

ФЕДЕРАЛЬНОЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЕ АГЕНТСТВО  
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
«СЕВЕРО-КАВКАЗСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ НАУЧНО-КЛИНИЧЕСКИЙ ЦЕНТР  
ФЕДЕРАЛЬНОГО МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОГО АГЕНТСТВА»  
(ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России)

На правах рукописи

АБУТАЛИМОВА САБИНА МАЛИКОВНА

МЕДИЦИНСКИЙ КОНТРОЛЬ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ НЕРВНО-  
МЫШЕЧНОГО АППАРАТА СПОРТСМЕНОВ СИЛОВЫХ ВИДОВ СПОРТА

3.1.33 - восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная  
физкультура, курортология и физиотерапия  
Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:  
д.б.н., профессор  
Ю. В. Корягина

Ессентуки, 2022



4.2 Функциональное состояние нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов мужского пола при выполнении соревновательных упражнений .....	75
4.3 Гендерные особенности функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках .....	90
4.4 Особенности функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов разных весовых категорий в покое и при физических нагрузках .....	95
<b>ГЛАВА 5. МЕТОДИКА ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА СПОРТСМЕНОВ В ПОКОЕ И ПРИ МЫШЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ .....</b>	<b>106</b>
5.1 Этапность, задачи, показания и противопоказания, условия проведения диагностики функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов.....	106
5.2 Алгоритм методики обследования и критерии диагностической оценки оптимального функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов в покое.....	109
5.3 Алгоритм методики обследования и критерии диагностической оценки оптимального функционального состояния нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов при физических нагрузках.....	110
<b>ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....</b>	<b>113</b>
<b>ВЫВОДЫ.....</b>	<b>118</b>
<b>ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ .....</b>	<b>121</b>
<b>ПЕРСПЕКТИВЫ ДАЛЬНЕЙШЕЙ РАЗРАБОТКИ ТЕМЫ.....</b>	<b>122</b>
<b>СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ .....</b>	<b>123</b>
<b>СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ .....</b>	<b>124</b>

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность.** Одной из актуальных задач спортивной медицины является охрана здоровья спортсменов, профилактика состояний переутомления и перенапряжения при воздействии интенсивных физических нагрузок (Н.В. Рылова с соавт., 2017), оптимизация и повышение резервных возможностей функциональных систем организма спортсменов (С.В. Нопин, Ю.В. Корягина, 2021). Для решения этой задачи специалистами ведется разработка методик медицинского контроля за функциональным состоянием нервно-мышечного аппарата (НМА) спортсменов (С.А. Моисеев, С.М. Иванов, А.М. Пухов, 2020; Р.М. Городничев, В.Н. Шляхтов 2017; Л.В. Капилевич, М.Б. Ложкина, С.Г. Кривошеков, 2016; G. Vbueggemann, 2010). Силовые виды спорта, такие как тяжелая атлетика и пауэрлифтинг, служат ярким примером, когда выполнение тренировочной нагрузки сопровождается развитием взрывной и максимальной силы, проявляющейся функциональными и структурными изменениями НМА, что является результатом долговременной адаптации (И.В. Пискунов, С.А. Моисеев, Р.М. Городничев, 2017), оценить которую можно по параметрам моторного ответа (М-ответа) в ответ на стимуляцию нерва электрическим током. Кроме того, оценка суммарной биоэлектрической активности мышц непосредственно во время выполнения тяжелоатлетических упражнений позволяет исследовать параметры срочной адаптации НМА (Ю.В. Корягина, С.В. Нопин, 2020; Ю.И. Брель, 2019). Разработка модельных характеристик позволяет тренерам и спортсменам рационализировать тренировочный процесс, а также обеспечивать контроль за функциональным состоянием на всех этапах медико-биологического сопровождения спортсменов (Е.В. Быков, 2022).

### **Степень разработанности темы исследования.**

Метод электромиографии (ЭМГ) широко применяется специалистами для исследования функционального состояния нервно-мышечной системы спортсменов. Применение этого метода в спортивной практике позволяет исследователям не только проводить диагностику, но и контролировать

эффективность восстановительных мероприятий после физических нагрузок (Т.В. Красноперова, И.Н. Ворошин, Е.А. Киселева, 2019; О.В. Ланская, Е.В. Ланская, 2015). Так, в своих работах авторы обосновывающие положительное действие электростимуляции, релаксационной гимнастики, общего массажа, вибростимуляции и магнитотерапии для контроля функционального состояния НМА используют метод поверхностной электромиографии (пЭМГ) (И.А. Шалагин, Р.Р. Шакиров, А.Г. Скалзуб, 2021; И.Е. Попова, 2020; И.Е. Попова с соавт., 2017; Н.А. Михеев, В.В. Леонов, 2016). Применение ЭМГ показало, что функциональное состояние нервно-мышечной системы в соревновательном периоде годичного цикла отличается от тренировочного этапа подготовки (Т.П. Замчий с соавт., 2017). В настоящее время при помощи ЭМГ изучено влияние асимметричной тренировочной нагрузки на НМА бадминтонистов (Э.Р. Румянцева, Е.В. Тарасова, 2020), выявлены изменения состояния нервно-мышечной системы у хоккеистов (М.И. Мелентьев, О.Н. Кудря, 2017), гандболистов (А.С. Ямпольский, 2017), стрелков (А.М. Пухов, 2020), бегунов (Р.М. Городничев с соавт., 2021) и гимнастов (А.А. Румянцев, В.Н. Шляхтов, Д.В. Семенов, 2019) под действием специфических физических нагрузок.

Однако, в настоящее время отсутствуют комплексные исследования, позволяющие провести полноценную оценку функционального состояния НМА спортсменов с силовой направленностью тренировочного процесса в покое и при выполнении специальных физических упражнений, недостаточно выяснены механизмы адаптации и индивидуальные особенности функционального состояния нервно-мышечного аппарата при выполнении специальных соревновательных упражнений.

**Гипотеза:** мы предполагаем, что методика медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта при адаптации к мышечной деятельности должна включать:

- ЭМГ-исследование как в покое, так и при выполнении специальных соревновательных упражнений;

- критерии оценки функционального состояния НМА спортсменов с учетом специфики мышечной деятельности по показателям стимуляционной ЭМГ: латентность, скорость проведения нервного импульса по моторным волокнам, амплитуда ответа;

- критерии оценки функционального состояния НМА спортсменов при выполнении специальных упражнений являются амплитудные и частотные показатели поверхностной ЭМГ.

Методика медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта, проводимая в рамках углубленных медицинских обследований (УМО), этапных комплексных обследований (ЭКО) или текущих обследований (ТО), основанная на определении параметров ЭМГ в покое и при мышечной нагрузке, позволит определить оптимальное функциональное состояние, контролировать его динамику, выявлять состояния утомления, переутомления, способствовать профилактике усталостных травм и повреждений.

**Цель исследования:** разработать методику медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта при срочной и долговременной адаптации к мышечной деятельности.

**Задачи исследования:**

1. Изучить функциональное состояние НМА спортсменов силовых видов спорта и провести его оценку в сравнении с общепринятыми клиническими нормами здоровых людей, не занимающихся спортом, и спортсменов других видов спорта в состоянии покоя.

2. Выявить особенности параметров работы ведущих мышц в разные фазы и периоды выполнения специальных соревновательных упражнений и оценить механизмы срочной адаптации НМА к специфической физической нагрузке у высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении специальных соревновательных упражнений (рывок, толчок).

3. Выявить индивидуальные особенности (половые, связанные с весовыми категориями) функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках.

4. Разработать алгоритм методики обследования и критерии диагностической оценки оптимального функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках.

5. Дать научное обоснование разработанной методики медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта при срочной и долговременной адаптации к мышечной деятельности.

**Научная новизна.** Впервые разработана и научно обоснована методика контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта при срочной и долговременной адаптации к мышечной деятельности.

Впервые проведен сравнительный анализ долговременных механизмов адаптации НМА спортсменов различных специализаций к систематическим физическим нагрузкам разной направленности. Выявлено, что параметры М-ответа спортсменов со скоростно-силовой направленностью тренировочного процесса отличаются от общепринятых клинических норм и показателей спортсменов циклических и ситуационных видов спорта, тренирующих преимущественно гибкость, координацию и выносливость.

Впервые проведена комплексная оценка функционального состояния НМА у тяжелоатлетов как в покое, так и при выполнении специальных соревновательных упражнений рывок и толчок. Доказано, что в момент увеличения амплитудно-частотных показателей растет сила и скорость мышечного сокращения. Напряжение, развиваемое мышцами при выполнении тяжелоатлетического упражнения, меняется в зависимости от характера мышечного сокращения и возрастает преимущественно в фазы концентрического сокращения мышц. Частота импульсации мотонейронов возрастает не только при нагрузке, сопровождающейся динамическим сокращением мышц, но и при развитии в них статического напряжения.

Впервые описан характер работы ведущих мышц в разные фазы и периоды выполнения соревновательных упражнений рывок и толчок у высококвалифицированных тяжелоатлетов с позиций срочной адаптации к специфической спортивной деятельности, а также индивидуальные особенности (половые, связанные с весовыми категориями) функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках. Констатирован факт, что у спортсменов мужского пола имеются большие функциональные, а следовательно, и силовые возможности мышечной ткани, несмотря на высокую частотную активность мотонейронов у женщин. Выявлено, что биоэлектрическая активность мышц и частота импульсации мотонейронов тем выше, чем меньше весовая категория тяжелоатлетов.

Разработан алгоритм медицинского контроля и определены параметры оптимального функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках.

**Теоретическая значимость исследования.** Данные исследования дополняют знания по спортивной медицине в области врачебно-педагогического контроля за занимающимися физической культурой и спортом в аспекте пополнения методов функциональной диагностики, применения новых алгоритмов и критериев оценки функционального состояния НМА высококвалифицированных спортсменов. Знания по спортивной физиологии дополнены в разделе адаптация к мышечным нагрузкам силовой направленности, а также физиологические основы развития силы. Полученные данные расширяют современные представления о методах медицинского контроля функционального состояния, срочных и долговременных механизмах адаптации НМА спортсменов силовых видов спорта к специфическим физическим нагрузкам.

**Практическая значимость исследования.** Разработанная методика медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта, основанная на определении параметров ЭМГ в покое и при мышечной нагрузке, может быть реализована в рамках УМО, ЭКО и ТО и использована в отделениях и центрах спортивной медицины, врачами и тренерами

для выявления состояний утомления, переутомления, сохранения здоровья, профилактики травм и повреждений опорно-двигательного аппарата спортсменов. Полученный материал может использоваться в учебном процессе для чтения лекций и проведения практических занятий на кафедрах спортивной медицины, функциональной диагностики, спортивной физиологии медицинских и физкультурных ВУЗов.

**Методология и методы исследования:**

Тип исследования: поперечное сравнительное исследование.

Диссертационная работа является прикладным научным исследованием, выполненным в соответствии с государственным заданием ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России 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»).

Методологическим базисом являются работы отечественных и зарубежных авторов, где рассматриваются вопросы, связанные с методиками диагностики функционального состояния НМА спортсменов силовых видов спорта при срочной и долговременной адаптации к специфической спортивной деятельности. Необходимо отметить, что иностранные ученые достаточно давно начали исследования в этой области, выявляя особенности нервно-мышечной передачи у спортсменов разных специализаций (D. Lorenz, M. Reiman, 2011; C. Couppré et al., 2015; M. Wang et al., 2019). В Российской Федерации вопросами, связанными с диагностикой функционального состояния НМА спортсменов, в течение многих лет занимаются в Великолукской государственной академии физической культуры и спорта. Было отмечено, что общепринятые клинические нормы не могут использоваться для адекватной оценки функционального состояния НМА высококвалифицированных спортсменов (Р.М. Городничев с соавт., 2014; О.А. Пряшникова с соавт., 2005). При исследовании биоэлектрической активности мышц спортсменов силовых видов спорта было выявлено, что увеличение веса снаряда, поднимаемого спортсменом, приводит к

достоверному изменению средней амплитуды мышечного сокращения. Также отмечено, что мышечные усилия при поднятии гири выше, несмотря на меньший вес в сравнении со штангой (Л.Л. Ципин, 2016). С ростом спортивного мастерства меняется и функциональное состояние альфа-мотонейронов, а также увеличивается степень миелинизации нервных волокон (А.В. Сысоев, И.Е. Попова, 2018). Анализ параметров М-ответа у тяжелоатлетов и единоборцев показал, что различия в показателях тесно связаны с характером и направленностью тренировочных нагрузок (L.V. Kapilevich, M.B. Lojkina, S.G. Krivoschekov, 2016).

Для достижения цели исследования в работе использовались методы:

1. стимуляционной ЭМГ (4-х канальный АПК Нейро-МВП, Нейрософт) у спортсменов разных специализаций мужского и женского пола в состоянии покоя. Регистрация М-ответа осуществлялась с короткого разгибателя пальцев стопы при стимуляции малоберцового нерва в точках «предплюсна», «головка малоберцовой кости», «подколенная ямка»;
  2. поверхностной ЭМГ (BTS Motion System, BTS Bioengineering, Италия) у тяжелоатлетов при выполнении упражнений рывок и толчок;
  3. видеоанализа (BTS Motion System, BTS Bioengineering, Италия);
  4. тензодинамометрии (BTS Motion System, BTS Bioengineering, Италия);
  5. статистической обработки с помощью программы Statistica 13.0.
- Применялись непараметрические методы (Т-критерий Вилкоксона, U-критерий Манна-Уитни).

#### **Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Методика медицинского контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов, включающая стимуляционную электромиографию в покое и поверхностную электромиографию при спортивных движениях, с регистрацией и анализом моторного ответа и амплитудно-частотных показателей биоэлектрической активности мышц позволяет проводить информативную оценку при проведении мероприятий текущего и этапного контроля состояния спортсменов силовых видов спорта, а также при углубленных медицинских обследованиях.

2. Разработанные модельные характеристики показателей стимуляционной электромиографии в покое позволяют оценивать уровень текущего функционального состояния нервно-мышечного аппарата у спортсменов разного пола специализаций: легкая атлетика, тяжелая атлетика, триатлон, биатлон, художественная гимнастика, хоккей на траве, волейбол, фехтование, единоборства.

3. Разработанные модельные характеристики показателей поверхностной электромиографии позволяют проводить оценку амплитудно-частотных параметров биоэлектрической активности нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов в зависимости от их пола и весовой категории непосредственно при выполнении специальных упражнений.

4. Спортсмены со скоростно-силовой направленностью тренировочного процесса имеют более высокие значения амплитуды, площади моторного ответа и скорости распространения возбуждения в сравнении со спортсменами циклических и ситуационных видов спорта.

#### **Внедрение результатов в практику.**

Материалы исследования внедрены в учебный процесс кафедры анатомии и спортивной медицины ФГБОУ ВО «Кубанский государственный университет физической культуры, спорта и туризма», кафедры спортивной медицины и физической реабилитации ФГБОУ ВО «Уральский государственный университет физической культуры», кафедры физической реабилитации, массажа и оздоровительной физической культуры им. И.М. Саркизова-Серазини Российского государственного университета физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК).

Методики медицинского контроля за функциональным состоянием нервно-мышечного аппарата спортсменов силовых видов спорта при адаптации к мышечной деятельности используются в практической деятельности отделения спортивной медицины МЦ Юность ФФГБУ СКФНКЦ ФМБА России.

#### **Степень достоверности и апробация результатов работы.**

Материалы диссертации были доложены и обсуждены на VIII Всероссийской научно-практической конференции «Современная система спортивной подготовки

в биатлоне» (8 октября 2020 г., Омск); IV Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Современные аспекты санаторно-курортного лечения, медицинской реабилитации и спортивной медицины», посвященной 100-летию Пятигорского НИИ курортологии (27-28 октября 2020 года, Ессентуки); Школе-конференции молодых ученых «Ильинские чтения 2020» (22-24 декабря 2020, Москва); XX юбилейном Всероссийском Форуме «Здравница-2021» (15-17 июня 2021г., Москва); 2021 International Symposium on Biomedical Engineering and Computational Biology (BECB 2021) (August 13-15, 2021, China); V Всероссийской научно-практической конференции «Современные аспекты санаторно-курортного лечения, медицинской реабилитации и спортивной медицины» (7-8 октября 2021 года, Ессентуки); Международной конференции «Актуальные вопросы и поиск инновационных подходов в спортивной медицине и реабилитации» (10-11 ноября 2021 г., Узбекистан, Ташкент); Международной конференции «Инновации в спорте, туризме и образовании» (Южно-Уральский государственный университет (НИУ), Челябинск, 2-3 декабря 2021 г.).

