 121(10). – P. 2811-2823.

234. Encarnación-Martínez, A. Modification of Angular Kinematics and Spatiotemporal Parameters during Running after Central and Peripheral Fatigue / A. Encarnación-Martínez [et al.] // *Applied Sciences*. – 2021. – V. 11(14). – P. 6610.

235. Faude, O. Neuromuscular adaptations to multimodal injury prevention programs in youth sports: a systematic review with meta-analysis of randomized controlled trials. / O. Faude, R. Rössler, E. J. Petushek [et al.] // *Frontiers in physiology*. – 2017. – V. 8. – P. 791.

236. Felici, F. Surface Electromyography: what limits its use in exercise and sport physiology? / F. Felici, A.D. Vecchio // *Frontiers in Neurology*. – 2020. – V. 11. – P. 1508.

237. Ferryanto, F. Development of a markerless optical motion capture system for daily use of training in swimming / F. Ferryanto, M. Nakashima // *Sports Engineering*. – 2017. – V. 20, № 1. – P. 63-72.

238. Fukuchi, R. K. Comparison of three-dimensional lower extremity running kinematics of young adult and elderly runners / R.K. Fukuchi, M. Duarte // *Journal of sports sciences*. – 2008. – V. 26, №. 13. – P. 1447-1454.

239. Gracz, J. Selected temperamental properties and achievement motivation of fencers / J. Gracz, M. Tomczak // *Studies in physical culture and tourism*. – 2008. – V. 15. – № 2. – P. 109-118. – URL: <https://www.wbc.poznan.pl/dlibra/publication/77978/edition/92415/content> (дата обращения: 23.12.2022)

240. Grigore, V. Implications of Temperament Characteristics in the Educational Process of Taekwondo Sportsmen / V. Grigore G., Mitrache, M. Păunescu, C. Păunescu // *Procedia - Social and Behavioral Sciences*. – 2015. – V. 191. – P. 1293-1298. – DOI: 10.1016/j.sbspro. 2015.04.301.

241. Gibson, A. The interaction of psychological and physiological homeostatic drives and role of general control principles in the regulation of physiological systems, exercise and the fatigue process–The Integrative Governor theory / A. Gibson, J. Swart, R. Tucker // *European journal of sport science*. – 2018. – V. 18, №. 1. – P. 25-36.

242. Gauchard, G.C. Postural control in high-level kata and kumite karatekas. / G. C. Gauchard, A. Lion, L. Bento [et al.] // *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*. – 2018. – V. 100, №. 2. – P. 21-26.

243. Green, D. J. Vascular adaptation to exercise in humans: role of hemodynamic stimuli / D. J. Green, M. T. Hopman, J. Padilla [et al.] // *Physiological reviews*. – 2017. – V. 97(2). – P. 495-528.

244. Heloir, A. Ergonomics for the design of multimodal interfaces / A. Heloir, F. Nunnari, M. Bachynskyi // *The Handbook of Multimodal-Multisensor Interfaces: Language Processing, Software Commercialization and Emerging Directions*. – 2019. – V. 3.– P. 263-304.

245. Hoffman, S.J. Introduction to kinesiology: studying physical activity / S.J. Hoffman. – Human Kinetics, 2009. – 548 p.

246. Huifeng, W. Modelling and simulation of sprinters' health promotion strategy based on sports biomechanics. / W. Huifeng, A. Shankar, G.N. Vivekananda // *Connection Science*. - 2021. – V.33(4). – P. 1028-1046.

247. Hülsdünker, T. Correlates of Expert Visuomotor Performance in Badminton Players / T. Hülsdünker, H.K. Strüder, A. Mierau // *Medicine and science in sports and exercise*. – 2016. – V. 48 (11). – P. 2125–2134. – DOI: 10.1249/MSS.0000000000001010

248. Hülsdünker, T. Visual motion processing subserves faster visuomotor reaction in badminton players / T. Hülsdünker, H.K. Strüder, A. Mierau // *Medicine and science in sports and exercise*. – 2017. – V. 49. – P. 1097-1110. – DOI: 10.1249/MSS.0000000000001198

249. Ismaeel, S.A. Biomechanical analysis of some variables and EMG of the muscles during the performance of the snatch lift in weightlifting / S.A. Ismaeel, R.H. Qadori, G. Faisal // *International Conference of Sport Science-AESA*. – 2021. – № 4. – URL: <https://journal.aesasport.com/index.php/AESA-Conf/article/view/216> (дата обращения: 23.12.2022)

250. Jagim, A.R. Seasonal Accumulated Workloads in Collegiate Women's Soccer: A Comparison of Starters and Reserves / A.R. Jagim, A.T. Askow, V. Carvalho,

J. Murphy, J.A. Luedke, J.L. Erickson // *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*. – 2022. – V. 7, № 1. – P. 11.

251. Jeon, K. Biomechanical Analysis of the Knee Joint during Jump Landing of Genu Valgum Women / K. Jeon, S. Y. Jeong // *International Journal of Human Movement Science*. – 2021. – V.15(2). – P. 87-98.

252. Juel, C. Regulation of pH in human skeletal muscle: adaptations to physical activity / C. Juel // *Acta physiologica*. – 2008. – V. 193, №. 1. – P. 17-24.

253. Judge, L. Neural adaptations with sport-specific resistance training in highly skilled athletes / L. Judge, C. Moreau, J. Burke // *Journal of Sports Sciences*. – 2003. – V. 21, № 5. – P. 419-427.

254. Karlsson, Ø. Monitoring Acclimatization and Training Responses Over 17–21 Days at 1,800 m in Elite Cross-Country Skiers and Biathletes / Ø. Karlsson, M.S. Laaksonen, K. McGawley // *Frontiers in Sports and Active Living*. – 2022. – P. 170.

255. Kaplan, D. Visuomotor and audiomotor reaction time in elite and non-elite badminton players / D. Kaplan, F. Akcan, Z. Çakir [et al.] // *European Journal of Physical Education and Sport Science*. – 2017. – V. 3, № 1. – DOI: 10.46827/EJPE.V0I0.534

256. Kellis, E. Effect of hip flexion angle on the hamstring to quadriceps strength ratio / E. Kellis, A. Ellinoudis, N. Kofotolis // *Sports*. – 2019. – V. 7, № 2. – P. 43.