#### **Соответствие содержания диссертации научной специальности.**

Диссертационная работа соответствует паспорту специальности: 3.1.33 – Восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная физкультура, курортология и физиотерапия п.4. «Разработка методов рационального использования средств физической культуры и спорта для укрепления здоровья, профилактики и лечения заболеваний, повышения физической работоспособности, эффективных мероприятий предупреждения заболеваний и травм у спортсменов, наиболее рациональных гигиенических условий физического воспитания, медицинского контроля за функциональным состоянием лиц, занимающихся спортом, а также программ восстановления нарушенных функций и реабилитации спортсменов».

#### **Личное участие автора в получении научных результатов.**

Личный вклад автора заключается в непосредственном участии на всех этапах планирования и выполнения диссертационной работы. Диссертантом были определены цель и задачи исследования, объем и методы исследования, проведен

сбор и анализ научных публикаций по теме исследования, в том числе с использованием российских и зарубежных баз данных, разработана методика медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов силовых видов спорта при адаптации к мышечной деятельности, которая включала проведение стимуляционной и поверхностной ЭМГ. Полученные результаты были проанализированы и интерпретированы соискателем.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация имеет традиционную структуру, состоит из разделов: введение, обзор литературы, главы методов и организации исследования, трех глав результатов собственных исследований, главы заключения, выводов, списка литературы. Работа изложена на 148 страницах, содержание работы иллюстрируют 8 рисунков и 29 таблиц. Список литературы включает 185 источников, из которых 48 – иностранных.

## ГЛАВА 1

# ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА СПОРТСМЕНОВ И МЕТОДЫ ЕГО КОНТРОЛЯ ПРИ СРОЧНОЙ И ДОЛГОВРЕМЕННОЙ АДАПТАЦИИ К СПЕЦИФИЧЕСКОЙ СПОРТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

### 1.1 Функциональные особенности нервно-мышечного аппарата у спортсменов разных видов спорта

Спортивная подготовка спортсменов разных специализаций, направлена на развитие пяти основных качеств, необходимых для достижения высоких результатов в том или ином виде спорта. Специализация спортсмена определяет характер тренировочного процесса, который может быть направлен на развитие как преимущественно одного, так и нескольких из этих качеств (Л.С. Дворкин, О.И. Дюшко, 2019; A.E. Saw, L.C. Main, P.V. Gatin, 2015). Высокий спортивный результат обусловлен, в первую очередь, адаптацией организма спортсмена, включающей не только функциональные, но и структурные изменения органов и систем к физическим нагрузкам (О.В. Ланская, Е.В. Ланская, 2017; M. Cassel et al., 2017). Однако желание спортсмена достигнуть лучшего результата часто приводит к срыву адаптации, и, как следствие, сопровождается переутомлением, истощением ресурсов и развитием «усталостных» травм (А.Э. Федорова, Е.В. Артеменко, 2020; А.В. Чесно, О.П. Киселева, Е.А. Козлова, 2021; G.L. Canata et al., 2019; A. Kuznetsov, I. Mutaeva, Z. Kuznetsova, 2017). Необходимо отметить, что процесс совершенствования спортивного мастерства неизменно сопровождается развитием определенных двигательных навыков, и, как следствие, изменением функционального состояния нервно-мышечной системы. Было выявлено, что электрическая активность мышц профессиональных пловцов выше в состоянии напряжения и ниже в состоянии покоя в сравнении с показателями нетренированных людей (В.В. Эрлих, 2007).

Анализ данных отечественной и зарубежной литературы показал, что достижение спортсменом высоких результатов обусловлено в первую очередь

процессами адаптации НМА к специфике тренировочных нагрузок (Е.Ю. Андриянова, О.В. Ланская, 2014). Ряд авторов предполагает, что достижение спортсменом успеха в каком-либо виде спорта обусловлено генетически из-за врожденного процентного преобладания типа мышечных волокон, позволяющего развить необходимое спортивное качество (А.А. Челноков, И.Н. Бучацкая, 2015; S. Kumpulainen et al., 2015; L. Marcus et al., 2017). Исследование зависимости функционального состояния НМА баскетболисток от возраста и квалификации показало, что сложнокоординационный характер тренировочной деятельности оказывает непосредственное влияние на работу альфа-мотонейронов и степень миелинизации периферических нервов. Было выявлено, что у спортсменок старшего возраста и квалификации более высокая скорость проведения импульса по нервному волокну, низкая латентность и высокая сила мышечного сокращения (А.В. Сысоев, И.Е. Попова, 2018). Изучая биомеханику движений гимнасток, многие авторы отмечают, что появление в результате длительных тренировок высокой подвижности суставов очень часто граничит с развитием гипермобильности, являющейся фактором риска возникновения спортивных травм (В.К. Климова, Н.Н. Векленко, М.В. Шимохина, 2013).

С целью исследования механизмов адаптации НМА к физической нагрузке были проанализированы и сопоставлены физиологические характеристики спортсменов циклических видов спорта, тренирующих скорость (бег на короткие дистанции), выносливость (бег на длинные дистанции), и ациклических видов спорта, направленных на развитие максимальной силы (пауэрлифтинг), а также ситуационных видов спорта (баскетбол). Авторы отметили, что для баскетболистов и бегунов характерны более высокие показатели возбудимости и лабильности нервно-мышечных структур в отличие от пауэрлифтеров (Е.В. Ланская, О.В. Ланская, Е.Ю. Андриянова, 2015).

Успешный результат спортсмена, тренирующего выносливость, обусловлен оптимизацией процессов возбуждения-торможения ЦНС, увеличением процентного соотношения медленных мышечных волокон и т.д. (Ю.П. Денисенко, Ю.В. Высочин, Л.Г. Яценко, 2016). Осуществление циклической работы в

максимальной или субмаксимальной мощности происходит преимущественно в анаэробном режиме с включением фосфагенного и гликолитического энергообеспечения (С.В. Скрыгин, 2013; А.Ю. Скляр, Г.И. Булнаева, 2019).

Достижение высоких результатов в единоборствах обусловлено развитием силовой ловкости и неизменно сопровождается функциональными перестройками в работе НМА спортсменов. Так, сравнивая точностно-скоростные показатели удара у тхэквондистов разной квалификации отмечены изменения, направленные на оптимизацию функционального состояния НМА, развивающиеся у высококвалифицированных спортсменов, что в свою очередь является результатом многолетней подготовки (М.С. Терзи с соавт., 2016). Отмечена взаимосвязь между уровнем тренированности спортсмена в кикбоксинге и его мышечной координацией (В.Р. Юмагуен, 2008). В карате выполнение точных, целенаправленных движений, необходимых при защите, осуществляется за счет своевременной активации и дезактивации двигательных единиц (ДЕ), а движений при ударе, сопровождающихся развитием максимальной силы – одномоментным рекрутированием максимального количества ДЕ (Е.В. Коваленко, А.В. Бойко, 2013). Снижение амплитудно-частотных показателей ЭМГ гиревиков коррелировало с ростом спортивной подготовки, что обусловлено не только гипертрофией мышечных волокон, но и ростом резервов в виде компенсаторного повышенного накопления АТФ, креатинфосфата и гликогена (Л.В. Капилевич, М.Б. Ложкина, С.Г. Кривошеков, 2016).

Тренировочный процесс гимнастов, помимо развития координации, также направлен на развитие силовой выносливости. Импульсация мотонейронов может меняться во время выполнения одного упражнения, в зависимости от сложности выполняемого элемента. Однако, точность межмышечной координации зависит от уровня подготовки спортсмена (К. Trompeter et al. 2018; G. Robotti et al., 2020).

Выполнение упражнения со штангой подразумевает собой приложение, в первую очередь, взрывной силы. Такой характер нагрузки может быть выполнен при преимущественной активации быстрых утомляемых мышечных волокон и сопровождается алактатным и лактатным анаэробным энергообеспечением (К.А.

Алексеев с соавт., 2014). Возрастание нагрузки сопровождается дополнительным сокращением промежуточных и медленных мышечных волокон. Многолетний тренировочный процесс сопровождается не только гипертрофией мышц, но и изменением нервной регуляции. Порог возбудимости мотонейронов повышается, однако, при выполнении силового упражнения, активируются более крупные мотонейроны, способные вызывать более мощные сокращения мышц, а частая импульсация суммирует их (М.В. Хитров, Т.И. Субботина, 2012; М.О. Аксенов, А.А. Капустин, Б.Н. Найданов, 2019).

Таким образом, анализируя литературные данные, можно заключить о наличии достаточно большой теоретической и практической базы исследований о влиянии физической нагрузки, направленной на развитие основных спортивных качеств, на НМА профессиональных спортсменов. Представлены данные об адаптационных изменениях НМА тяжелоатлетов, сформированных в процессе многолетнего тренировочного процесса. Однако, изучение режимов работы мышц и факторов, определяющих их скорость и силу в фазы тяжелоатлетических упражнений, остается по-прежнему актуальным.

## **1.2 Работа мышц, режимы мышечного сокращения при силовых нагрузках**

Работа мышц спортсменов во время выполнения интенсивных физических нагрузок осуществляется за счет двух основных систем, обеспечивающих восстановление АТФ. Долгое время считалось, что длительная мышечная работа умеренной мощности осуществляется изолированно за счет аэробной системы энергообеспечения, в то время как кратковременные силовые нагрузки активируют анаэробный путь ресинтеза АТФ. Однако, позже стало ясно, что любая мышечная работа сопровождается активацией обеих систем восстановления АТФ, но вклад их в обеспечение энергией определяется характером физической нагрузки. Кроме того, было выявлено, что выполнение кратковременных интенсивных физических нагрузок сопровождается не последовательным, а практически одновременным включением фосфагенной и гликолитической систем (P. L. Greenhaff, J. A. Timmons, 1998; Franchi M. V. et al., 2018). При этом первые 1-2 с работы

осуществляются за счет имеющихся запасов АТФ, следующие 5-6 с доминирует алактатная система энергообеспечения, после чего она угасает из-за истощения запасов креатинфосфата. Также с началом движения активируется лактатная система, расщепляющая глюкозу, выделенную из гликогена с образованием молочной кислоты, но максимума восстановления АТФ она достигает только к 15 с (Ю.И. Брель, 2019; D. M. Brown et al., 2016). Исследования британских и шведских ученых показали, что запасы гликогена, а также скорость гликолитической реакции в быстрых мышечных волокнах выше, в сравнении с медленными (D. Constantin-Teodosiu et al., 2019). Ряд исследований показал, что рост силовых нагрузок способствует увеличению запасов фосфагенов и гликогена. В результате, при импульсации мотонейрона, время, необходимое на возбуждение мышечных волокон, уменьшается, а длительность и мощность сокращения увеличивается (P. Jimenez-Reyes et al., 2016; O. J. Quittmann et al., 2020). Кроме того, под действием высокоинтенсивных физических нагрузок происходит морфофизиологическая перестройка, заключающаяся в увеличении объема и массы быстросокращающихся мышечных волокон, а также в изменении свойств промежуточных мышечных волокон, направленных на повышение их силовых возможностей. Капиллярное кровоснабжение мышц, отвечающих за выполнение предельной физической нагрузки, увеличивается (С.С. Тимофеев, А.Я. Рыжов, 2008; У. В. Головач, 2019). Под влиянием силовых нагрузок меняется также порядок активации ДЕ. Так, согласно правилу Хенеманна у нетренированных людей быстрее всего вовлекаются в работу медленные мышечные волокна, иннервируемые маленькими мотонейронами, следом промежуточные (быстрые неутомляемые), импульсы к которым поступают от более крупных мотонейронов, а самыми последними активируются самые крупные мотонейроны, импульсирующие к быстрым утомляемым мышечным волокнам (M. de Carvalho et al., 2018). Рост спортивного мастерства сопровождается оптимизацией работы НМА, и при выполнении скоростно-силового упражнения происходит практически одновременная активация ДЕ (С.Н. Пигарева, 2017). Ряд исследований показал, что в момент проявления взрывной силы при выполнении тяжелоатлетического

упражнения у высококвалифицированных спортсменов одновременно активируются до 85 % ДЕ (J.R. Potvin, A.J. Fuglevand, 2017; Del Vecchio A. et al., 2017; Т. Kapelner et al., 2017).

В 1951 г. была выдвинута гипотеза, согласно которой время между возникновением потенциала действия и началом мышечного сокращения (латентное время) увеличивается прямо пропорционально нагрузке, действующей на мышцу (В.С. Abbott, J.M. Ritchie, 1951; П.И. Бегун, 2016). Однако, исследования НМА высококвалифицированных и низкоквалифицированных спортсменов показали, что рост спортивной подготовки сопровождается сокращением латентного времени (М.Б. Гурова, Л.В. Капилевич, 2015). Так, выявлено, что у спортсменов силовых видов спорта в результате 6-недельного курса изокинетических тренировок мышц голени было отмечено значительное уменьшение показателя латентного времени (S.V. Keles et al., 2014).

Успешное выполнение тяжелоатлетического упражнения зависит, в первую очередь, от функционального состояния нервно-мышечных структур, оптимальная координация которых необходима для проявления скоростных, силовых и координационных качеств. Помимо своевременного включения и выключения мышц-синергистов и антагонистов, изменение нагрузки в разные фазы упражнения подразумевает собой одномоментную работу мышц в разных режимах с проявлением разного уровня напряжения. При этом режим работы мышц определяется соотношением внутренних сил спортсмена (усилие, развиваемое нервно-мышечным аппаратом) и внешних сил, действующих на него в момент нагрузки (вес штанги, гравитация). Исследования показали, что напряжение в разные фазы упражнения может быть, как с изменением длины мышечных волокон (динамическое, или изотоническое напряжение), так и без изменения (статическое, или изометрическое).

Анализируя режимы работы мышц спортсменов скоростно-силовых видов спорта, было установлено, что показатели динамического напряжения, характеризующие силу, наиболее развиты у тяжелоатлетов в сравнении с прыгунами и метателями молота, но по развитию скоростных показателей они

значительно им уступали (В.А. Смольянов, В.Г. Семенов, Л.Г. Врублевская, 2011). Полученные данные совпадают с результатами предыдущих исследований, проводимых у атлетов, также развивающих скоростно-силовые качества, которые показали, что скорость движения растет обратно пропорционально весу спортивного снаряда (С.В. Сулим, К.Н. Сергиенко, А.В. Бакум, 2010). Кроме того, было выявлено, что подбор оптимального веса снаряда необходим для развития скоростных качеств, в то время как поднятие предельного веса направлено преимущественно на развитие силы тяжелоатлета (В. Ляньцин, 2018). Необходимость применения элементов статического напряжения мышц в программе спортивной подготовки тяжелоатлетов обусловлена действием, направленным на укрепление связочно-сухожильных структур (Е.А. Чевелева, 2018). Способность изолированно тренировать отдельные группы мышц является одним из преимуществ изометрической нагрузки, но показатели скорости при этом будут значительно снижаться (Е.О. Осин, А.В. Быков, А.Г. Венчакова, 2017).

Ряд работ показал, что наибольшее увеличение скорости сокращения мышцы регистрируется после ее растяжения. Было выявлено, что тренировка преимущественно в эксцентрическом режиме, по сравнению с концентрическим, способствовала большему повышению показателей развития взрывной силы (В. Friedmann-Bette et al., 2010).

В другой работе авторы отметили, что функциональная адаптация к эксцентрическому режиму работы мышц основана на увеличении длины мышечных волокон и количества саркомеров, что способствует в свою очередь увеличению мышечной массы и площади поперечного сечения волокон II типа, в результате чего спортсмен при выполнении упражнения может развить большую мощность и максимальную мышечную силу (М. Vogt, Н.Н. Noppeler, 2014).

Изокинетическое тестирование широко применяется специалистами для выявления специфических адаптационных изменений ОДА спортсменов. Комплексное исследование скоростно-силового потенциала НМА тяжелоатлетов в изометрической, изокинетической и изотонической пробе показало, что высококвалифицированные спортсмены лучше адаптируются к повышению

нагрузки, сохраняя скоростно-силовые показатели работы мышц (Ю.А. Южно, Т.Г. Дыба, Р.А. Калиниченко, 2003).

Помимо эксцентрического растяжения, фактором, непосредственно влияющим на скорость концентрического сокращения при выполнении скоростно-силового упражнения, является межмышечная координация. Исследование удачных и неудачных попыток выполнения рывка показали, что своевременное переключение эксцентрического режима прямой мышцы бедра в концентрический способствует развитию оптимальной скорости, необходимой для перехода с фазы финального разгона в фазу безопорного подседа (Н.Б. Кичайкина, Н.А. Дьяченко, И.В. Косьмин, 2015). Ранее было выявлено, что скоростно-силовые качества зависят в первую очередь от количества времени, необходимого для переключения мышцы между режимами изменения длины ее волокон. Кроме того, была разработана методика, позволяющая произвести количественную оценку полицентрического режима работы мышц – времени, необходимого для перехода эксцентрического режима в концентрический (В.Г. Семенов, В.А. Смольянов, 2012).

Длительные наблюдения отечественных и иностранных исследователей показали, что увеличение мышечной ткани наиболее интенсивно происходит преимущественно за счет гипертрофии сократительной и не сократительной части мышечных клеток у начинающих атлетов, что со временем приводит к увеличению поперечного сечения мышечных волокон. На сегодняшний день вопрос о гиперплазии миофибрилл активно обсуждается учеными всего мира, но большинство из них придерживается мнения, что этот процесс незначителен и проявляется в случае применения спортсменом анаболических стероидов. Несмотря на это, с увеличением силы и стажа занятий у высококвалифицированных спортсменов рост мышечной ткани замедляется, а значит, снижается скорость прогресса в развитии силы и мощности тренировок с отягощениями (М.А. Ожгибесова, Е.Р. Ганеева, М.М. Куриляк, 2019; M. Scharf et al., 2013; Y. Lin et al., 2014; Balloch A. S. et al., 2020).

Различные режимы работы мышц применяются специалистами и в клинической практике. Укрепление вращательной манжеты плеча у спортсменов скоростно-силовых видов спорта, таких как тяжелая атлетика и метания, особенно актуально в связи со сложной биомеханикой движения и высокой нагрузкой тренировочного веса при наличии слабости мышечно-связочных структур. Для выявления и коррекции дисбаланса мышц учеными предлагается изокинетическая тренировка с эксцентрическими и концентрическими режимами сокращений (Y. Yildiz et al., 2006).

Тренировочные программы с эксцентрическим режимом мышечной работы рекомендуется у спортсменов силовых видов спорта с тендопатиями (M.P. Reiman et al., 2020). Существует небольшое количество клинических испытаний, напрямую сравнивающих различные режимы упражнений, но имеющиеся данные мало подтверждают превосходство отдельных эксцентриков. (Courré S. et al., 2015).

Таким образом, можно заключить, что адаптационные процессы, возникающие под действием нагрузок скоростно-силовой направленности, обусловлены в первую очередь биохимической, морфологической, а также физиологической перестройкой НМА спортсменов.

### **1.3 Электромиография как метод исследования нервно-мышечного аппарата: виды, особенности**

Электромиография – метод исследования биоэлектрической активности скелетных мышц человека. Широко применяется специалистами разных направлений, так как является объективным, информативным и безопасным способом исследования функционального состояния нервно-мышечной системы (О.А. Морункова, 2019).

Первые работы, посвященные исследованию электрической активности мышц, были проведены в 1884 г. Н.Е. Введенским. Неоценимый вклад в развитие физиологии внесли его работы, посвященные исследованию НМА, но ключевой работой, послужившей основой для дальнейших исследований отечественных и зарубежных ученых, являлась диссертация «Телефонические исследования над электрическими явлениями в мышечных и нервных аппаратах» (Санкт-Петербург,

1884) (Н.Е. Введенский, 1884). Позже, в 1907 г., используя струнный гальванометр, немецкий ученый физиолог Х. Пипер зарегистрировал первую электромиограмму, а в 1918 г. П. Хоффманн путем электростимуляции периферического нерва смог получить и зарегистрировать мышечный ответ (Н. Piper, 1907; P. Hoffman, 1918).

В целях изучения НМА человека в зависимости от диагностических задач исследователи применяли разные способы регистрации электрической активности. К примеру, применение игольчатой ЭМГ позволяло проводить локальные исследования отдельных мышечных волокон, а также оценить функции мотонейрона, отвечающего за их иннервацию (Е.А. Коростелина, Г.П. Костина, 2016). Широкое применение метод игольчатой ЭМГ нашел в клинической медицине, расширяя перед специалистами диагностические возможности, позволяя делать более точные прогнозы и контролировать эффективность лечения пациентов (В.В. Некрасова, О.А. Наугольнов, 2016) Использование его в неврологической практике позволило врачам проводить более точную диагностику у пациентов с заболеваниями, связанными с патологией периферических мотонейронов, поражением мышечной ткани, миелопатиями (Н.Н. Хамгушкеева, 2016; В.А. Чураев, 2019; А.И. Левашова, М.А. Мягкова, И.А. Мосейкин, 2020; С. О. Жилин, 2021). Анализ параметров ЭМГ играет важную роль при исследовании функционального состояния периферических нервов у пациентов с туннельным синдромом (О.В. Купитман, 2021). Использование методики игольчатой ЭМГ при лечении пациентов с постинсультной спастичностью позволяет очень точно находить моторные точки для инъекций ботулотоксина (В.Н. Луцик, С.В. Котов, В.К. Мисиков, 2018). Применение метода игольчатой ЭМГ актуально и в других отраслях медицины: нейрохирургии (С.А. Лихачев и др., 2020), травматологии и ортопедии (М.М. Цегельников с соавт., 2016; А.Н. Спиркин, С.В. Саракуца, 2018), оториноларингологии (Н.Н. Хамгушкеева, И.А. Аникин, А.А. Корнеенков, 2016), гинекологии (О.Ю. Фоменко, 2018).

Австралийские ученые провели исследование, в котором приняли участие спортсмены с жалобами на боли в паху. С помощью метода игольчатой ЭМГ была выявлена денервация приводящих мышц, характерная для клинической картины

фасциального ущемления запирающего нерва (С. Bradshaw et al., 1997). Анализируя работы отечественных и зарубежных авторов, нельзя не отметить, что метод игольчатой ЭМГ применяется не так часто, как другие виды ЭМГ, что обусловлено рядом причин. Существенным недостатком данного метода является инвазивность и болезненность, так как регистрация электрической активности мышечных волокон производится путем введения электрода, представляющего собой тонкую иглу (А.А. Ахметова, А.Ю. Демин, 2016). Несмотря на то, что применение метода игольчатой ЭМГ может дать точную характеристику одной ДЕ, невозможно оценить суммарную результативность работы мышцы в целом (Ю. Халимов, А. Власенко, Г. Цепкова, 2018).

В отличие от игольчатой, стимуляционная ЭМГ проводится не инвазивно. Исследование суммарного потенциала действия ДЕ при стимуляции электрическим током периферических двигательных, чувствительных и смешанных нервных волокон, дает наиболее полную оценку функционального состояния НМА (Д.Р. Гайнуллина, Р.Н. Мушарапов, С.В. Смирнова, 2021). В зависимости от целей исследования, можно выделить несколько методик проведения ЭМГ: исследование скорости распространения возбуждения (СРВ) по сенсорным волокнам, исследование СРВ по двигательным волокнам, исследование ЭМГ-феноменов (F-волна, H-рефлекс), проведение декремент-теста, исследование мигательного рефлекса, бульбокавернозного рефлекса, вызванных кожных потенциалов. Исследование СРВ по сенсорному волокну осуществляется путем регистрации потенциала возбуждения чувствительного нерва в ответ на стимуляцию электрическим током (Н.В. Белова с соавт., 2015, Ф.И. Девликамова, 2016). В работе, посвященной исследованию сенсорной проводимости у спортсменов, были описаны нарушения, сопровождаемые снижением параметров ЭМГ, однако после применения лечебно-восстановительного комплекса почти все отклонения были нивелированы (А.В. Шевцов, С.Л. Сашенков, П.А. Байгужин, 2009).

Исследование СРВ по моторному волокну, в отличие от сенсорного, осуществляется путем регистрации показателей мышечного ответа. Исследование

СРВ по моторным волокнам часто используется в спортивной практике, предоставляя специалисту дополнительные возможности, для более полной оценки функционального состояния НМА на разных этапах тренировочной и соревновательной подготовки (М.К. Борщ, Н.М. Эраносьян, 2010). Ю.В. Корягиной, Л.Г. Рогулевой (2018) было проведено исследование, которое заключалось в изучении параметров М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы у высококвалифицированных спортсменов. Амплитуда М-ответа и СРВ по нервным волокнам превышала среднестатистические значения. Анализируя полученные данные, авторы предположили, что высокие показатели ЭМГ вероятнее всего обусловлены более высокими функциональными возможностями нервно-мышечной системы вследствие характера тренировочной деятельности, направленной на развитие координационных, скоростных и силовых качеств спортсмена. Анализируя параметры М-ответа у тяжелоатлетов и единоборцев, Л.В. Капилевич с соавт. отметили, что различия в показателях тесно связаны с характером и направленностью тренировочных нагрузок (L.V. Kapilevich, M.B. Lojkina, S.G. Krivoschekov, 2016). Е. Колосова с соавт. при исследовании стрелков и биатлонистов разных квалификаций выявили, что скорость проведения нервного импульса по волокнам срединного нерва достоверно выше у биатлонистов (Е. Колосова, Т. Халявка, Г. Шонт, 2017).

Исследования F-волны и H-рефлекса относятся к вспомогательным методикам стимуляционной ЭМГ и чаще всего используются в комплексе с исследованием СРВ по двигательным или чувствительным волокнам (Е.Г. Ипполитова с соавт., 2018). Анализ исследований поздних нейрографических феноменов (F-волны и H-рефлекса) у спортсменов показал более высокий интерес со стороны иностранных ученых. Ученые из Германии предлагают использовать исследование H-рефлекса для оценки нервно-мышечной проводимости у спортсменов после перенесенных травм в восстановительном периоде (N. Stutzig, T. Siebert, 2017). Ученые из Дании провели работу, в которой исследовали нейронную адаптацию к силовым нагрузкам, оценивая изменение возбудимости

мотонейронов спинного мозга путем анализа параметров F-волны и H-рефлекса (P. Aagaard et al., 2002).

Было также проведено исследование H- и M-ответа у биатлонистов. Авторы предложили новую методику оценки параметров ЭМГ, рассчитав динамический показатель, представляющий собой отношение значения показателя ЭМГ, полученного в последнем тестировании к начальному. Сравнивая показатели ЭМГ у спортсменов мужского и женского пола, исследователи заключили, что различия обусловлены анатомо-физиологическими особенностями строения и функционирования НМА (Е. Колосова, Т. Халявка, 2015).

Помимо универсальных, существуют специальные методики проведения стимуляционной ЭМГ, позволяющие выявить специфические нарушения. При проведении декремент-теста, снижение амплитуды и декремента M-ответа в ответ на ритмическую стимуляцию может свидетельствовать о наличии у пациента миастении или миастенического синдрома (Т.Ф. Ярошенко, Б.А. Балманова, 2009; А.В. Иванисова с соавт., 2018). Кроме того, специалисты, исследующие данную патологию, уверены, что тест позволяет не только проводить своевременную диагностику, но и контролировать эффективность лечения (А.Г. Санадзе, О.В. Гильванова, 2021; О.А. Рахманина с соавт., 2018, А.П. Самойлова, В.Е. Сымкина, 2018).

Еще одним специализированным методом стимуляционной ЭМГ является исследование бульбокавернозного рефлекса или «коленного рефлекса уролога». Чаще всего он применяется при половой дисфункции у мужчин, обусловленной нейрогенными нарушениями (А.Ю. Шестаев, 2017; О.Ю. Фоменко с соавт., 2021). Однако, данный метод эффективен и в диагностике заболеваний, обусловленных нарушениями иннервации мышц тазового дна, мочевого пузыря и анального сфинктера (П.В. Чабанов, 2017).

Уже более 50 лет специалисты разных стран в качестве средства диагностики повреждений лицевого и тройничного нерва используют исследование мигательного рефлекса. (О.С. Купчишина, Е.П. Токсубаева, Ю.В. Юнолайнен, 2019; Д.В. Яковлева с соавт., 2021). Особый интерес вызывает тот факт, что

исследование мигательного рефлекса нашло свое применение не только у больных людей, но и у здоровых, в частности у спортсменов. Опубликованы исследования, согласно которым оценка параметров мигательного рефлекса характеризует функциональное состояние ЦНС, отражая процессы утомления и перетренированности у высококвалифицированных спортсменов (С.И. Губайдуллина, 2018; С.И. Губайдуллина, Р.Ф. Асманов, 2018).

Исследование вызванных кожных симпатических потенциалов широко применяется врачами в клинической практике для оценки работы вегетативной нервной системы у пациентов с различными патологиями центральной и периферической нервной системы, а также с заболеваниями сердечно-сосудистой системы (Т.Н. Проскокова, Е.С. Шулятицкая, А.М. Хелимский, 2019; А.В. Ширяева с соавт., 2020).

Учитывая все дополнительные возможности, которые открываются перед специалистами в исследовании функционального состояния НМА, необходимо отметить, что метод стимуляционной ЭМГ не лишен недостатков. Во-первых, несмотря на безопасную силу тока, ощущения испытуемого при стимуляции могут быть неприятными, а иногда и болезненными. Во-вторых, исследованию подлежат не все нервы и мышцы, а преимущественно поверхностно расположенные. Ну и наконец, одним из главных недостатков метода является условие, согласно которому испытуемый во время проведения стимуляционной ЭМГ должен находиться в состоянии покоя, что исключает получение информации о работе НМА в момент движения.

Метод поверхностной (суммарной, глобальной, интерференционной) электромиографии (пЭМГ), в отличие от вышеперечисленных способов регистрации биоэлектрической активности НМА, может проводиться как в покое, так и при выполнении двигательных действий разной направленности, не вызывая у пациента неприятных ощущений. При этом применение пЭМГ позволяет оценить работу не отдельной ДЕ, а суммарную активность ДЕ, отвечающих за сокращение исследуемой мышцы. Существует несколько методов обработки регистрируемых сигналов пЭМГ (А.Ю. Мейгал, 2016). Нередко в клинической практике врачи

используют визуальную оценку электромиограммы, однако метод нельзя назвать объективным, т.к. при этом не производится количественное измерение параметров, а достоверность данных зависит в первую очередь от опыта и квалификации специалиста.

Анализируя работы отечественных и зарубежных ученых, можно заключить, что выбор метода обработки ЭМГ-сигнала определяет параметры (амплитуду, частоту, мощность), с помощью которых можно оценить функциональное состояние ДЕ (R.G. Willison, 1964). Турн-амплитудный анализ используется достаточно давно и осуществляется путем подсчёта пиковых потенциалов за единицу времени, их амплитуды и межпиковой амплитуды, кроме того определяется соотношение среднего числа пиков за единицу времени к средней амплитуде (Л.Б. Накопия с соавт., 2019).

Исследуя пациентов с болезнью Паркинсона, группа отечественных ученых предположила, что применение метода огибающей ЭМГ у больных на самых ранних стадиях позволит выявить доклинические изменения мышечной электроактивности (О.С. Сушкова с соавт., 2020). Оценка параметров огибающей ЭМГ (амплитуда, мода, коэффициент адаптивности) дает информацию о функциональном состоянии мышц и может служить основой для построения БОС-тренинга в спортивной практике (Т.М. Жидких, Д.В. Горбачев, В.С. Минеев, 2020). Исследование параметров суммарной биоэлектрической активности ДЕ использовали в своей работе ученые из Китая. Анализируя межмышечную координацию в разные фазы шага, они предложили использовать полученные данные для контроля двигательных функций в реабилитации пациентов (M. Wang et al., 2019).