257. Kheiredine, B. The effect of intermittent training with plyometric exercises on aerobic and anaerobic capacities / B. Kheiredine, B. Radhouane, C. Silarbi [et al.] // *Fizičko vaspitanje i sport kroz vekove*. – 2021. – V.8(1). – P. 105-118.

258. Kipp, K. Identifying joint-specific limitations and targets for improving weightlifting performance. / Kipp K. // *ISBS Proceedings Archive*. – 2021. – V.39(1). – P. 200.

259. Knudson, D. Confidence crisis of results in biomechanics research / D. Knudson // *Sports biomechanics*. – 2017. – V. 16, №. 4. – P. 425-433.

260. Koide, Y. Differences in postural stability and dynamic visual acuity among healthy young adults in relation to sports activity: a cross sectional study / Y. Koide, Y. Ueki, Y. Asai [et al.] // *Journal of physical therapy science*. – 2019. – V. 31(1). – P. 53-56.

261. Kohn, F.P.M. Gravity and neuronal adaptation, in vitro and in vivo—from neuronal cells up to neuromuscular responses: a first model / F. P. M. Kohn, R. Ritzmann // *European Biophysics Journal*. – 2018. – V. 47, №. 2. – P. 97-107.

262. Koshelskaja, E.V. Physiological and Biomechanical Characteristics of the Kick and Goal Techniques of Football Players / E.V. Koshelskaja, L.V. Kapilevich, V.N. Bajenov [et al] // *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*. – 2012. – V. 153, №. 2. – P. 266-268.

263. Krenn, B. Sport type determines differences in executive functions in elite athletes / B. Krenn, T. Finkenzerler, S. Würth, G. Amesberger // *Psychology of Sport and Exercise*. – 2018. – V. 38. – P. 72-79.

264. Lara, J.A. Data Mining in Stabilometry: Application to Patient Balance Study for Sports Talent Mapping / J.A. Lara, D. Lizcano, D. de la Peña, J.M. Barreiro. – 2016. – URL: http://ceur-ws.org/Vol-1842/paper_14.pdf. (жата обращения 21.12.2022)

265. Laschowski, B. Optimization-based motor control of a Paralympic wheelchair athlete / B. Laschowski, N. Mehrabi, J. McPhee // *Sports Engineering*. – 2018. – P.1-9.

266. Leightley, D. Postural stability during standing balance and sit-to-stand in master athlete runners compared with nonathletic old and young adults. / D. Leightley, M. H. Yap, J. Coulson [et al.] // *Journal of aging and physical activity*. – 2017. – V. 25, №. 3. – P. 345-350.

267. Lemos, L.F.C. Equilíbrio postural: correlações com desempenho motor e variáveis antropométricas em crianças de 4 a 10 anos de idade / L.F.C. Lemos, A.C. de David, C.B. Mota // *Saúde e Desenvolvimento Humano*. – 2016. – V. 4, № 1. – P. 27-36.

268. Leźnicka, K. Temperament as a modulating factor of pain sensitivity in combat sport athletes / K. Leźnicka, A. Starkowska, M. Tomczak // *Physiology & Behavior* – 2017. – V. 180. – P. 131-136. – DOI: 10.1016/j.physbeh.2017.08.018

269. Li, F. Effects of complex training versus heavy resistance training on neuromuscular adaptation, running economy and 5-km performance in well-trained distance runners / F. Li, R. Wang, R. U. Newton [et al.] // *PeerJ*. – 2019. – V. 7. – P. e6787.

270. Liburkina, S.P. A Motor Imagery-Based Brain–Computer Interface with Vibrotactile Stimuli / S.P. Liburkina, A.N. Vasilyev, L.V. Yakovlev [et al.] // *Neuroscience and Behavioral Physiology*. – 2018. – V. 48, № 9. – P. 1067-1077.

271. Liu, S.H. EMG patch for the real-time monitoring of muscle-fatigue conditions during exercise./ S. H. Liu, C. B. Lin, Y. Chen, W. Chen, T. S. Huang, C. Y. Hsu // *Sensors*. – 2019. – V. 19, № 14. – P. 3108.

272. Liu, S. Introduction to the Role of Integrated Exercise Physiology in Exercise Science. / S. Liu, C. Zhang // *World Scientific Research Journal*. - 2021. – V. 7(10). – P. 111-114.

273. Lynn, S.K. Validity and reliability of surface electromyography measurements from a wearable athlete performance system. / S.K. Lynn, C.M. Watkins, M.A. Wong, K.Balfany, D. F. Feeney // *Journal of sports science & medicine*. – 2018. – V. 17, №. 2. – P. 205.

274. Lu, H.L. Effects of gait speed on the body’s center of mass motion relative to the center of pressure during over-ground walking / H.L. Lu, M.Y. Kuo, C.F. Chang [et al.] // *Human movement science*. – 2017. – V. 54. – P. 354-362.

275. Lockie, R.G. Relationship between unilateral jumping ability and asymmetry on multidirectional speed in team-sport athletes. / R.G. Lockie, S.J. Callaghan, S.P. Berry [et al.] // *The Journal of Strength & Conditioning Research*. – 2014. – V. 28(12). – P. 3557-3566.

276. MacLennan, R.J. Aspects of cortical area responsibilities while learning a visually cued spatiotemporal motor task / R.J. MacLennan, K.K. Harmon, J.E. Shields, J.W. Andrushko [et al.] // *J Physiol*. – 2021. – V. 599. – P.1314. – DOI: 10.1113/JP280647

277. Mannion, P. Aerodynamic drag in competitive tandem para-cycling: road race versus time-trial positions / P. Mannion, Y. Toparlar, B. Blocken [et al.] // *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*. – 2018. – V. 179. – P. 92-101.

278. Mannion, P. Analysis of crosswind aerodynamics for competitive hand-cycling / P. Mannion, Y. Toparlar, B. Blocken [et al.] // *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*. – 2018. – V. 180. – P. 182-190.