Долгое время, используя в своих исследованиях вышеперечисленные методики пЭМГ, ученые оценивали биоэлектрическую активность мышц, основываясь преимущественно на значениях амплитудных показателей. Однако, для полной оценки биоэлектрической активности ДЕ необходимо анализировать не только амплитудные показатели сокращения мышечного волокна, но и частотные характеристики импульсации мотонейрона. Исследование спектральных

характеристик у здорового человека позволяет оценить количество ДЕ, ответственных за выполнение движения, дифференцировать быстрые ДЕ от медленных при развитии силовых или скоростных усилий, а также выявить развитие мышечного утомления. Однако, анализ амплитуды и частоты ЭМГ-сигнала дает исследователю только общее представление о мышечном напряжении, в то время как разделение частот спектральной плотности мощности (преобразование Фурье, Вейвлет-анализ), позволяет более детально изучить процессы возбуждения и утомления, возникающие в ДЕ (L. Puce et al., 2021).

Таким образом, можно заключить, что применение метода ЭМГ остается актуальным и востребованным среди специалистов, занимающихся изучением НМА. Анализируя литературные данные, необходимо отметить, что в клинической практике наиболее часто применяются традиционные методики ЭМГ, позволяющие оценить функциональное состояние НМА по утвержденным, общепринятым нормам. Однако, актуальность исследований в этой области обусловлена в первую очередь, развитием новых технологий и модификаций аппаратно-программных комплексов, которые позволяют специалистам разных областей получать более точную, объективную информацию о работе нервно-мышечных структур как в норме, так и при патологии. Кроме того, применение новых технологий регистрации и обработки ЭМГ-сигнала в спортивной практике позволяет изучить особенности функционального состояния НМА, возникающие в результате адаптации организма спортсмена к тренировочным нагрузкам.

#### **1.4 Электромиография при спортивных движениях**

Несмотря на то, что метод пЭМГ применяется достаточно давно, долгое время его использование ограничивалось измерениями биоэлектрической активности мышц только в состоянии покоя. Однако, совсем скоро стало ясно, что измерение биоэлектрических потенциалов нервно-мышечных структур в движении позволяет исследователям получить принципиально новую информацию о функциональном состоянии и работе ДЕ (А.М. Котов-Смоленский с соавт., 2021, F. Hanno, S. Laura, F. Daniel, 2018). Многочисленные исследования показали, что пЭМГ является информативным, простым, недорогим методом диагностики,

однако применение его для изучения движений спортсменов вызывало затруднения даже у опытных специалистов (S. Narivardhagini, 2021, Y. Yu, 2021). Так, в эксперименте с использованием электромиографа с проводными электродами для анализа движений спортсменов специализаций легкая атлетика и греко-римская борьба был выявлен ряд недостатков. Анализируя данные биоэлектрической активности мышц во время спринтерского разгона, авторы отметили необходимость повторять запись пЭМГ несколько раз вследствие срыва электродов или неплотного их прикрепления из-за натяжения проводов при движении спортсмена. Аналогичная ситуация наблюдалась при проведении пЭМГ у борцов. В момент захвата противника избыточное давление на электрод вызывало сбой записи биоэлектрической активности исследуемой мышцы (Л.Л. Ципин, Ф.Е. Захаров, М.А. Самсонов, 2012).

На протяжении длительного времени разработчики разных стран трудились над созданием ЭМГ-датчиков, позволяющих беспрепятственно проводить исследование. Совершение двигательных действий во время проведения пЭМГ было весьма проблематично из-за наличия проводов, сковывающих движения спортсмена, высокого уровня шума(помех) при регистрации биоэлектрической активности мышц (М.В. Казакова, Г.П. Кузнецова, 2017).

В результате адаптационных процессов опорно-двигательной системы к интенсивным тренировочным нагрузкам показатели пЭМГ профессиональных спортсменов отличаются от нормативных показателей здоровых людей, не занимающихся спортом (Lynn S.K. et al., 2018; R.G. Lockie et al., 2020). Изучая данную проблему, О.А. Пряшникова с соавт. предложила специальную классификацию пЭМГ у спортсменов, обозначив характерные значения амплитудно-частотных показателей: 1) исследование биоэлектрических потенциалов мышц в полном покое (амплитуда мышечного сокращения не превышает 4-8 мкВ); 2) исследование биоэлектрической активности при поддержании статических поз (амплитуда мышечного сокращения 20-110 мкВ); 3) исследование рефлекторной мышечной активности (амплитуда мышечного сокращения 15-140 мкВ); 4) исследование биоэлектрической активности

статических усилий (амплитуда мышечного сокращения 1,5 мВ, частота 160 импульсов в секунду); 5) залповидная ЭМГ при циклической деятельности (амплитуда мышечного сокращения 1-2 мВ, частота 140-190 импульсов в секунду); 6) гиперсинхронизированная ЭМГ, характерна для спортсменов в стадии утомления или при наличии тремора из-за снижения работоспособности скелетной мускулатуры (амплитуда мышечного сокращения 1-3 мВ, частота 6-18 импульсов в секунду); 7) селективная, избирательная ЭМГ отдельных ДЕ (амплитуда 130-600 мкВ, частота 6-50 колебаний в секунду) (О.А. Пряшникова с соавт., 2005).

За последние несколько лет возросло количество публикуемых работ, посвященных изучению биоэлектрической активности мышц спортсменов разных специализаций. Исследователи отмечают, что своевременная оценка функционального состояния нервно-мышечных структур позволяет не только оптимизировать тренировочный процесс и прогнозировать достижение высоких результатов, но и предупреждать развитие «усталостных» травм. Так, была проведена совместная работа С.И. Захаровой и А.В. Калининым, в ходе которой легкоатлеты были разделены на группы в зависимости от функционального состояния ОДА. Сравнивая здоровых спортсменов с легкоатлетами, имеющими разные формы перенапряжения ОДА, авторы выявили достоверные изменения показателей пЭМГ мышц ног, а также отметили, что при тестовом произвольном максимальном напряжении мышц суммарная биоэлектрическая активность тем выше, чем выше квалификация спортсмена (С.И. Захарова, А.В. Калинин, 2012). Позже, в 2019 г., анализируя работу мышц нижних конечностей легкоатлетов, специализирующихся в спортивной ходьбе, В.В. Фурсов пришел к выводу, что точность межмышечной координации напрямую зависит от квалификации спортсмена. Исследуя общую электрическую активность мышц ног во время ходьбы с одинаковой скоростью, автор выявил более высокие показатели у начинающих спортсменов, что свидетельствует о большей нагрузке на НМА и меньших периодах «отдыха» во время переключения мышечных групп (В.В. Фурсов, 2019). Изучая ранее написанные работы по регуляции спортивных

движений, ученые из Великолукской государственной академии физической культуры и спорта отметили, что исследование мышечной активности в легкой атлетике проводятся в основном с использованием устоявшихся «модельных» движений, чаще всего это ходьба или бег по прямой. Авторы предположили, а затем и доказали, что изменение траектории бега (бег по виражу) влечет за собой увеличение показателей биоэлектрической активности мышц ног в сравнении с привычным для спортсменов бегом по прямой. Было отмечено, что увеличение амплитуды, ее длительности и частотных характеристик, наиболее вероятно, связано с активацией дополнительных ДЕ для преодоления центробежной силы, воздействующей на спортсмена при беге по виражу. (И.В. Пискунов, Р.М. Городничев, 2019).

Исследуя мышечную координацию во время спринтерского бега и бега на средние дистанции, Л.Л. Ципин сопоставлял синхронность биоэлектрической активности четырехглавой мышцы бедра, двуглавой мышцы бедра и икроножной мышцы со скоростью бега. Автор отметил, что оптимальная межмышечная координация была достигнута на скорости 6,6-7,3 м/с (Л.Л. Ципин, 2015). Кроме того, было проанализировано несколько работ о влиянии тренировочной направленности и уровня подготовки на физиологическую организацию НМА профессиональных спортсменов. Сравнивая биоэлектрическую активность мышц у легкоатлетов и тяжелоатлетов, группа исследователей опровергла давно сложившуюся гипотезу о разнонаправленном действии аэробных и силовых нагрузок на гипертрофию мышечной ткани (А.Б. Мирошников с соавт., 2018). М.Б. Гурова в своей работе выявила взаимосвязь между квалификацией спортсмена и показателями биоэлектрической активности мышц у тяжелоатлетов и каратистов. Спортсмены-тяжелоеатлеты высокой квалификации имели более низкие амплитудно-частотные показатели в сравнении с начинающими тяжелоатлетами вследствие экономизации мышечных ресурсов и меньшей энергетической стоимости, затрачиваемой на совершение тяжелоатлетического упражнения. Высоквалифицированные каратисты в сравнении с каратистами низкой квалификации наоборот имеют более высокие амплитудные и низкие частотные

показатели (М.Б. Гурова, 2011). Похожие результаты были получены и опубликованы Л.С. Дворкиным с соавт., было отмечено, что после трех месяцев тренировки произошло снижение показателей пЭМГ и увеличение мышечной силы, что вероятнее всего является следствием адаптации и переходом к более экономичному режиму работы НМА (Л.С. Дворкин, О.И. Дюшко, 2019).

Исследуя биоэлектрическую активность мышц спортсменов силовых видов спорта, Л.Л. Ципин заключил, что увеличение веса снаряда, поднимаемого спортсменом, приводит к достоверному изменению средней амплитуды мышечного сокращения, а также отметил, что мышечные усилия при поднятии гири выше, несмотря на меньший вес в сравнении со штангой (Л.Л. Ципин, 2016).

Анализ параметров электрической активности мышц бедра и голени футболистов во время нагрузочного тестирования позволил не только оценить симметричность работы мышечных групп, но и выявить характерные для данного вида спорта особенности функционирования НМА, развивающиеся в результате тренировочной деятельности (О.А. Шевелев с соавт., 2020). Кроме того, ранее опубликованные исследования, проведенные у футболистов, позволили определить оптимальное положение бедра и голени, при которых регистрируется наибольшие значения биоэлектрической мышечной активности во время выполнения тренировочных движений (П.А. Сиренко, С.В. Королинская, Ю.П. Сиренко, 2013).

Ряд авторов, исследуя сложнокоординационные движения в спортивных танцах при помощи ЭМГ, пришли к выводу, что полученные частотно-амплитудные характеристики напрямую зависят от пола, уровня подготовленности и квалификации спортсменов (Л.В. Капилевич, Ю.П. Бредихина, 2016). Подобные выводы были сделаны в работе, включающей исследование биоэлектрической активности мышц предплечья у юных скалолазов. Так, биоэлектрическая активность исследуемых мышц у начинающих спортсменов регистрировалась не только в фазы движения, но и в периоды отдыха, в отличие от более тренированных спортсменов (М.Е. Пешков, 2020). Анализируя показатели суммарной ЭМГ в

скоростном скалолазании, авторы выявили группы мышц, отвечающих за успешный результат (А.В. Воронов с соавт., 2019).

Исследование ЭМГ-профиля спортсменов, специализирующихся в прыжках в воду, позволило выявить особенности мышечной работы, которые являются следствием специфической нагрузки на ОДА, а также оценить симметричность напряжения мышц верхних и нижних конечностей непосредственно во время прыжка с трамплина (Л. Ичжэ, И.Ю. Михута, С. Пэн, 2020).

Исследования биоэлектрической активности мышц у спортсменов, занимающихся академической греблей выявили взаимосвязь между показателями пЭМГ и возрастом, полом, квалификацией спортсменов. Более высокие амплитудно-частотные показатели, свидетельствующие о высоких функциональных возможностях, были выявлены у более тренированных спортсменов. Амплитудно-частотные показатели мужчин выше, в сравнении с женщинами (Н.М. Эраносьян, 2013). Группа ученых при помощи пЭМГ исследовала длительность совпадения по времени биоэлектрической активности сокращения двуглавой и трехглавой мышц плеча у спортсменов, занимающихся академической греблей, во время нагрузочного тестирования на гребном тренажере. Авторы пришли к выводу, что чем выше спортивный результат спортсмена, тем у него меньше длительность времени совпадения сокращения мышц-антагонистов (С.В. Власова, В.И. Ходулев, Г.Н. Пономарев, 2016).

Выявлена зависимость между успешными и неуспешными попытками спортсменов в пулевой стрельбе и значениями амплитудно-частотных показателей пЭМГ лучевого сгибателя запястья, локтевого разгибателя запястья, средней дельтовидной мышцы и трапецевидной мышцы (А.М. Пухов с соавт., 2015). Позже, в другой своей работе, авторы описали особенности изменения показателей пЭМГ мышц, несущих основную нагрузку при стрельбе из лука (А.М. Пухов с соавт. 2016).

В исследовании пЭМГ при выполнении приседаний со штангой в силовом троеборье было выявлено, что при приседании пауэрлифтерами без штанги максимальные показатели пЭМГ регистрировались с мышц бедра, однако при

выполнении приседания с отягощением 60% и более от максимально поднимаемого веса доля биоэлектрической активности мышц спины и голени увеличивается, а мышц бедра снижается (К.Д. Чермит, 2018).

Параметры пЭМГ пауэрлифтеров отличаются от баскетболистов и легкоатлетов. Выявлено, что выполнение сложнокоординационных движений, характеризующихся развитием максимальной силы (пауэрлифтинг), сопровождается более высокими показателями биоэлектрической активности скелетных мышц (О.В. Ланская, Е.В. Ланская, 2017). Анализ амплитудно-частотных показателей мышц ног и туловища у профессиональных баскетболистов во время выполнения броска в прыжке выявил зависимость между постановкой стопы (прямо или с поворотом) и характером межмышечной координации (В.Б. Татаров, 2017).

Исследование, проведенное у гимнастов при выполнении упражнения оборота назад в стойку на перекладине, позволило выявить мышечный дисбаланс (А.А. Румянцев, В.Н. Шляхтов, Д.В. Семенов, 2019). Опубликованная ранее работа показала, что применение пЭМГ в спортивной подготовке гимнастов также позволяет выявить напряжение паравертебральных мышц и определить дальнейшую программу для коррекции осанки и снятия мышечного напряжения, используя БОС-тренинги (И.А. Князева, 2007).

Специалисты отмечают актуальность применения суммарной ЭМГ в адаптивном спорте (М.В. Казакова, С.В. Смирнова, 2016). Изучая особенности мышечной работы у спортсменов-инвалидов, было проведено исследование биоэлектрической активности мышц у высококвалифицированных пауэрлифтеров с повреждениями ОДА. Во время выполнения упражнения жим лежа было выявлено, что чем выше нагрузка, тем сильнее мышечное сокращение, а следовательно, и выше амплитудно-частотные показатели огибающей ЭМГ (А.Б. Трембач с соавт., 2019). Использование метода пЭМГ на разных этапах подготовки спортсменов дает больше возможностей тренерам и врачам спортивной медицины для контроля функционального состояния нервно-мышечной системы и

построения адекватной тренировочной нагрузки (Т.В. Красноперова, И.Н. Ворошин, Е.А. Киселева, 2019).

Помимо вышеперечисленных работ о применении пЭМГ в спортивной практике, было проведено исследование взаимосвязи координационных способностей и биоэлектрической активности мышц у юных спортсменов. Авторы полагают, что, рассчитав коэффициент зрительного и звукового влияния на мышечную работу при выполнении сложнокоординационных упражнений, можно выявить спортсменов с высокими способностями к определенным видам спорта (Н.С. Давыдова с соавт., 2018).

Анализ доступной литературы показал, что за последние годы публикационная активность на тему применения пЭМГ для исследования функционального состояния НМА спортсменов резко возросла. Исследование суммарной биоэлектрической активности мышц при совершении спортивных движений позволяет оценить морфофункциональное состояние ДЕ, а также выявить особенности адаптации НМА к специфике тренировочного процесса. Малоизученными в настоящее время остаются частотные характеристики импульсации мотонейрона как у здоровых людей, так и у спортсменов.

### **1.5 Утомление нервно-мышечного аппарата и его электрофизиологические проявления**

Определение периодов максимальной работоспособности и развития мышечного утомления является важной составляющей успешной подготовки спортсменов. Несмотря на то, что утомление является нормальным физиологическим процессом, определение его развития после физической нагрузки решает две важные задачи: первая – развитие качественной адаптации к физическим нагрузкам и повышение функциональных возможностей НМА за счет резервных возможностей организма, вторая – профилактика срывов компенсаторных механизмов, влекущих за собой перенапряжение НМА и высокий риск травматизма из-за предельного истощения энергетических и функциональных систем.

За последние годы было опубликовано несколько работ, включающих измерение биоэлектрических потенциалов мышц во время проведения нагрузочного тестирования. Во время выполнения скоростно-силового упражнения, максимальные значения амплитуды мышечного сокращения были зарегистрированы только в 5 пробе. Следовательно, рост показателя обусловлен либо включением дополнительных ДЕ, либо синхронизацией биоэлектрического потенциала при многократном повторении упражнения. Дальнейшее тестирование показало снижение амплитуды мышечного сокращения, что вероятнее всего обусловлено процессами утомления (В.Б. Ласков, В.Н. Кулезнев, 2008). К аналогичному выводу пришли и исследователи, описавшие изменения ЭМГ-характеристик четырехглавой мышцы бедра при выполнении спортсменами-любителями нагрузочного тестирования. Авторы сделали вывод о тесной взаимосвязи между снижением амплитудно-частотных показателей пЭМГ исследуемой мышцы и отказом спортсмена от работы, предположив, что одной из причин снижения силы сокращения и частоты импульсации ДЕ является истощение гликогена в мышцах после продолжительной нагрузки (С.Н. Пигарева, С.Я. Классина, Н.А. Фудин, 2020). Учитывая разную направленность соревновательных упражнений, Л.Л. Ципин оценивал мышечную работу, выполняемую полиатлетистами при помощи методики пЭМГ. Анализируя силу, развиваемую спортсменом при выполнении упражнения, автор использовал среднюю амплитуду мышечного сокращения для расчета коэффициента силового превышения (Л.Л. Ципин, 2019). Анализ показателей биоэлектрической активности мышц у пятиборцев в период активной тренировочной деятельности дает информацию о функциональном состоянии НМА, а также помогает дозировать физические нагрузки, чтобы не допустить срыва адаптации и развития процессов переутомления (М.К. Борщ, Е.В. Хроменкова, 2016). Результаты данного исследования полностью согласуются с ранее полученными данными о том, что применение пЭМГ позволяет оценить изменение биоэлектрической активности мышц во время максимальной нагрузки, а также при развитии мышечного утомления (С.А. Штанько, А.Ю. Мейгал, В.Е. Маркелов, 2014)

В исследовании процессов нервно-мышечного утомления спортсменов, занимающихся академической греблей, пЭМГ также была проведена одновременно с использованием гребного эргометра. В ходе исследования были выявлены два граничных изменения амплитудных показателей пЭМГ латеральной широкой мышцы бедра, которые тесно связаны с аэробными возможностями спортсмена при проведении нагрузочного тестирования. Автор пришел к выводу, что методика пЭМГ может использоваться в качестве дополнительного метода оценки специальной работоспособности у гребцов (И. Складанивская, 2016). Регистрация пЭМГ с БОС во время тренировки на гребном тренажере показало, что это не только позволяет правильно распределить работу между основными задействованными мышцами, но и дает возможность тренерам дозировать физическую нагрузку с целью предотвращения «усталостных» травм (Д.А. Лукашевич, 2019).

Анализ амплитудно-частотных показателей пЭМГ непосредственно во время тренировки на гребном тренажере показал увеличение средней амплитуды и снижение средней частоты исследуемых мышц, что является свидетельством развития у спортсменов мышечного утомления (Д.А. Лукашевич, И.Ю. Михута, 2017; А.Ю. Мейгал, В.Е. Маркелов, 2014).

Рассматривая ЭМГ-параметры мышечной работы спортсменов, специализирующихся в стрельбе из лука, исследователи из Белоруссии отмечают преимущественное напряжение мышц рук в каждую фазу выстрела, и, следовательно, быстрое развитие в них утомления. Тогда как биоэлектрическая активность широчайшей мышцы спины остается предельно низкой, что по мнению авторов нарушает мышечную координацию во время выстрела (П.А. Белоус, М.К. Борщ, 2017).

Исследователи отмечают, что применение пЭМГ особенно эффективно у спортсменов, имеющих отклонения в функциональном состоянии НМА из-за специфической тренировочной нагрузки, характерной для определенного вида спорта (А.В. Шишкин, А.Е. Митин, С.О. Филиппова, 2013). Так, проведение ЭМГ у спортсменов, занимающихся джиу-джитсу, позволило выявить снижение,

увеличение, а также асимметрию тонуса мышц в разных отделах позвоночника не только в покое, но в состоянии напряжения. Полученные данные авторы использовали для построения и оценки эффективности реабилитационной программы, направленной на профилактику спортивного травматизма (Ф.Ю. Питиркин, 2020). Исследование биоэлектрических показателей двуглавой и трехглавой мышц плеча у борцов греко-римского стиля позволило построить программы БОС-тренинга, цель которого состояла в коррекции мышечной нагрузки (О.В. Куракина, Л.Н. Гондарева, 2018).

При изучении способов диагностики и коррекции синдрома перенапряжения мышц спины у гребцов были выявлены мышцы, в которых наиболее часто развиваются патологические изменения. Помимо локализованных болей, ограничения подвижности и нарушения осанки, авторы отметили мышечную асимметрию при проведении пЭМГ (М.В. Артамонова с соавт., 2018). Исследование биоэлектрической активности двуглавой мышцы плеча у тяжелоатлетов показало, что увеличение нагрузки во время выполнения тренировочных упражнений сопровождается увеличением показателей спектрального анализа, а при снижении нагрузки частотно-мощностные показатели пЭМГ не меняются. Авторы отметили снижение частотных показателей при развитии процессов утомления у спортсменов в процессе тренировки (А.Б. Трембач, В.В. Марченко, 2003).

Для изучения биоэлектрической активности мышц биатлонистов высокой квалификации исследователями была проведена пЭМГ во время нагрузочного тестирования на лыжероллерном тренажере «Раубичи». Авторы отметили, что максимальная амплитуда была зафиксирована во время 4 ступени, что предположительно является следствием активации максимального количества ДЕ. На следующих ступенях амплитуда мышечного сокращения снижалась из-за развития мышечного утомления (А.С. Дорожко, Д.И. Гусейнов, 2020). Исследование биоэлектрической активности мышц у юных танцоров дало представление о последовательном включении мышечных групп и их антагонистов

в разные фазы танцевального шага, а также позволило отследить процессы мышечного утомления (Е.С. Тимченко, В.С. Рубин, 2017).

Анализ литературных данных показал, что исследование процессов утомления НМА в процессе тренировочной деятельности является актуальным направлением, которое позволяет своевременно оценить функциональные возможности организма спортсмена и качественно улучшить его спортивную подготовку.

#### Заключение по обзору литературы

Таким образом, можно заключить о наличии достаточно большой теоретической и практической базы исследований, посвященных влиянию физической нагрузки, направленной на развитие основных двигательных качеств на НМА профессиональных спортсменов. Представлены данные об адаптационных изменениях НМА тяжелоатлетов, сформированных в процессе многолетнего тренировочного процесса. Адаптационные процессы, возникающие под действием нагрузок скоростно-силовой направленности, обусловлены в первую очередь биохимической, морфологической, а также физиологической перестройкой НМА спортсменов. Применение новых технологий регистрации и обработки ЭМГ-сигнала в спортивной практике позволяет изучить особенности функционального состояния НМА, возникающие в результате долговременной адаптации организма спортсмена к тренировочным нагрузкам. Исследование суммарной биоэлектрической активности мышц при совершении спортивных движений позволяет оценить морфофункциональное состояние ДЕ, а также выявить особенности срочной адаптации НМА спортсменов к специфике тренировочного процесса. Исследование процессов утомления НМА в процессе тренировочной деятельности решает две важные задачи: первая – развитие качественной адаптации к физическим нагрузкам и повышение функциональных возможностей НМА за счет резервных возможностей организма, вторая – профилактика срывов компенсаторных механизмов, влекущих за собой перенапряжение НМА и высокий риск травматизма из-за предельного истощения энергетических и функциональных систем.

## ГЛАВА 2 МЕТОДЫ И ОРГАНИЗАЦИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

### 2.1 Методологический аппарат и характеристика контингента исследуемых лиц

В исследовании приняли участие спортсмены разных видов спорта и специализаций, всего 128 человек, среди них 119 человек имели квалификацию КМС, МС, МСМК, ЗМС (табл.1). Исследование проводилось в Центре медико-биологических технологий Федерального государственного бюджетного учреждения «Северо-Кавказский федеральный научно-клинический центр Федерального медико-биологического агентства» на базе ФГБУ «Юг-Спорт» в период учебно-тренировочных сборов.

Таблица 1

Количественный состав исследуемого контингента

Раздел исследования	Спортивная специализация	Средний возраст, лет	Муж. пол, чел	Жен. пол, чел	Квалификация	Всего чел
Исследование нервно-мышечной передачи в покое	Тяжелая атлетика (штанга)	20±0,4	6	7	КМС 3 МС 7 МСМК 3	13
	Легкая атлетика (спринтеры, средневики, прыгуны, метатели)	26,4±4,7	6	11	КМС 4 МС 8 МСМК 5	19
	Биатлон	20,8±2,6	-	6	КМС 2 МС 3 МСМК 1	6
	Единоборства	25,3±5,7	6	-	КМС 1 МСМК 3	6
	Художественная гимнастика	21,7±2	-	9	МСМК 1 ЗМС 8	9
	Триатлон	20,3±3,6	8	6	КМС 5 МС 9	14
	Волейбол	20,9±1,9	7	-	-	7

Продолжение таблицы 1

	Фехтование	19±0,8	7	-	КМС 1 МС 3 МСМК 3	7
	Хоккей на траве	28,2±3,2	10	-	КМС 3 МС 4 МСМК 3	10
Исследование нервно-мышечной передачи при выполнении специальных упражнений	Тяжелая атлетика (штанга)	20,2±2,9	24	15	КМС 5 МС 28 МСМК 6	39
Всего		22,4±2,9	72	56	КМС 24 МС 62 МСМК 25 ЗМС 8	128

Исследование проводилось после подписания информированного добровольного согласия согласно приказу №390н Минздравсоцразвития от 23 апреля 2012 г. с одобрения локального этического комитета ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России.

Исследование включало несколько этапов:

1. Первый этап – отбор спортсменов. В исследовании приняли участие высококвалифицированные спортсмены разных специализаций, не имеющие жалобы на состояние здоровья.

2. Второй этап – распределение спортсменов по группам в зависимости от их спортивной специализации, пола, а у тяжелоатлетов – и по весовой категории.

3. Третий этап – оценка функционального состояния НМА спортсменов разных групп путем проведения стимуляционной ЭМГ, сравнение параметров М-ответа и СРВ по моторным волокнам малоберцового нерва у спортсменов силовых видов спорта со спортсменами других специализаций, а также с общепринятыми клиническими нормами здоровых людей, не занимающихся спортом.

4. Четвертый этап – исследование и оценка параметров работы ведущих мышц с позиций механизмов срочной адаптации НМА к специфической

физической нагрузке у высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении специальных соревновательных упражнений (рывок и толчок).

5. Пятый этап – разработка критериев диагностической оценки оптимального функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках.

6. Шестой этап – научное обоснование и апробация разработанной методики медицинского контроля.

## **2.2 Исследование функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов различных видов спорта**

Исследование функционального состояния НМА спортсменов разных групп в покое осуществлялось с помощью метода стимуляционной ЭМГ с помощью 4-канального АПК «Нейро-МВП» компании «Нейрософт» (г. Иваново). 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. При этом активный электрод накладывали на границе верхней и средней трети линии, соединяющей тыльную часть III плюснефалангового сустава и наиболее выступающую часть латеральной лодыжки, а референтный электрод – на тыльную часть V плюснефалангового сустава (С.Г. Николаев, 2010). Электростимуляцию проводили прямоугольными импульсами, время стимула – 0,2 мс, сила тока подбиралась индивидуально в диапазоне 15-30 мА.

В точке стимуляции «предплюсна» (точка на 1,5-3 см выше линии соединяющей лодыжки) исследовались следующие параметры М-ответа: амплитуда, площадь, длительность, латентность, резидуальная латентность. В точках стимуляции «головка малоберцовой кости» (проекция нижней части головки малоберцовой кости) и «подколенная ямка» (проекция медиального края сухожилия бицепса бедра) проводилась оценка латентности, скорости проведения импульса по нервному волокну, амплитуды, длительности и площади М-ответа.

### **2.3 Исследование механизмов срочной адаптации нервно-мышечного аппарата к специфической физической нагрузке у высококвалифицированных тяжелоатлетов**

Исследование механизмов срочной адаптации НМА к специфической физической нагрузке у высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении специальных соревновательных упражнений (рывок и толчок) осуществлялось с помощью системы BTS Motion System (BTS Bioengineering, Италия).

Точное фазовое деление выполняемого спортсменом упражнения осуществлялось с помощью видеозаписи, а также определения суставных углов с помощью инфракрасных камер и светоотражающих маркеров, закрепленных в области латеральной части плюсны стопы, латеральной части края реберной дуги, латеральной части голеностопного, коленного, тазобедренного суставов и торца грифа штанги. Начало и конец опорных и безопорных фаз определялись с помощью тензодинамометрической платформы. Суммарная ЭМГ регистрировалась с помощью беспроводных датчиков, передающих данные в систему BTS Motion system по беспроводным интерфейсам Bluetooth и WiFi. Датчики крепились с помощью липких электродов и тейпов. Исследовалось 8 мышц: трапециевидные мышцы, латеральные широкие мышцы бедра, двуглавые мышцы бедра (длинная головка-средняя часть), икроножные мышцы (латеральная головка-средняя часть). Анализ двигательных действий проводился с помощью программного обеспечения BTS SMART-Clinic, тяжелоатлетические упражнения были разделены на фазы и подфазы (Л.С. Дворкин, 2005; Нопин С.В., Сивохин И.П., Корягина Ю.В., Тер-Акопов Г.Н., Абуталимова СМ., 2020).

### **2.4 Статистическая обработка данных**

Статистическая обработка данных проводилась с помощью программного обеспечения Statistica 13.0 и заключалась в сравнении показателей групп, сформированных по видам спорта, полу и весовым категориям с помощью непараметрического U-критерия Манна-Уитни (для независимых групп) и T-критерия Вилкоксона (для зависимых групп).

### ГЛАВА 3

## ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА СПОРТСМЕНОВ СИЛОВЫХ ВИДОВ СПОРТА В СОСТОЯНИИ ПОКОЯ

Исследование функционального состояния НМА спортсменов силовых видов спорта при долговременной адаптации к мышечной деятельности проводилось с помощью методики регистрации М-ответов стимуляционной ЭМГ. Параметры М-ответа, регистрируемые с короткого разгибателя пальцев стопы, иннервируемого малоберцовым нервом, у тяжелоатлетов сравнивались с параметрами спортсменов других видов спорта и общепринятыми клиническими нормами.

В таблице 2 представлены параметры М-ответа, регистрируемые с короткого разгибателя пальцев стопы справа у спортсменов мужского пола. В точке стимуляции «предплюсна» показатели стимуляционной ЭМГ тяжелоатлетов не отличались от показателей спортсменов других специализаций. Однако, было выявлено, что значения амплитуды и площади М-ответа у легкоатлетов выше ( $p \leq 0,03$ ), чем у спортсменов смешанных единоборств, что свидетельствует о большем количестве волокон, рекрутируемых в мышечное сокращение при стимуляции двигательного нерва. Резидуальная латентность у триатлонистов ниже ( $p \leq 0,02$ ) в сравнении с аналогичным показателем волейболистов, что отражает более высокую скорость прохождения электрического импульса по немиелинизированным волокнам терминалей аксона.