279. Marchetti, P.H. Effects of a full season on stabilometric parameters of team

handball elite athletes / P.H. Marchetti, M.I.V. Orselli, L. Martins, M. Duarte // Motriz: Revista de Educação Física. – 2014. – V.20 (1). – P. 71-77.

280. Marcolin, G. Expertise level influences postural balance control in young gymnasts / G. Marcolin, A. Rizzato, J. Zuanon, G. Bosco, A. Paoli // The Journal of sports medicine and physical fitness. – 2018. – V. 59, №. 4. – P. 593-599.

281. Matsuda, S. Center of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports / S. Matsuda, S. Demura, H. Masaobu // Journal of Sports Sciences. – 2008. – V. 26, № 7. – P. 775–779.

282. Mears, A. Investigating the effectiveness of digital technology for elite athlete development and support from athlete, coach and support team perspectives: Final report for the IOC Olympic Studies Centre Advanced Olympic Research Grant Programme 2018/2019 Award / A. Mears. – 2019. – URL: https://www.researchgate.net/publication/263354580_Analytical_and_multibody_modeling_for_the_power_analysis_of_standing_jumps (дата обращения 21.12.2022)

283. Mercado-Aguirre, I.M. A wearable system for biosignal monitoring in weightlifting / I.M. Mercado-Aguirre, E.L. Mercado-Medina, Z.D. Chavarro-Hernandez [et al.] // Sports Engineering. – 2017. – V. 20, №. 1. – P. 73-80.

284. Mersmann, F. Muscle and tendon adaptation in adolescent athletes: a longitudinal study / F. Mersmann, S. Bohm, A. Schroll, H. Boeth, G. Duda, A. Arampatzis // Scandinavian journal of medicine & science in sports. – 2017. – V. 27, №. 1. – P. 75-82.

285. McCrary, J. M. EMG amplitude, fatigue threshold, and time to task failure: A meta-analysis. / J. M. McCrary, B. J. Ackermann, M. Halaki // Journal of science and medicine in sport. – 2018. – V. 21, №. 7. – P. 736-741.

286. Mogenson, G.J. The neurobiology of behavior an introduction / G.J. Mogenson. – New York: Lawrence Earlbaum Assoc., 1977. – 352 p.

287. Morin, J.B. Individual adaptation kinetics following heavy resisted sprint training / J.B. Morin, F. Capelo-Ramirez, M.A. Rodriguez-Pérez [et al.] // Journal Strength Cond Res. – 2022. – V. 36(4). – P. 1158-1161.

288. Murgia, A. Effects of age and sex on shoulder biomechanics and relative effort

during functional tasks / A. Murgia, T. Hortobágyi, A. Wijnen [et al.] // *Journal of biomechanics*. – 2018. – V.81. – P. 132-139.

289. Murlasits, Z. The physiological effects of concurrent strength and endurance training sequence: A systematic review and meta-analysis / Z. Murlasits, Z. Kneffel, L. Thalib // *Journal of sports sciences*. – 2018. – V. 36, №. 11. – P. 1212-1219.

290. Nian, W. Research on the characteristics of lower limb electromyography and fatigue of 400m Sprinters / W. Nian, D. Yufang, L. Liu [et al.] // *Academic Journal of Humanities & Social Sciences*. – 2021. – V. 4(1). – P.13-18.

291. Nourhan, T.M. Detection of muscle fatigue using wearable (MYO) surface electromyography based control device / T.M. Nourhan, M. Piechnick, J. Falkenberg, T. Nazmy // *8th International Conference on Information Technology (ICIT)*. – 2017. – P. 44-49.

292. Oh, J. Validity of the Microsoft Kinect™ in assessing spatiotemporal and lower extremity kinematics during stair ascent and descent in healthy young individuals / J. Oh, M. Jacopetti, C. Kuenze, J. F. Signorile // *Medical engineering & physics*. – 2018. – V. 60. – P. 70-76.

293. Ørtenblad, N. The muscle fiber profiles, mitochondrial content, and enzyme activities of the exceptionally well-trained arm and leg muscles of elite cross-country skiers / N. Ørtenblad, J. Nielsen, R. Boushel, K. Söderlund, B. Saltin, H. C. Holmberg // *Frontiers in physiology*. – 2018. – V. 9. – P. 1031.

294. Paillard, T. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? / T. Paillard, S. Costes, C. Lafont, P. Dupui // *British Journal of Sports Medicine*. – 2002. – V. 36. – P. 304-305.

295. Paillard, T.H. Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer / T.H. Paillard, F. Noé // *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. – 2006. – V. 16. – P. 345-348.

296. Paillard, T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review / T. Paillard // *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. – 2012. – V. 36. – P. 162-176.

297. Paillard, T. Relationship between sport expertise and postural skills / T. Paillard // *Frontiers in psychology*. – 2019. – V. 10. – P. 1428.

298. Palmieri, G. Analytical and multibody modeling for the power analysis of standing jumps / G. Palmieri, M. Callegari, S. Fioretti // *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. – 2015. – V. 18(14). – P. 1564-1573.

299. Paniccia, M. Postural stability in healthy child and youth athletes: the effect of age, sex, and concussion-related factors on performance / M. Paniccia, K.E. Wilson, A. Hunt [et al.] // *Sports health*. – 2018. – V. 10(2). – P. 175-182.

300. Pankova, N.B. Changes in the dynamics of latent periods of simple sensorimotor responses throughout the academic year in Moscow schoolchildren over 10 years / N.B. Pankova, L.E. Kurneshova, M.Yu. Karganov // *International Journal of Educational Policy Research and Review*. – 2015. – V. 2, № 2. – P. 17–24. – DOI: 10.15739/IJEPRR.007)

301. Paraskevopoulou, S.E. Within-subject reaction time variability: Role of cortical networks and underlying neurophysiological mechanisms / S.E. Paraskevopoulou, W.G. Coon, P. Brunner [et al.] // *NeuroImage*. – 2021. – V. 237. – DOI: 10.1016/j.neuroimage.2021.118127.