В точке стимуляции «головка малоберцовой кости» значение латентности М-ответа тяжелоатлетов ниже в сравнении с аналогичным показателем волейболистов ( $p \leq 0,003$ ), фехтовальщиков ( $p \leq 0,004$ ) и хоккеистов ( $p \leq 0,004$ ). Полученные данные свидетельствуют о более коротком промежутке времени, необходимом для изменения мембранного потенциала и возникновения возбуждения в нервных клетках в ответ на внешний раздражитель (электрический ток) у тяжелоатлетов, в сравнении со спортсменами других видов спорта.

Параметры М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы справа у высококвалифицированных спортсменов мужского пола

Показатели	Вид спорта							Р	Нормативные значения
	Легкая атлетика М±σ, n=6, 1	Триатлон М±σ, n=8, 2	Тяжелая атлетика М±σ, n=6, 3	Волейбол М±σ, n=7, 4	Фехтование М±σ, n=7, 5	Единоборства М±σ, n=6, 6	Хоккей на траве М±σ, n=10, 7		
Предплюсна									
Латентность мс	4,01± 1,00	3,98± 0,67	3,95± 0,53	4,44± 0,42	4,33± 0,92	4,41± 0,73	3,92± 0,64	-	-
Амплитуда, мВ	7,28±2,36	5,38±1,59	7,76±3,57	4,92±1,61	5,78±3,31	4,16±1,17	6,82±3,53	1-6 p≤0,03	>3,5 мВ
Длительность, мс	5,92±0,84	6,34±0,82	5,96±1,09	6,33±0,88	5,96±1,21	5,79±0,60	6,06±0,59	-	-
Площадь, мВ×мс	22,88±7,29	16,60±5,70	23,60±10,7	15,37±5,91	17,49±11,1	12,85±5,03	21,72±12,2	1-6 p≤0,03	-
Рез. латентность мс	2,59±1,00	2,37±0,42	2,67±0,53	2,92±0,50	2,93±0,77	3,01±0,56	2,50±0,51	2-4 p≤0,02	<3,0 мс
Головка малоберцовой кости									
Латентность мс	11,23± 1,54	11,11± 1,40	10,10± 0,58	12,47± 0,95	11,86± 1,19	11,48± 1,30	11,34± 1,15	3-4 p≤0,003; 3-5 p≤0,004; 3-7 p≤0,004; 4-7 p≤0,05	-
Амплитуда, мВ	7,77±2,60	5,45±1,74	7,14±1,64	5,79±3,08	7,34±2,66	4,26±1,13	6,82±4,00	1-2 p≤0,01; 1-6 p≤0,01; 3-6 p≤0,02	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,45±0,95	6,82±0,80	6,44±0,96	7,24±1,12	6,75±0,97	6,76±0,72	6,58±0,75	-	-
Площадь, мВ×мс	24,63±8,31	18,28±5,98	22,50±6,14	20,13±11,3	22,90±7,44	13,50±4,10	22,31±14,3	3-6 p≤0,03; 5-6 p≤0,04	-

Продолжение таблицы 2

Скорость, м/с	50,38±4,82	48,43±5,03	54,43±4,02	48,44±2,61	50,20±4,84	50,43±3,49	49,33±3,89	3-4 p≤0,004; 2-3 p≤0,04; 3-7 p≤0,02	>40 м/с
Подколенная ямка									
Латентность мс	13,05± 1,61	12,76± 1,62	11,90± 0,54	14,10± 0,96	13,40± 1,19	13,28± 1,63	13,14± 1,28	3-4 p≤0,005; 3-5 p≤0,01; 3-7 p≤0,03	-
Амплитуда, мВ	8,00±2,30	5,45±1,90	6,06±2,71	6,20±3,05	7,99±2,38	4,62±1,57	6,82±3,68	1-2 p≤0,03; 1-6 p≤0,02	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,61±1,00	6,81±0,86	6,58±1,00	7,28±1,22	6,94±1,13	6,79±1,21	6,75±0,58	-	-
Площадь, мВ×мс	26,27±7,31	18,35±6,78	19,72±9,32	21,59±11,0	25,56±6,29	14,65±4,76	23,00±13,5	1-6 p≤0,03; 5-6 p≤0,02; 2-5 p≤0,04	-
Скорость, м/с	51,03±5,64	63,71±6,09	57,67±9,24	62,96±15,1	61,31±5,86	52,83±11,1	56,57±9,17	1-2 p≤0,007; 1-5 p≤0,01	>40 м/с

Примечание: p≤0,05 – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Амплитуда М-ответа в точке стимуляции «головка малоберцовой кости» у тяжелоатлетов ( $p \leq 0,02$ ) и легкоатлетов ( $p \leq 0,01$ ) значительно выше, чем у спортсменов смешанных единоборств. Также в этой точке стимуляции амплитуда М-ответа легкоатлетов ( $p \leq 0,01$ ) статистически значимо отличается от аналогичного показателя триатлонистов. Площадь М-ответа в точке стимуляции «головка малоберцовой кости» выше в группах тяжелоатлетов ( $p \leq 0,03$ ) и фехтовальщиков ( $p \leq 0,04$ ) при сравнении их с группой смешанных единоборств. Скорость распространения импульса по нервному волокну в сегменте «предплюсна» – «головка малоберцовой кости» у тяжелоатлетов статистически выше, чем у триатлонистов ( $p \leq 0,04$ ), волейболистов ( $p \leq 0,004$ ).

В точке стимуляции «подколенная ямка» было отмечено меньшее значение латентности у тяжелоатлетов в сравнении с волейболистами ( $p \leq 0,005$ ), фехтовальщиками ( $p \leq 0,01$ ) и хоккеистами ( $p \leq 0,03$ ). Было выявлено, что площадь М-ответа у фехтовальщиков выше в сравнении с аналогичным показателем триатлонистов ( $p \leq 0,04$ ) и борцов ( $p \leq 0,02$ ). Скорость проведения импульса на участке «головка малоберцовой кости» – «подколенная ямка» у легкоатлетов ниже, чем у триатлонистов ( $p \leq 0,007$ ) и фехтовальщиков ( $p \leq 0,01$ ).

Параметры ЭМГ, регистрируемые с короткого разгибателя пальцев стопы слева в точках стимуляции малоберцового нерва у спортсменов мужского пола приведены в таблице 3.

Сравнение параметров М-ответа, регистрируемого с короткого разгибателя пальцев стопы слева при стимуляции малоберцового нерва в точке «предплюсна», не показало достоверных различий нервно-мышечной передачи у спортсменов мужского пола разных видов спорта. Однако, в точке стимуляции «головка малоберцовой кости» значения латентности М-ответа у тяжелоатлетов ниже, чем у триатлонистов ( $p \leq 0,03$ ), волейболистов ( $p \leq 0,02$ ), фехтовальщиков ( $p \leq 0,004$ ) и хоккеистов ( $p \leq 0,03$ ).

Параметры М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы слева у высококвалифицированных спортсменов мужского пола

Показатели	Вид спорта							Р	Нормативные значения
	Легкая атлетика М±σ, n=6, 1	Триатлон М±σ, n=8, 2	Тяжелая атлетика М±σ, n=6, 3	Волейбол М±σ, n=7, 4	Фехтование М±σ, n=7, 5	Единоборства М±σ, n=6, 6	Хоккей на траве М±σ, n=10, 7		
Предплюсна									
Латентность мс	4,01± 0,67	4,24± 0,62	3,78± 0,41	4,22± 0,54	4,12± 0,53	4,60± 1,38	4,00± 0,99	-	-
Амплитуда, мВ	6,27±1,78	4,85±1,91	7,71±2,46	5,19±3,09	6,97±3,26	6,84±3,98	6,53±3,36	-	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,07±0,65	6,20±1,12	5,73±0,67	5,79±0,84	5,90±0,60	5,60±0,47	5,88±0,58	-	-
Площадь, мВ×мс	19,88±4,46	17,28±7,76	22,28±6,43	16,39±10,7	20,37±9,86	18,70±9,41	19,43±9,03	-	-
Рез. латентность мс	2,53±0,58	2,72±0,64	2,48±0,38	2,66±0,43	2,51±0,38	3,07±1,34	2,60±1,01	-	<3,0 мс
Головка малоберцовой кости									
Латентность мс	11,12± 1,40	11,20± 1,08	10,02± 0,61	11,91± 1,16	12,17± 1,93	11,85± 2,33	11,35± 1,17	2-3 p≤0,03; 3-4 p≤0,02; 3-5 p≤0,004; 3-7 p≤0,03	-
Амплитуда, мВ	5,37±1,40	5,75±2,41	7,86±2,19	6,53±3,86	6,53±3,52	5,99±3,61	6,70±3,26	-	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,88±0,91	7,25±2,20	6,19±0,61	6,86±0,61	6,90±0,97	6,13±0,54	6,67±0,75	-	-
Площадь, мВ×мс	18,13±3,27	19,49±8,34	24,10±7,19	21,49±13,1	20,20±8,92	17,78±9,43	21,09±9,02	-	-

Продолжение таблицы 3

Скорость, м/с	51,08±4,30	52,08±7,37	53,88±1,55	49,46±5,08	48,10±5,00	48,98±2,89	49,73±3,70	3-5 $p \leq 0,02$ ; 3-6 $p \leq 0,02$ ; 3-7 $p \leq 0,02$	>40 м/с
Подколенная ямка									
Латентность мс	12,58± 1,35	12,86± 1,03	11,75± 0,67	13,43± 1,26	13,56± 1,74	13,30± 2,51	12,95± 1,22	3-4 $p \leq 0,03$ ; 3-5 $p \leq 0,02$ ; 3-7 $p \leq 0,03$	-
Амплитуда, мВ	5,66±1,51	5,90±2,65	7,26±2,76	6,08±4,23	7,27±3,62	6,40±3,80	6,71±3,26	-	>3,5 мВ
Длительность, мс	7,04±0,93	6,80±1,54	6,24±0,71	6,60±0,75	6,88±0,88	6,47±0,63	6,53±0,93	-	-
Площадь, мВ×мс	19,85±5,17	20,44±9,22	22,42±9,50	20,67±14,8	23,27±9,67	19,45±8,87	21,41±9,17	-	-
Скорость, м/с	56,45±4,37	63,28±9,27	52,45±7,48	62,16±9,77	57,14±8,36	55,83±11,6	57,58±7,72	2-3 $p \leq 0,03$	>40 м/с

Примечание:  $p \leq 0,05$  – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Такая же тенденция отмечалась и при стимуляции малоберцового нерва справа. Кроме того, СРВ по нервному волокну у тяжелоатлетов выше, чем у фехтовальщиков ( $p \leq 0,02$ ), спортсменов смешанных единоборств ( $p \leq 0,02$ ) и игроков в хоккей на траве ( $p \leq 0,02$ ).

В точке стимуляции «подколенная ямка» значение латентности М-ответа также у тяжелоатлетов ниже, чем у волейболистов ( $p \leq 0,03$ ), фехтовальщиков ( $p \leq 0,02$ ) и хоккеистов ( $p \leq 0,03$ ). Несмотря на достаточно небольшое время между подачей стимула и возникновением М-ответа у тяжелоатлетов, СРВ на участке «головка малоберцовой кости» – «подколенная ямка» у них ниже чем у триатлонистов ( $p \leq 0,03$ ).

Таким образом, анализируя полученные данные, необходимо отметить, что параметры нервно-мышечной передачи отличаются у высококвалифицированных спортсменов мужского пола разных видов спорта. Так, у спортсменов циклических и ациклических видов спорта, тренирующих преимущественно скоростно-силовые качества и выносливость (тяжелая атлетика, легкая атлетика, триатлон), отмечены значения показателей, отражающие более высокую возбудимость и проводимость нервных клеток (латентность, резидуальная латентность, СРВ), а также более высокие значения биоэлектрической активности мышечных волокон (амплитуда, площадь, длительность М-ответа) в отличие от спортсменов ситуационных видов спорта, тренирующих преимущественно ловкость и координацию (волейбол, фехтование, смешанные единоборства, хоккей на траве).

Параметры ЭМГ, регистрируемые с короткого разгибателя пальцев стопы справа в точках стимуляции малоберцового нерва у спортсменов женского пола, приведены в таблице 4. В точке стимуляции малоберцового нерва «предплюсна» латентность М-ответа у легкоатлеток и триатлонисток статистически значимо отличалась ( $p \leq 0,04$ ). Кроме того, у них были отмечены достоверные различия между значениями резидуальной латентности ( $p \leq 0,03$ ). У спортсменок, специализирующихся в тяжелой атлетике, отмечена большая амплитуда М-ответа в сравнении со спортсменками, занимающимися художественной гимнастикой ( $p \leq 0,02$ ).

Параметры М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы справа у высококвалифицированных спортсменов женского пола

Показатели	Вид спорта					Р	Нормативные значения
	Легкая атлетика М±σ, n=11, 1	Триатлон М±σ, n=6, 2	Тяжелая атлетика М±σ, n=7 3	Биатлон М±σ, n=6, 4	Художественная гимнастика, М±σ, n=9, 5		
Предплюсна							
Латентность мс	3,70±0,46	4,31±0,67	3,50±0,85	4,10±0,81	4,05±0,90	1-2 p≤0,04	-
Амплитуда, мВ	6,51±2,58	4,81±2,11	6,16±1,79	6,44±1,55	3,81±1,04	1-5 p≤0,002; 3-5 p≤0,02; 4-5 p≤0,003	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,23±0,83	6,24±1,03	5,62±1,01	6,60±1,09	6,69±0,84	3-5 p≤0,03	-
Площадь, мВ×мс	20,69±7,67	14,27±6,54	18,29±5,61	21,25±6,54	14,00±4,13	2-4 p≤0,04; 1-5 p≤0,03	-
Рез. латентность мс	2,30±0,43	2,99±0,71	2,03±0,82	2,77±0,84	2,34±0,45	1-2 p≤0,03	<3,0 мс
Головка малоберцовой кости							
Латентность мс	10,43±0,87	10,80±1,04	9,46±0,94	10,97±1,73	11,18±1,07	2-3 p≤0,03; 3-5 p≤0,008	-
Амплитуда, мВ	6,66±2,81	5,26±1,54	6,16±2,10	5,27±2,59	3,14±1,15	1-5 p≤0,003; 2-5 p≤0,01; 3-5 p≤0,02; 4-5 p≤0,03	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,81±0,78	6,82±0,94	6,17±1,01	7,15±0,95	7,34±1,11	3-5 p≤0,02	-
Площадь, мВ×мс	22,26±9,10	16,87±4,06	19,47±7,64	17,67±8,56	11,79±4,92	1-5 p≤0,01	-

Продолжение таблицы 4

Скорость, м/с	50,12±3,44	51,32±4,00	55,80±4,53	51,35±9,18	47,60±2,06	1-3 p≤0,008; 3-5 p≤0,003	>40 м/с
Подколенная ямка							
Латентность мс	11,99± 0,99	12,38± 0,87	10,87± 1,07	12,27± 1,54	13,58± 1,47	1-5 p≤0,005; 2-3 p≤0,03; 3-5 p≤0,01	-
Амплитуда, мВ	6,68±2,76	5,39±1,87	7,29±2,16	5,82±1,13	2,67±0,89	1-5 p≤0,0002; 2-5 p≤0,008; 3-5 p≤0,003; 4-5 p≤0,002	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,90±0,82	6,55±1,29	6,01±0,86	7,29±0,89	5,37±1,47	1-5 p≤0,01; 1-3 p≤0,03; 3-4 p≤0,03; 4-5 p≤0,01	-
Площадь, мВ×мс	22,62±8,74	17,35±5,10	21,14±6,69	19,77±4,83	7,10±3,91	1-5 p≤0,0002; 2-5 p≤0,005; 3-5 p≤0,003; 4-5 p≤0,003	-
Скорость, м/с	58,99±7,41	54,50±10,4	62,16±9,02	61,47±4,20	41,57±12,9	1-5 p≤0,001; 3-5 p≤0,02; 4-5 p≤0,002	>40 м/с

Примечание: p≤0,05 – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Кроме того, гимнастки имели меньшую амплитуду М-ответа в сравнении с легкоатлетками ( $p \leq 0,002$ ) и биатлонистками ( $p \leq 0,003$ ). Площадь М-ответа также различалась у групп художественной гимнастики и легкой атлетики ( $p \leq 0,03$ ). Помимо этого, необходимо отметить достоверные отличия площади М-ответа в группах биатлона и триатлона ( $p \leq 0,04$ ). Длительность М-ответа в точке стимуляции «предплюсна» у спортсменок-тяжелоатлетов ниже, чем у гимнасток ( $p \leq 0,03$ ).