302. Pardiwala, D.N. Badminton injuries in elite athletes: A review of epidemiology and biomechanics / D.N. Pardiwala, K. Subbiah, N. Rao, R. Modi // *Indian journal of orthopaedics*. – 2020. – V. 54(3). – P. 237-245.

303. Péter, A. Comparing surface and fine-wire electromyography activity of lower leg muscles at different walking speeds / A. Péter, E. Andersson, A. Hegyi [et al.] // *Frontiers in physiology*. – 2019. – V. 10. – P. 1283.

304. Post, A. Analysis of speed accuracy using video analysis software / A. Post, D. Koncan, M. Kendall, J. Cournoyer [et al.] // *Sports Engineering*. – 2018. – V. 21, №3. – P.235-241.

305. Qu, F. A Wearable Magnet-Based System to Assess Activity and Joint Flexion in Humans and Large Animals / F. Qu, B.D. Stoeckl, P.M. Gebhard [et al.] // *Annals of biomedical engineering*. – 2018. – V. 46, №. 12. – P. 2069-2078.

306. Quittmann, O. J. Normalising surface EMG of ten upper-extremity muscles in handcycling: Manual resistance vs. sport-specific MVICs. / O.J. Quittmann,

J. Meskemper, K. Albracht [et al.]// Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2020. – V. 51. – P. 102402.

307. Ratnovsky, A. The relation between central variables, electromyography signals and peripheral microcirculation during intensive treadmill exercise. / A. Ratnovsky, R. Yanovich, D. Kesner [et al.] // Clinical Biomechanics. – 2019. – V.67. – P. 52-60.

308. Romero-Franco, N. Short-term effects of proprioceptive training with unstable platform on athletes' stabilometry / N. Romero-Franco, E.J. Martínez-López, R. Lomas-Vega // The Journal of Strength & Conditioning Research. – 2013. – V. 27(8). – P. 2189-2197.

309. Renson, R. Back to the future: From Kinesiology to Kinesiology / R. Renson // Human Movement Science – Anthropokinesiology. – 2010. – P. 109-131.

310. Rizwan, M.U. Surface EMG-based Profiling and Fatigue Analysis of the Biceps Brachii Muscle of Cricket Bowlers / M.U. Rizwan, N.A. Khan, R.B. Ahmad, M. Ijaz // BIOSIGNALS. – 2021. – P. 192-199.

311. Romero-Franco, N. Postural stability and subsequent sports injuries during indoor season of athletes / N. Romero-Franco, T. Gallego-Izquierdo, E.J. Martínez-López [et al.] // Journal of physical therapy science. – 2014. – V. 26(5). – P. 683-687.

312. Sahabuddin, F.N. Lower limb biomechanics during drop vertical jump at different heights among university athletes / F.N. Sahabuddin A., N. I. Jamaludin, M. L. Bahari [et al.] // Journal of Physical Education and Sport. – 2021. – V. 21(4). – P. 1829-1835.

313. Şahin, S. A comparative of finger tapping test scores elite athletes, art, foreign languages and computer- instructional technology students / S. Şahin, Y.Z. Birinci, E. Sağdılek // International Journal of Curriculum and Instruction. – 2020. – V. 12 (Special Issue). – P. 379-386.

314. Sarto, F. Dual-tasking effects on static and dynamic postural balance performance: a comparison between endurance and team sport athletes / F. Sarto, G. Cona, F. Chiossi, A. Paoli, P. Bisiacchi, E. Patron, G. Marcolin // PeerJ. – 2020. – V. 8. – P. e9765.

315. Sato, D. Elite competitive swimmers exhibit higher motor cortical inhibition and superior sensorimotor skills in a water environment. / D. Sato, Y. Yamazaki, K. Yamashiro, H. Onishi, Y. Baba, K. Ikarashi, A. Maruyama // Behavioural Brain Research. – 2020. – V. 395. – P. 112835.

316. Scharfen, H.-E. Measurement of cognitive functions in experts and elite-athletes: a meta-analytic review / H.-E. Scharfen, D. Memmert // Appl. Cogn. Psychol. - 2019. – P. 1-18. – DOI: 10.1002/acp.3526

317. Scordella, A. The role of general dynamic coordination in the handwriting skills of children / A. Scordella, S. Di Sano, T. Aureli [et al.] // Frontiers in psychology. – 2015. – V.6. – P. 580.

318. Serefoglu, A. Effects of static and dynamic stretching on the isokinetic peak torques and electromyographic activities of the antagonist muscles / A. Serefoglu, U. Sekir, H. Gür, B. Akova // Journal of sports science & medicine. – 2017. – V. 16, № 1. – P. 6.

319. Slater, L.V. Biomechanical adaptations during running differ based on type of exercise and fitness level / L.V. Slater, A.S. Simpson, S.S. Blemker [et al.] // Gait & Posture. – 2018. – V. 60. – P. 35-40.

320. Struzik, A. Manifestations of proprioception during vertical jumps to specific heights / A. Struzik, B. Pietraszewski, A. Kawczyński [et al.] // Journal of strength and conditioning research. – 2017. – V.31(6). – P. 1694.

321. Tam, N. Running economy: neuromuscular and joint-stiffness contributions in trained runners / N. Tam, R. Tucker, J. Santos-Concejero, D. Prins [et al.] // International journal of sports physiology and performance. – 2019. – V.14, № 1. – P.16-22.

322. Thompson, M.A. Physiological and biomechanical mechanisms of distance specific human running performance / M.A. Thompson // Integrative and comparative biology. – 2017. – V. 57, № 2. – P. 293-300.

323. Trowell, D. Effect of strength training on biomechanical and neuromuscular variables in distance runners: a systematic review and meta-analysis. / D. Trowell,

B. Vicenzino, N. Saunders, A. Fox, J. Bonacci // *Sports Medicine*. – 2020. – V. 50, № 1. – P. 133-150.

324. Valenzuela, P.L. Strenuous endurance exercise and the heart: Physiological versus pathological adaptations / P.L. Valenzuela, A. Baggish, A. Castillo-García, A. Santos-Lozano, A. Boraita, A. Lucia // *Comprehensive Physiology*. – 2011. – V. 12, № 4. – P. 4067-4085.

325. Vanrenterghem, J. Training load monitoring in team sports: a novel framework separating physiological and biomechanical load-adaptation pathways / J. Vanrenterghem, N. J. Nedergaard, M. A. Robinson, B. Drust // *Sports medicine*. – 2017. – V. 47, № 11. – P. 2135-2142.

326. Vastola, R. Motion Analysis Technologies for Biomechanical Gait and Postural Analysis in Ballet / R. Vastola, S. Coppola, M. Sibilio // *Journal of Sports Science*. – 2016. – V. 4. – P. 241-246.

327. Vigotsky, A.D. Interpreting signal amplitudes in surface electromyography studies in sport and rehabilitation sciences / A. Vigotsky, I. Halperin, G.J. Lehman [et al.] // *Frontiers in physiology*. – 2018. – V.8. – P. 985.

328. Vigotsky, A.D. Longing for a longitudinal proxy: acutely measured surface EMG amplitude is not a validated predictor of muscle hypertrophy / A.D. Vigotsky, I. Halperin, G. S. Trajano, T. M. Vieira // *Vieira Sports Medicine*. – 2022. – V.52, № 2. – P. 193-199.

329. Wiegel, P. Training of a discrete motor skill in humans is accompanied by increased excitability of the fastest corticospinal connections at movement onset. / P. Wiegel, C. Leukel // *J Physiol*. – 2020. – V.598. – P. 3485-3500. – DOI: 10.1113/JP279879

330. Weberruß, H. Training intensity influences left ventricular dimensions in young competitive athletes / H. Weberruß, L. Baumgartner, F. Mühlbauer [et al.] // *Front Cardiovasc Med*. – 2022 – № 9. – P. 961979. – DOI: 10.3389/fcvm.2022.961979

331. Wei, G. A wavelet-based method to predict muscle forces from surface electromyography signals in weightlifting / G. Wei, F. Tian, G. Tang, C.A. Wang // *Journal of Bionic Engineering*. – 2012. – V.9, № 1. – P. 48-58.

332. Weiss, A. Sustained Endurance Training Leads to Metabolomic Adaptation / A. Weiss, K. Alack, S. Klatt [et al.] // *Metabolites*. – 2022. – V. 12, № 7. – P.658. – DOI: 10.3390/metabo12070658

333. Wojciechowska-Maszkowska, B. A comparison of the balance skills, personality, and temperament of elite sports athletes and football players / B. Wojciechowska-Maszkowska, D. Borzucka, A. Rogowska // *Research Square*. – 2020. – DOI: 10.21203/rs.3.rs-25792/v2

334. World Medical Association et al. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects // *Jama*. – 2013. – V. 310, №. 20. – P. 2191-2194.

335. Yoshioka, S. Pose tracking with rate gyroscopes in alpine skiing / S. Yoshioka, Z. Fujita, D.C. Hay, Y. Ishige // *Sports Engineering*. – 2018. – V. 21, № 3. – P. 177-188.

336. Zago, M. Fatigue alters the biomechanics of turns while running / M. Zago, C. Sforza, V. F. Ferrario [et al.] // *ISBS Proceedings Archive*. – 2018. – V. 36, № 1. – P. 12.

337. Zaferanieh, A. Effect of ballistic and power training on performance adaptations of elite table tennis players / A. Zaferanieh, A.H. Haghghi, S.A.H. Kakhak [et al.] // *Sport Sciences for Health*. – 2021. – V. 17, № 1. – P. 181-190.

338. Zoll, J. Quantitative and qualitative adaptation of skeletal muscle mitochondria to increased physical activity / J. Zoll, N. Koulmann, L. Bahi [et al.] // *Journal of cellular physiology*. – 2003. – V. 194, № 2. – P.186-193.

339. Zhu Q. When kinesthetic information is neglected in learning a Novel bimanual rhythmic coordination / Q. Zhu, T. Mirich, S. Huang [et al.] // *Atten. Percept. Psychophys*. – 2017. – Vol. 79 (6). – P. 1830–1840. – DOI: 10.3758/s13414-017-1336-3.

340. Zügel, M. Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics: consensus statement / M. Zügel, C.N. Maganaris, J. Wilke [et al.] // *British journal of sports medicine*. – 2018. – V. 52, №. 23. – P. 1497-1497.

Приложение А

Результаты интеллектуальной деятельности (изобретения, программное обеспечение, базы данных, промышленные образцы)



РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2021619474

АПК Спортивной ориентации, отбора и контроля в дзюдо и самбо

Правообладатель: *Федеральное государственное бюджетное учреждение "Северо-Кавказский федеральный научно-клинический центр Федерального медико-биологического агентства" (RU)*

Авторы: *Нопин Сергей Викторович (RU), Корягина Юлия Владиславовна (RU), Тер-Акопов Гукас Николаевич (RU)*

Заявка № 2021618723
Дата поступления 09 июня 2021 г.
Дата государственной регистрации в Реестре программ для ЭВМ 10 июня 2021 г.

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности



Г.П. Илизиев

документ подписан электронной подписью
Сертификат: 802A03025E1A37A0A9F89028A118
Выдано: Министр Цифрового Развития
Действителен с: 01.01.2017 по 15.05.2025

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации программы для ЭВМ
№ 2010617789

Аппаратно-программный комплекс «Спортивный психофизиолог» (АПК «Спортивный психофизиолог»)

Правообладатель(ли): *Корягина Юлия Владиславовна (RU), Нопин Сергей Викторович (RU)*

Автор(ы): *Корягина Юлия Владиславовна, Нопин Сергей Викторович (RU)*

Заявка № 2010615935
Дата поступления 24 сентября 2010 г.
Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 24 ноября 2010 г.

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам



Б.П. Симонов

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
об официальной регистрации программы для ЭВМ
№ 2005611543

Определитель индивидуальной единицы времени

Правообладатель(ли): *Федеральное государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования Сибирский государственный университет физической культуры и спорта (ФГОУ ВПО СибГУФК) (RU)*

Автор(ы): *Нопин Сергей Викторович, Корягина Юлия Владиславовна (RU)*

Заявка № 2005610425
Дата поступления 9 марта 2005 г.
Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 23 июня 2005 г.