В точке стимуляции «головка малоберцовой кости» латентность М-ответа у спортсменок, специализирующихся в тяжелой атлетике, ниже, чем у триатлонисток ( $p \leq 0,03$ ) и гимнасток ( $p \leq 0,008$ ). Амплитуда М-ответа гимнасток достоверно отличалась не только от тяжелоатлетов ( $p \leq 0,02$ ), но и от аналогичного показателя легкоатлетов ( $p \leq 0,003$ ), триатлонисток ( $p \leq 0,01$ ) и биатлонисток ( $p \leq 0,03$ ). Отмечаются более низкие показатели длительности М-ответа у тяжелоатлетов в сравнении со спортсменками художественной гимнастики ( $p \leq 0,02$ ). Наиболее высокая скорость проведения импульса по нервному волокну на участке «предплюсна» – «головка малоберцовой кости» отмечается в группе тяжелоатлетов. Кроме того, она статистически отличается от аналогичного показателя легкоатлетов ( $p \leq 0,008$ ) и гимнасток ( $p \leq 0,003$ ).

В точке стимуляции «подколенная ямка», как и в точке «головка малоберцовой кости», значения латентности М-ответа у тяжелоатлетов ниже, чем у гимнасток ( $p \leq 0,01$ ) и триатлонисток ( $p \leq 0,03$ ). Кроме того, параметры латентности М-ответа у легкоатлетов ниже, чем у гимнасток ( $p \leq 0,005$ ). Сравнительный анализ биоэлектрической активности мышечных волокон показал, что амплитуда М-ответа гимнасток ниже, чем у легкоатлетов ( $p \leq 0,0002$ ), триатлонисток ( $p \leq 0,008$ ), тяжелоатлетов ( $p \leq 0,003$ ) и биатлонисток ( $p \leq 0,002$ ). Кроме того, отмечены более низкие значения площади М-ответа у спортсменок художественной гимнастики в сравнении с остальными группами спортсменов специализаций: легкая атлетика ( $p \leq 0,0002$ ), тяжелая атлетика ( $p \leq 0,003$ ), триатлон ( $p \leq 0,005$ ), биатлон ( $p \leq 0,003$ ).

Анализируя скорость проведения нервного импульса на участке «головка малоберцовой кости» – «подколенная ямка», необходимо отметить, что наиболее высокие значения были зафиксированы в группе тяжелой атлетики, они достоверно отличались от показателей группы художественной гимнастики ( $p \leq 0,02$ ). Кроме того, отмечена более высокая СРВ по нервным волокнам у легкоатлетов ( $p \leq 0,001$ ) и биатлонисток ( $p \leq 0,002$ ), в сравнении с гимнастками.

Параметры ЭМГ, регистрируемые с короткого разгибателя пальцев стопы слева в точках стимуляции малоберцового нерва у спортсменов женского пола, приведены в таблице 5. В точке стимуляции «предплюсна» слева наименьшие значения латентности М-ответа зарегистрированы у тяжелоатлетов, они статистически значимо отличаются от показателей легкоатлетов ( $p \leq 0,04$ ), триатлонисток ( $p \leq 0,02$ ) и биатлонисток ( $p \leq 0,01$ ). Резидуальная латентность у тяжелоатлетов ( $p \leq 0,02$ ) и гимнасток ( $p \leq 0,01$ ) ниже, чем у триатлонисток. Кроме того, данный показатель достоверно различался в группах легкой атлетики и художественной гимнастики ( $p \leq 0,02$ ). Амплитуда М-ответа у легкоатлетов выше, чем у триатлонисток ( $p \leq 0,01$ ) и гимнасток ( $p \leq 0,008$ ). Площадь М-ответа также была выше в группе легкой атлетики при сравнении с триатлоном ( $p \leq 0,02$ ), тяжелой атлетикой ( $p \leq 0,03$ ) и художественной гимнастикой ( $p \leq 0,04$ ).

В точке стимуляции «головка малоберцовой кости» показатель латентности у тяжелоатлетов ниже, чем у легкоатлетов ( $p \leq 0,03$ ), биатлонисток ( $p \leq 0,05$ ) и художественных гимнасток ( $p \leq 0,02$ ). Амплитуда М-ответа статистически значимо различается в группах легкой атлетики и художественной гимнастики ( $p \leq 0,03$ ). Длительность М-ответа тяжелоатлетов значительно ниже, чем у гимнасток ( $p \leq 0,007$ ). Наименьшие значения СРВ по моторным волокнам малоберцового нерва на участке «предплюсна» – «головка малоберцовой кости» зафиксированы у спортсменок художественной гимнастики. Сравнивая данный показатель гимнасток с аналогичными показателями спортсменок других видов спорта, были выявлены достоверные различия в группах легкой атлетики ( $p \leq 0,003$ ), триатлона ( $p \leq 0,01$ ), тяжелой атлетики ( $p \leq 0,01$ ).

Параметры М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы слева у высококвалифицированных спортсменов женского пола

Показатели	Вид спорта					Р	Нормативные значения
	Легкая атлетика М±σ, n=11, 1	Триатлон М±σ, n=6, 2	Тяжелая атлетика М±σ, n=7 3	Биатлон М±σ, n=6, 4	Художественная гимнастика, М±σ, n=9, 5		
Предплюсна							
Латентность мс	3,93± 0,31	4,59± 1,10	3,3± 0,82	4,80± 1,43	3,59± 0,49	1-4 p≤0,04; 1-3 p≤0,04; 2-3 p≤0,02; 3-4 p≤0,01; 4-5 p≤0,01	-
Амплитуда, мВ	6,93±1,99	4,07±1,42	5,30±1,78	5,86±2,81	4,60±1,68	1-2 p≤0,01; 1-5 p≤0,008	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,12±0,82	6,17±0,68	6,06±0,95	6,83±2,12	6,66±0,66	-	-
Площадь, мВ×мс	21,62±6,47	12,97±5,44	16,49±5,64	17,22±6,79	15,90±4,12	1-2 p≤0,02; 1-3 p≤0,03; 1-5 p≤0,04	-
Рез. латентность мс	2,56±0,38	2,97±0,61	1,99±0,68	2,98±1,52	1,99±0,51	1-5 p≤0,02; 2-3 p≤0,02; 2-5 p≤0,01	<3,0 мс
Головка малоберцовой кости							
Латентность мс	10,71± 0,87	10,90± 1,21	9,44± 1,12	11,43± 2,01	11,21± 0,85	3-5 p≤0,02; 3-4 p≤0,05; 1-3 p≤0,03	-

Продолжение таблицы 5

Амплитуда, мВ	6,45±2,43	5,04±0,50	5,60±3,16	4,86±2,95	4,07±1,29	1-5 p≤0,03	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,84±0,94	7,28±0,94	6,30±0,78	7,51±3,35	7,11±0,70	3-5 p≤0,007	-
Площадь, мВ×мс	21,52±8,84	16,97±2,85	17,61±9,27	15,12±7,48	14,49±4,88	-	-
Скорость, м/с	50,80±3,09	53,62±5,83	53,73±5,23	48,72±7,99	45,68±2,73	1-5 p≤0,003; 2-5 p≤0,01; 3-5 p≤0,01	>40 м/с
Подколенная ямка							
Латентность мс	12,10± 0,75	12,88± 0,80	10,79± 1,02	13,37± 2,19	13,23± 1,34	1-5 p≤0,04; 1-3 p≤0,02; 2-3 p≤0,005; 3-4 p≤0,01; 3-5 p≤0,01	-
Амплитуда, мВ	6,68±2,12	5,00±0,45	6,94±2,85	5,44±2,94	3,66±1,36	1-5 p≤0,001; 2-5 p≤0,03	>3,5 мВ
Длительность, мс	6,94±1,06	6,25±1,10	5,93±0,95	7,83±3,27	6,58±1,43	-	-
Площадь, мВ×мс	22,28±7,95	16,53±3,27	20,11±7,22	17,35±7,33	11,71±6,47	1-5 p≤0,006	-
Скорость, м/с	60,87±11,2	46,68±6,96	65,97±6,60	47,83±7,59	50,83±14,1	1-2 p≤0,008; 1-4 p≤0,01; 2-3 p≤0,003; 3-4 p≤0,003	>40 м/с

Примечание: p≤0,05 – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

В точке стимуляции «подколенная ямка» наиболее низкие значения латентности М-ответа отмечаются у спортсменок, специализирующихся в тяжелой атлетике ( $p \leq 0,04$ ). Амплитуда и площадь биоэлектрической активности мышечных волокон значительно выше у спортсменок, специализирующихся в легкой атлетике ( $p \leq 0,006$ ), в сравнении с гимнастками. Наибольшие значения СРВ зарегистрированы у тяжелоатлетов, они статистически выше, чем у триатлонистов ( $p \leq 0,003$ ) и биатлонистов ( $p \leq 0,003$ ). Кроме того, аналогичный показатель у группы легкой атлетики также достоверно различается при сравнении со спортсменками групп триатлона ( $p \leq 0,008$ ) и биатлона ( $p \leq 0,01$ ).

Таким образом, исследование параметров М-ответа короткого разгибателя пальцев стопы и с правой, и с левой стороны показало, что мышечное сокращение с большими параметрами амплитуды и площади зарегистрировано у спортсменок, чей тренировочный процесс направлен преимущественно на скоростно-силовую подготовку (тяжелая атлетика, метание, спринт). Параметры мышечного ответа у спортсменок циклических видов спорта, тренирующих преимущественно выносливость (биатлон, триатлон), были не такими высокими как у спортсменок, тренирующих скорость и силу, однако превосходили аналогичные параметры гимнасток. Предполагается, что данные М-ответа у спортсменок, специализирующихся в художественной гимнастике, ниже относительно таких же показателей спортсменок других групп в связи с меньшим развитием гипертрофических процессов в мышечной ткани. Более низкие показатели латентности и резидуальной латентности М-ответа отмечаются у спортсменок со скоростно-силовой направленностью тренировочного процесса (тяжелая атлетика, метание, спринт). Кроме того, СРВ по нервному волокну у них значительно выше, чем у гимнасток, тренирующих ловкость и координацию. Полученные данные свидетельствуют о более быстром протекании таких электрических явлений нервной ткани, как возбудимость и проводимость у спортсменок, чей тренировочный процесс направлен на развитие взрывной силы и скорости в сравнении со спортсменками других групп.

Сравнение параметров М-ответа при стимуляции малоберцового нерва электрическим током у тяжелоатлетов с общепринятыми клиническими нормами здоровых людей, не занимающихся спортом, позволило оценить функциональное состояние мышечных волокон, а также скорость, силу и синхронность их активации. Значения амплитуды М-ответа у тяжелоатлетов и с правой стороны, в точках стимуляции: «предплюсна», «головка малоберцовой кости», «подколенная ямка», и с левой стороны, в аналогичных точках на 30% выше в сравнении с нормативными значениями здоровых людей. Разница между показателями в дистальных и проксимальных точках стимуляции амплитуды и длительности М-ответа у тяжелоатлетов не превышает 15%, что согласуется с общепринятыми клиническими нормами здоровых людей.

Показатели площади М-ответа справа имеют схожую тенденцию с параметрами амплитуды, в результате чего наибольшие значения были зарегистрированы в дистальной точке стимуляции «предплюсна», а наименьшие в точке стимуляции «подколенная ямка». Значения латентности М-ответа при стимуляции малоберцового нерва у тяжелоатлетов, как и у здоровых людей, практически симметричны с правой и с левой стороны. Резидуальная латентность у тяжелоатлетов не превысила 3 мс, что укладывается в нормативный интервал и свидетельствует о достаточно быстром проведении импульса по терминалям аксонов, не имеющих миелиновой оболочки. Кроме того, СРВ по миелинизированным нервным волокнам также оказалась высокой и справа, и слева, в сравнении с клинической нормой.

Таким образом, полученные данные – высокие значения амплитуды и площади М-ответа, низкие значения латентности и резидуальной латентности, высокие скорости проведения импульса по участкам нервных волокон – не только свидетельствуют о соответствии параметров клиническим нормам здоровых людей, но и позволяют сделать заключение о достаточно высоком функциональном состоянии НМА нижних конечностей у высококвалифицированных тяжелоатлетов, что в свою очередь является результатом долговременной адаптации к специфической физической нагрузке.

## ГЛАВА 4

### **ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА У СПОРТСМЕНОВ-ТЯЖЕЛОАТЛЕТОВ ПРИ ВЫПОЛНЕНИИ СОРЕВНОВАТЕЛЬНЫХ УПРАЖНЕНИЙ (ПО ДАННЫМ ПОВЕРХНОСТНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ)**

#### **4.1 Функциональное состояние нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов женского пола при выполнении соревновательных упражнений**

Исследование функционального состояния нервно-мышечной системы тяжелоатлетов и ее срочных адаптационных возможностей осуществлялось путем проведения пЭМГ во время выполнения упражнений рывок и толчок. Данные, полученные при проведении пЭМГ левой и правой трапециевидных мышц при выполнении рывка спортсменками, специализирующимися в тяжелой атлетике, представлены в таблице 6.

Средняя амплитуда трапециевидной мышцы менялась на протяжении всех фаз рывка. Минимальное ее значение слева и справа зарегистрировано в первую фазу тяги, а максимальное отмечается во вторую фазу подседа. Аналогично средней, наиболее низкие значения максимальной амплитуды зафиксированы также в первую фазу тяги, а высокие – в финальную фазу вставания. Анализ частотных параметров трапециевидных мышц показал, что наименьшие значения регистрировались преимущественно в первую фазу тяги, а наибольшие – во вторую фазу подрыва, за исключением показателя пиковой частоты правой трапециевидной мышцы, максимальные значения которого отмечены во вторую фазу подседа.

Минимальные значения амплитудно-частотных показателей, регистрируемые в первую фазу тяги при проведении пЭМГ трапециевидных мышц, обусловлены в первую очередь низким уровнем мышечного напряжения, так как атлет только начинает свое взаимодействие со штангой и фаза эта продолжается до отрыва штанги от помоста.

Показатели пЭМГ левой и правой трапецевидных мышц у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой трапецевидной мышцы					Показатели пЭМГ правой трапецевидной мышцы				
	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная
	амплитуда, мВ М±σ	амплитуда, мВ М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	амплитуда, мВ М±σ	амплитуда, мВ М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ
Тяга 1.1	0,147±0,099	1,319±0,803	51,8±16,0	64,9±13,3	55,5±12,6	0,134±0,096	1,037±0,658	48,3±15,7	58,3±10,8	50,6±11,8
Тяга 1.2	0,396±0,215	1,682±0,798	52,4±14,9	73,7±15,8	63,3±15,6	0,301±0,228	1,431±0,947	62,0±16,6	68,2±13,2	61,0±15,0
Подрыв 2.1	0,388±0,164	1,359±0,521	60,1±37,9	85,5±30,0	66,5±36,6	0,323±0,151	1,217±0,563	52,3±23,7	74,4±23,2	59,3±21,7
Подрыв 2.2	0,418±0,207	1,468±0,724	79,3±37,6	87,8±23,4	76,6±29,1	0,380±0,188	1,651±1,003	65,7±35,6	83,0±24,5	75,0±26,1
Подсед 3.1	0,572±0,232	2,483±0,704	63,5±17,5	78,6±14,1	68,1±12,0	0,475±0,185	2,014±0,647	59,2±27,3	74,5±18,1	64,6±23,9
Подсед 3.2	0,802±0,341	2,720±0,838	69,3±14,2	80,4±7,1	74,1±5,9	0,698±0,299	2,770±1,225	71,0±14,5	80,8±10,5	73,6±10,4
Вставание 4	0,619±0,324	2,801±0,951	60,7±18,7	75,3±6,9	65,6±5,8	0,549±0,281	2,823±1,136	67,0±21,9	76,5±7,9	67,9±6,6

В фазу подрыва, которая делится на амортизационную, когда начинается активное движение разгибателей туловища, и фазу финального разгона, сопровождающуюся максимумом разгибания ног и туловища, частота импульсации мотонейронов к мышечным волокнам трапецевидной мышцы достигает наибольших значений. При этом максимальное сокращение трапецевидных мышц начинается во вторую фазу подседа и в фазу вставания, когда спортсмен фиксирует штангу над головой. Концентрическое мышечное напряжение, развиваемое при быстром взрывном усилии, сменяется статическим, необходимым для стабилизации верхних конечностей в поднятом положении и удержании веса.