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам



Б.П. Симонов

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО
о государственной регистрации базы данных
№ 2023621664

Психофункциональные и морфологические показатели гимнасток художниц разного возраста (от 4 до 20 лет)

Правообладатель: *Федеральное государственное бюджетное учреждение "Северо-Кавказский федеральный научно-клинический центр Федерального медико-биологического агентства" (RU)*

Авторы: *Корягина Юлия Владиславовна (RU), Нопин Сергей Викторович (RU), Тер-Акопов Гукас Николаевич (RU), Абуталимова Сабина Маликовна (RU), Попов Александр Николаевич (RU), Кушнарёва Юлия Валериевна (RU)*

Заявка № 2023621381
Дата поступления 12 мая 2023 г.
Дата государственной регистрации в Реестре баз данных 24 мая 2023 г.

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности



Ю.С. Зубов

документ подписан электронной подписью
Сертификат: 80A03025E1A37A0A9F89028A118
Выдано: Министр Цифрового Развития
Действителен с: 01.01.2017 по 15.05.2025



Приложение Б

Акты внедрения



Общероссийская общественная организация
«Федерация стрельбы из арбалета России»

123308, г. Москва, ул. Мневники, д. 1
 www.crossbow-rus.ru

т/ф (495) 747-19-66
 e-mail: arbalet2010@mail.ru

АКТ

Внедрения в практическую деятельность Федерации стрельбы из арбалета России методики исследования психомоторных способностей спортсменов с помощью аппаратно-программного комплекса «АПК Спортивный психофизиолог» и программы для ЭВМ «Определитель индивидуальной единицы времени»

Акт составлен о том, что в ноябре 2021 г. в период учебно-тренировочных сборов на базе спортивной подготовки ФГБУ Юг-Спорт г. Кисловодск со спортсменами юниорской сборной команды Российской Федерации по стрельбе из арбалета проведено исследование психомоторных способностей (времени простой и сложной сенсомоторной реакции, свойств нервной системы, частоты движений и эффективности психической работы) с помощью «АПК Спортивный психофизиолог» и программы для ЭВМ «Определитель индивидуальной единицы времени».

Исследование было проведено в рамках выполнения докторского диссертационного исследования ведущего научного сотрудника центра медико-биологических технологий С.В. Нопина на тему: «Физиологическая и биомеханическая адаптация двигательной системы человека к специфической спортивной деятельности», а также в соответствии с государственным заданием ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России на выполнение прикладной научно-исследовательской работы по теме: «Разработка технологий сочетанного применения природных лечебных ресурсов Кавказских Минеральных Вод и преформированных физических факторов для восстановления и медицинской реабилитации спортсменов», шифр: «Горы 21/25».

В завершении исследования были получены протоколы с данными показывающими уровень психомоторных способностей, характеристик времени реакции и свойств нервной системы, эффективности и выносливости при выполнении психической работы.

Проведенное исследование позволило получить полезную в практической работе тренера и врача информацию о текущем уровне психомоторных способностей и психофункциональной подготовленности.

Старший тренер спортивной
сборной команды РФ

С.М. Сальникова

Председатель ФСАР

А.В. Ашихмин





СПОРТИВНАЯ ФЕДЕРАЦИЯ БОКСА МОСКОВСКОЙ ОБЛАСТИ

РОО «Спортивная федерация бокса Московской области» 119526 г. Москва, Ленинский пр. д. 146, тел. +7(985)766-02-37, e-mail: mofb@yandex.ru
ИНН 5040998923, п/с 40703810107250000020 Банк ВТБ (ПАО) БИК 044525411 К/С 30101810145250000411

АКТ

Внедрения в практическую деятельность Всероссийской федерации бокса методик диагностики и восстановления опорно-двигательного аппарата спортсменов в период учебно-тренировочных сборов в среднегорье

Акт составлен о том, что в период 2021 г. на учебно-тренировочных сборах на базе спортивной подготовке ФГБУ Юг-Спорт г. Кисловодск со спортсменами сборной команды Российской Федерации по боксу внедрены методики диагностики и восстановления функционального состояния опорно-двигательного аппарата нижних конечностей спортсменов.

Методика диагностики включала исследование нервно-мышечной проводимости (электронейромиографию), регионарной гемодинамики (реовазографию), исследование крутящих моментов силы (динамометрию на РБК Con-trex) и нагрузочное тестирование на тензодинамометрической платформе (максимальный нагрузочный тест повторных прыжков Боско с беспроводной поверхностной электронейромиографией).

Методика восстановления методом биоуправляемой механотерапии заключалась в проведении одного сеанса механотерапии и курсов, состоящих из 5 и 10 процедур механотерапии на РБК с БОС.

В завершении исследования были получены протоколы с данными, показывающими уровень функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов и свидетельствующие о достоверном положительном эффекте применяемой методики.

Проведенное исследование позволило получить полезную в практической работе тренера и врача информацию об уровне, а также эффективную методику восстановления..

Руководитель



С.М. Данилов



ФЕДЕРАЦИЯ БОКСА РОССИИ RUSSIAN BOXING FEDERATION

Россия, 119992, Москва,
Лужнецкая наб., 8
Тел.: +7(495) 637 07 42

Russia, 119992, Moscow,
Luzhnetskaya nab., 8
Tel.: +7 (495) 637 07 42

№ 1883/1 от 13.07.2021 г.

АКТ

внедрения в практическую деятельность Федерации бокса России методики
оценки функционального состояния кардио-респираторной системы
спортсменов в период тренировочных сборов в среднегорье

Акт составлен о том, что в июне-июле 2021 г. в период тренировочных сборов на базе ФГБУ «Юг Спорт» (г. Кисловодск) со спортсменами спортивной сборной команды Российской Федерации по боксу (юноши 13-14 лет) проведено исследование функционального состояния кардио-респираторной системы с использованием методов эргоспирометрии, кардиоинтервалографии, фотоплетизмографии.

В завершении исследования были получены протоколы с данными, показывающими уровень работоспособности, аэробных и анаэробных возможностей, параметров ЭКГ, вариабельности сердечного ритма, центральной гемодинамики в покое и при нагрузочных пробах.

Проведенное исследование позволило получить полезную в практической работе тренера и врача информацию об уровне функционального состояния и адаптационных резервов спортсменов при их тренировках в условиях среднегорья.

Генеральный секретарь



К.А. Щекутьев

Исп.: Поляков Артем Александрович
a.polyakov@rusboxing.ru
+7 (495) 637-07-42

АКТ

Внедрения в практическую деятельность Юношеской сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике (среди юношей до 17 лет) методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений

Акт внедрения составлен о том, что методика экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений: рывок и толчок, разработанная сотрудниками ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России в соответствии с техническим заданием на выполнение НИР «Разработка методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности» использовалась для оценки техники соревновательных упражнений рывок и толчок у спортсменов Юношеской сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике (среди юношей до 17 лет) во время тренировок в период их нахождения на учебно-тренировочных сборах в филиале ФГБУ «ЮГ-СПОРТ» в г. Кисловодске в сентябре 2020 г.

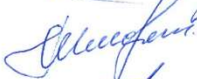
Методика включает пофазовый динамический, кинематический, стабилметрический и электромиографический анализ техники с помощью методов видеонализа, тензодинамометрии, электромиографии и стабилметрии. Результаты выдаются в виде числовых и графических показателей, позволяющих, на сегодняшний день, наиболее полно охарактеризовать эффективность техники выполнения упражнений.

Старший тренер



В.В. Гетц

Тренер



Д.А. Шмарин

Тренер



С.О. Сафронов

АКТ

Внедрения в практическую деятельность Сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике (женщины – основной состав) методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений

Акт внедрения составлен о том, что методика экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений: рывок и толчок, разработанная сотрудниками ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России в соответствии с техническим заданием на выполнение НИР «Разработка методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности» использовалась для оценки техники соревновательных упражнений рывок и толчок у спортсменок Сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике (женщины – основной состав) во время тренировок в период их нахождения на учебно-тренировочных сборах в филиале ФГБУ «ЮГ-СПОРТ» в г. Кисловодске в сентябре 2020 г.

Методика включает пофазовый динамический, кинематический, стабилметрический и электромиографический анализ техники с помощью методов видеоанализа, тензодинамометрии, электромиографии и стабилметрии. Результаты выдаются в виде числовых и графических показателей, позволяющих, на сегодняшний день, наиболее полно охарактеризовать эффективность техники выполнения упражнений.

Главный тренер

Г.В. Аниканов

Тренер

С.Н. Свидин

Тренер

Р.Т. Гасиев

АКТ

Внедрения в практическую деятельность Молодежной сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике до 23 лет методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений

Акт внедрения составлен о том, что методика экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений: рывок и толчок, разработанная сотрудниками ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России в соответствии с техническим заданием на выполнение НИР «Разработка методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности» использовалась для оценки техники соревновательных упражнений рывок и толчок у спортсменов Молодежной сборной команды Российской Федерации по тяжелой атлетике до 23 лет во время тренировок в период их нахождения на учебно-тренировочных сборах в филиале ФГБУ «ЮГ-СПОРТ» в г. Кисловодске в июле-августе 2020 г.

Методика включает пофазовый динамический, кинематический, стабилметрический и электромиографический анализ техники с помощью методов видеоанализа, тензодинамометрии, электромиографии и стабилметрии. Результаты выдаются в виде числовых и графических показателей, позволяющих, на сегодняшний день, наиболее полно охарактеризовать эффективность техники выполнения упражнений.

Старший тренер



И.Б. Самадов

Тренер



В.Г. Яркин

Тренер



А.Н. Сусликов

Тренер



С.А. Гаглоев

Тренер



И.В. Гудков

ФМБА РОССИИ
 Федеральное государственное
 бюджетное учреждение
 «Северо-Кавказский федеральный
 научно-клинический центр
 Федерального медико-биологического
 агентства»
 (ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России)
 Советская ул., д. 24, г. Ессентуки,
 Ставропольский край, 357600
 Тел/факс: 8(87934) 6-31-50
 e-mail: sk@fmba.ru
 ОКПО 05191359
 ОГРН 1022601229342
 ИНН 2626003731 КПП 262601001
 2309-0000 № 1845
 на № _____

АКТ

Внедрения в практическую деятельность отделения спортивной медицины
 МЦ Юность ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России методики оценки
 функционального состояния опорно-двигательного аппарата тяжелоатлетов
 при выполнении соревновательных упражнений рывок и толчок

Акт составлен о том, что в период с июня по сентябрь 2020 г. в отделении спортивной медицины МЦ Юность ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России для оценки функционального состояния опорно-двигательного аппарата спортсменов тяжелоатлетов использовался метод беспроводной нейромиографии. Метод применялся непосредственно при выполнении соревновательных упражнений рывок и толчок. Регистрировались параметры амплитуды и частоты напряжения мышц в каждую фазу тяжелоатлетического рывка и толчка синхронно с регистрацией динамических и кинематических параметров движений.

Анализ данных ЭМГ тяжелоатлетических упражнений свидетельствует о том, что сила и скорость мышечных сокращений увеличиваются с возрастанием амплитудных и частотных характеристик ЭМГ, однако она зависит от половых особенностей. У мужчин тяжелоатлетов интенсивность сокращения мышц намного выше, чем у женщин. Более низкие показатели амплитудных и высокие показатели частотных характеристик ЭМГ у женщин могут свидетельствовать о высокой частоте импульсации, но из-за более низких функциональных возможностей мышц (меньше мышечных волокон, их толщина, энергозапасы) не приводящей к такому же высокому напряжению как у мужчин. В связи с чем большие показатели ЭМГ свидетельствуют о лучшем функциональном состоянии и больших возможностях как у мужчин, так и у женщин, разработка модельных ЭМГ характеристик для мужчин и женщин и по весовым категориям являлась нецелесообразной.

Заведующий отделением спортивной медицины
 МЦ Юность ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России  С.В. Кривенко

Главный врач



С.К. Месропян

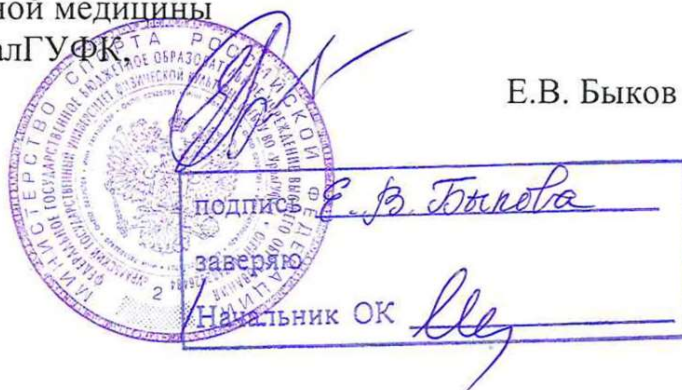
Научно-методические материалы представлены в виде методических рекомендаций “Диагностика функционального состояния опорно-двигательного аппарата и динамических (биомеханических, тензодинамометрических, электронейромиографических) характеристик движения спортсменов в условиях среднегорья”, “Применение методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности” и монографии “Физиологический и биомеханический контроль функционального состояния двигательной системы спортсменов”.

Профессорско-преподавательский состав кафедры использует материалы на следующих дисциплинах, реализуемых кафедрой: “Спортивная медицина”, “Медицинская реабилитация”, “Врачебный контроль в физической реабилитации”.

Ответственный за внедрение:

Заведующий кафедрой спортивной медицины
и физической реабилитации УралГУФК
д-р мед. наук, профессор

Е.В. Быков



«Согласовано»

Исполнительный директор ФГБУ
СКФНКЦ ФМБА России

Д.К. Осипенко

« _____ 2021 г.»

«Согласовано»

Первый проректор - проректор по
учебной работе, кандидат
педагогических наук, профессор

А.А. Тарасенко

« _____ 2021 г.»

АКТ ВНЕДРЕНИЯ

Результатов работы по исследованию физиологической и биомеханической адаптации двигательной системы человека к специфической спортивной деятельности в учебный процесс кафедры анатомии и спортивной медицины ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет физической культуры, спорта и туризма»

Мы, нижеподписавшиеся, представители ФГБОУ ВО КГУФКСТ: Первый проректор - проректор по учебной работе, профессор А.А. Тарасенко, зав. кафедрой анатомии и спортивной медицины, профессор И.Н. Калинина и представители ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России: исполнительный директор Д.К. Осипенко, руководитель центра медико-биологических технологий Ю.В. Корягина, ведущий научный сотрудник центра медико-биологических технологий С.В. Нопин, научный сотрудник центра медико-биологических технологий С.М. Абуталимова составили настоящий акт в том, что в учебный процесс кафедры анатомии и спортивной медицины ФГБОУ ВО КГУФКСТ внедрены научно-методические материалы, полученные в результате выполнения научно-исследовательской работы по изучению физиологической и биомеханической адаптации двигательной системы человека к специфической спортивной деятельности, а также методики физиологического и биомеханического контроля функционального состояния двигательной системы спортсменов, разработанные сотрудниками центра медико-биологических технологий ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России.

Фамилия, имя, отчество автора внедрения	Наименование предложения и краткая характеристика	Эффект от внедрения
Корягина Ю.В., Нопин С.В., Абуталимова С.М	Научно-методические материалы представлены в виде методических рекомендаций "Диагностика функционального состояния опорно-двигательного аппарата и динамических (биомеханических, тензодинамометрических, электронейромиографических)	Использование материалов на следующих дисциплинах, реализуемых кафедрой: "Спортивная медицина", "Восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная

	<p>характеристик движения спортсменов в условиях среднегорья”, “Применение методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности” и монографии “Физиологический и биомеханический контроль функционального состояния двигательной системы спортсменов”.</p>	<p>физкультура, курортология и физиотерапия”, “Функциональная анатомия”, “Возрастная и спортивная морфология”, повышает грамотность и эрудированность обучающихся в области спортивной медицины, спортивной физиологии, а также при решении задач спортивного отбора.</p>
--	---	---

Ответственные за внедрение:

Руководитель центра медико-биологических технологий

ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России,

д-р биол. наук, профессор

Ведущий научный сотрудник центра

медико-биологических технологий

ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России,

канд. тех. наук

Научный сотрудник центра

медико-биологических технологий

ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России

 Ю.В. Корягина

 С.В. Нопин

 С.М. Абуталимова

Заведующая кафедрой

анатомии и спортивной медицины

ФГБОУ ВО КГУФКСТ,

д-р биол. наук, профессор

 И.Н. Калинина

«УТВЕРЖДАЮ»
Проректор по научной работе
СибГУФК



[Signature] Н.В. Колмогорова
» октября 2021 г.

АКТ ВНЕДРЕНИЯ

Аппаратно-программного комплекса «Спортивный психофизиолог» в учебный процесс и научно-исследовательскую деятельность кафедры естественно-научных дисциплин ФГБОУ ВО СибГУФК

Акт составлен о том, что в 2020-2021 г. в учебный процесс и научно-исследовательскую деятельность кафедры естественно-научных дисциплин ФГБОУ ВО СибГУФК внедрен аппаратно-программный комплекс (АПК) «Спортивный психофизиолог».

Профессорско-преподавательский состав кафедры использует АПК «Спортивный психофизиолог» в рамках учебно-исследовательской и научно-исследовательской работы магистрантов и аспирантов кафедры.

Ответственный за внедрение:

профессор кафедры

естественно-научных дисциплин ФГБОУ ВО СибГУФК,

д-р пед. наук, профессор

[Signature]
И.Ю. Горская

Подпись *Горской И.Ю.*
удостоверяю,
Начальник УПК и ДО ФГБОУ ВО СибГУФК
[Signature] (Ярославцева Н.Н.)