Данные пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра, полученные при выполнении рывка спортсменками, специализирующимися в тяжелой атлетике, представлены в таблице 7. Регистрация электрического сигнала с поверхности латеральных широких мышц бедра, участвующих в ротации голени, позволила выявить фазы максимального и минимального напряжения при выполнении тяжелоатлетического рывка. Наиболее высокие значения средней амплитуды зафиксированы в первую фазу подрыва, а низкие – в первую фазу тяги. Максимальная амплитуда имела наиболее высокие значения в первую фазу подседа, а низкие в первую фазу тяги. Максимальные значения частотного спектра регистрировались в первую фазу подрыва как слева так и справа.

Таким образом, минимальное напряжение латеральной широкой мышцы бедра отмечается в первую фазу тяги, до приложения спортсменом усилия для отрыва штанги от помоста. Максимальное мышечное сокращение развивается сначала в амортизационную фазу подрыва, а затем в безопорную фазу подседа, преимущественно для стабилизации оси нижних конечностей при нагрузке. Анализ показателей спектральной плотности мощности сигнала позволил выявить волнообразный характер импульсации мотонейронов к мышечным волокнам латеральных широких мышц бедра, что свидетельствует о дроблении усилий, необходимых для выполнения упражнения.

Таблица 7

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра				
	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная
	амплитуда, мВ M±σ	амплитуда, мВ M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ	амплитуда, мВ M±σ	амплитуда, мВ M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ
Тяга 1.1	0,132±0,075	0,973±0,521	38,9±9,6	60,5±8,5	50,8±10,7	0,132±0,060	0,933±0,464	46,1±7,1	64,2±11,2	51,0±8,3
Тяга 1.2	0,311±0,186	1,397±0,834	55,2±16,6	69,4±9,7	62,2±9,2	0,316±0,170	1,336±0,720	52,9±22,0	70,3±12,8	57,8±13,3
Подрыв 2.1	0,437±0,099	1,570±0,984	60,1±19,3	77,4±14,8	67,3±14,6	0,355±0,155	1,334±0,588	64,3±17,3	81,2±12,6	69,2±14,8
Подрыв 2.2	0,198±0,134	1,087±0,751	49,4±20,3	69,4±15,9	58,6±18,9	0,211±0,107	1,151±0,455	54,9±16,8	73,5±12,1	65,4±12,9
Подсед 3.1	0,199±0,114	1,611±0,787	36,9±16,9	56,5±16,5	44,5±15,7	0,218±0,091	1,737±0,772	41,8±17,8	54,4±16,4	46,6±14,1
Подсед 3.2	0,199±0,119	1,260±0,700	51,2±29,8	60,4±13,1	55,8±15,8	0,186±0,091	1,012±0,544	42,4±15,5	60,8±12,5	48,7±10,6
Вставание 4	0,271±0,181	1,519±0,869	55,7±19,4	68,8±10,0	64,2±12,6	0,280±0,156	1,586±0,748	54,1±10,7	70,2±11,4	61,4±10,3

Данные пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра, отвечающих за разгибание, приведение и наружную ротацию бедра, а также сгибание и наружную ротацию голени, полученные при выполнении рывка спортсменками, специализирующимися в тяжелой атлетике, представлены в таблице 8. Средняя амплитуда длинной головки двуглавой мышцы бедра у спортсменок при выполнении рывка имела наиболее низкие значения в первую фазу тяги, а наиболее высокие в первую фазу подрыва. В то время как наиболее высокие значения максимальной амплитуды регистрировались в первую фазу подседа, а низкие – так же, как и минимальные значения средней амплитуды в первую фазу тяги. Анализ спектральной плотности мощности сигнала показал, что наименьшая частота импульсации мотонейронов отмечалась в фазу подседа, непосредственно после того как достигала максимума в фазу подрыва. При этом максимальные значения средней частоты отмечались в первую фазу подрыва, а минимальные во вторую фазу подседа. Наибольшие значения медианной и пиковой частот при регистрации ЭМГ правой двуглавой мышцы бедра отмечались во вторую фазу подрыва, а наименьшие во вторую фазу подседа. В то время как показатели пиковой и медианной частоты при регистрации электрического сигнала с левой двуглавой мышцы бедра достигли максимума в первую фазу подрыва, а минимума – в первую фазу подседа. Таким образом, анализируя амплитудные показатели ЭМГ двуглавых мышц, необходимо отметить, что минимальное мышечное напряжение отмечается в первую фазу тяги до того, как произошел отрыв штанги от помоста. При этом максимальное напряжение отмечается в фазы, во время которых происходит разгибание бедра и выпрямление туловища, сопровождающихся динамическим концентрическим сокращением двуглавых мышц. Частота импульсации мотонейронов носит волнообразный характер, снижаясь в моменты ухода спортсмена вниз под штангу, что способствует лучшей координации и регуляции силы и скорости мышечного сокращения.

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой двуглавой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой двуглавой мышцы бедра				
	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная
	амплитуда, мВ М±σ	амплитуда, мВ М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	амплитуда, мВ М±σ	амплитуда, мВ М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ
Тяга 1.1	0,072±0,022	0,558±0,228	35,5±11,7	65,4±14,3	52,2±13,7	0,069±0,028	0,490±0,290	44,4±13,6	60,1±12,0	48,7±9,2
Тяга 1.2	0,207±0,091	0,971±0,424	57,8±24,5	85,6±14,5	70,7±13,2	0,207±0,097	0,918±0,403	40,1±13,7	71,0±12,2	53,9±14,9
Подрыв 2.1	0,309±0,087	1,066±0,354	75,9±39,5	96,4±16,8	91,0±26,3	0,332±0,171	1,125±0,545	60,7±30,9	91,4±15,3	75,8±18,5
Подрыв 2.2	0,185±0,089	0,957±0,334	69,8±47,1	89,4±25,4	76,5±29,5	0,233±0,133	1,148±0,423	66,1±24,8	87,6±18,0	78,1±21,9
Подсед 3.1	0,157±0,074	1,281±0,798	33,4±19,1	56,1±18,0	39,2±17,3	0,158±0,076	1,038±0,631	42,3±18,0	57,9±12,1	44,9±13,1
Подсед 3.2	0,118±0,028	0,800±0,560	39,8±25,2	53,3±15,6	40,2±16,1	0,112±0,031	0,746±0,688	38,7±15,2	51,6±13,4	41,9±14,1
Вставание 4	0,141±0,040	0,751±0,266	47,2±13,9	74,9±12,6	64,5±9,9	0,145±0,063	0,849±0,387	50,5±11,0	68,5±14,9	59,1±16,3

Данные пЭМГ левой и правой икроножных мышц, полученные при выполнении рывка спортсменками, специализирующимися в тяжелой атлетике, представлены в таблице 9. Средняя амплитуда латеральной головки левой икроножной мышцы последовательно возрастала, достигнув максимального значения в первую фазу подрыва, после чего началось снижение данного показателя до его минимума во время второй фазы подседа. При этом наиболее высокие значения максимальной амплитуды аналогичной мышцы регистрировались в первую фазу подседа, а низкие – во вторую фазу подседа. В отличие от амплитудных показателей левой, средняя и максимальная амплитуда правой икроножной мышцы имела более низкие значения в первую фазу тяги, а наиболее высокие значения – в первую фазу подрыва. Анализируя биоэлектрические характеристики икроножных мышц, необходимо отметить, что максимальные значения амплитуды мышечного сокращения регистрировались в конце подрыва и начале подседа, когда спортсмен отклоняется назад и поднимается высоко на носки. В этот момент мышца сокращается в динамическом концентрическом режиме. Сразу после этого спортсмен со штангой перемещаются вниз в подсед и фиксирует штангу над головой. В этот момент амплитудные показатели значительно снижаются, достигая минимальных значений. После чего наступает финальная фаза вставания и фиксации штанги над головой, в результате чего снова растет сила скорость сокращения икроножных мышц. Подобная смена фаз отдыха-напряжения вероятнее всего являются результатом срочной адаптации нервно-мышечной системы к систематическим нагрузкам, требующим проявления максимальных и взрывных усилий.

Анализируя показатели пЭМГ трапециевидных мышц спины, латеральных широких и двуглавых мышц бедра, икроножных мышц у тяжелоатлетов во время выполнения упражнения, необходимо отметить отсутствие нормативных значений, по которым можно провести оценку полученных данных.

Показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой икроножной мышцы					Показатели пЭМГ правой икроножной мышцы				
	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная
	амплитуда, мВ M±σ	амплитуда, мВ M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ	амплитуда, мВ M±σ	амплитуда, мВ M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ	частота, Гц M±σ
Тяга 1.1	0,046±0,023	0,430±0,273	37,8±8,9	78,4±17,4	65,1±18,6	0,043±0,028	0,366±0,210	40,8±12,6	102,0±101,0	58,9±12,2
Тяга 1.2	0,120±0,075	0,833±0,469	41,5±22,3	81,3±10,5	66,9±22,0	0,084±0,043	0,469±0,246	53,7±16,6	86,1±16,2	73,6±17,6
Подрыв 2.1	0,317±0,112	1,202±0,490	85,8±44,2	96,2±28,2	90,7±35,8	0,258±0,085	1,019±0,308	83,5±20,9	99,6±22,7	91,1±24,0
Подрыв 2.2	0,181±0,066	1,099±0,409	79,1±44,2	103,5±33,3	82,1±41,1	0,168±0,053	0,976±0,326	108,2±53,4	118,1±27,3	108,5±35,0
Подсед 3.1	0,076±0,052	0,820±0,819	17,5±9,8	64,2±34,6	42,7±38,2	0,069±0,036	0,709±0,564	28,8±18,1	53,5±20,2	34,1±15,2
Подсед 3.2	0,107±0,076	0,753±0,471	25,9±18,5	64,5±24,6	44,6±22,7	0,076±0,049	0,547±0,276	33,8±30,0	61,9±19,9	50,7±23,6
Вставание 4	0,093±0,060	0,791±0,465	48,5±8,9	79,3±16,0	66,5±8,2	0,062±0,026	0,574±0,273	53,0±22,0	80,7±20,1	69,0±25,4

Показатели пЭМГ левой и правой трапециевидной мышцы у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 10.

Несмотря на схожесть первых четырех фаз рывка и толчка, пик электроактивности трапециевидных мышц у тяжелоатлетов наступает в разные фазы упражнений. Так, отмечается сначала повышение показателей средней и максимальной амплитуды во вторую фазу подседа, а затем повышение этих показателей к финальной стадии вставания, когда спортсмен держит штангу над головой. Мышцы при этом работают в концентрическом динамическом режиме.

Изучая частотную активность, необходимо отметить, что при выполнении толчка более отчетливо прослеживается тенденция дробления усилий в сравнении с рывком, когда фазы напряжения и отдыха сменяют друг друга для экономизации мышечных энергоресурсов.

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 11. Минимальные амплитудные значения были зарегистрированы преимущественно в финальную фазу вставания. При этом наибольшие значения средней и максимальной амплитуды регистрировались в разные фазы толчка с правой и левой стороны.

Исследование спектральной плотности мощности сигнала позволило выявить тенденцию, согласно которой максимальные значения пиковой, медианной и средней частот с правой и левой стороны регистрировались преимущественно в фазу полуподседа 6.2.

Полученные амплитудно-частотные параметры свидетельствуют о вовлечении в сокращение максимального количества ДЕ преимущественно в фазы, сопровождающиеся развитием взрывного ускорения при разгибании голени. Мышечное сокращение при этом носит динамический концентрический характер.

Показатели пЭМГ левой и правой трапецевидных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой трапецевидной мышцы					Показатели пЭМГ правой трапецевидной мышцы				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,125±0,069	1,102±0,612	44,4±15,0	63,1±10,4	53,1±12,4	0,101±0,060	0,853±0,492	46,3±20,2	59,9±12,1	55,0±13,0
Тяга 1.2	0,385±0,170	1,641±0,844	59,3±23,9	71,5±12,9	61,1±15,4	0,341±0,164	1,465±0,633	55,6±10,8	63,9±10,9	58,1±10,3
Подрыв 2.1	0,376±0,120	1,541±0,387	65,4±48,3	83,7±34,7	66,5±47,3	0,363±0,159	1,523±0,730	43,2±23,1	70,9±21,4	54,9±22,7
Подрыв 2.2	0,409±0,175	1,509±0,745	83,3±41,9	87,6±23,2	74,9±25,4	0,404±0,169	1,629±0,684	54,9±35,1	76,7±26,1	61,3±31,1
Подсед 3.1	0,227±0,120	1,487±0,812	53,6±29,6	75,5±20,7	62,7±23,7	0,209±0,088	1,444±0,754	43,0±26,2	74,8±19,7	56,9±23,2
Подсед 3.2	0,551±0,210	2,431±0,734	45,7±20,4	61,2±13,6	50,9±16,5	0,537±0,223	2,447±0,697	45,4±24,2	58,3±15,0	51,0±17,1
Вставание 4	0,401±0,214	2,327±0,824	47,4±17,6	57,0±10,9	49,0±12,2	0,388±0,212	2,122±0,983	49,3±19,4	60,3±10,1	55,7±9,5
Полу- подсед 6. 1	0,330±0,194	1,816±0,958	45,4±17,8	61,7±11,8	50,7±10,6	0,323±0,158	1,675±0,722	51,7±15,3	61,7±11,8	52,1±12,8
Полу- подсед 6.2	0,470±0,230	1,964±0,726	56,3±24,8	67,3±15,4	60,5±16,3	0,512±0,250	2,093±0,838	58,9±26,3	66,7±14,5	61,4±16,2
Подсед 7	0,650±0,212	2,671±0,659	57,9±23,9	71,6±17,9	61,1±19,9	0,641±0,211	2,840±0,876	53,8±25,3	73,1±13,5	60,0±19,2
Вставание 8	0,673±0,384	2,837±1,203	59,9±14,6	74,2±6,7	68,1±5,9	0,658±0,295	3,111±1,109	59,3±24,8	72,0±12,1	62,4±17,4

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,162±0,094	1,106±0,621	46,0±10,9	63,9±9,7	56,3±10,0	0,170±0,085	1,050±0,529	43,9±15,3	65,6±12,1	54,0±12,6
Тяга 1.2	0,251±0,122	1,168±0,606	46,3±12,7	68,3±11,9	57,9±12,4	0,286±0,184	1,215±0,813	50,5±15,7	70,4±12,6	59,8±12,7
Подрыв 2.1	0,299±0,176	1,349±0,813	52,9±20,3	74,3±25,9	64,6±26,9	0,337±0,134	1,463±0,654	52,7±28,4	70,2±21,3	64,9±24,0
Подрыв 2.2	0,218±0,142	0,983±0,489	33,5±20,5	60,0±19,7	50,7±16,9	0,243±0,129	1,306±0,579	23,5±16,3	62,8±21,2	49,9±21,9
Подсед 3.1	0,169±0,081	1,253±0,617	40,1±20,1	55,8±12,5	47,7±13,8	0,162±0,073	1,359±0,761	41,3±17,5	58,6±8,4	47,0±10,5
Подсед 3.2	0,312±0,142	1,659±0,705	44,8±22,5	58,0±16,7	51,6±17,3	0,310±0,135	1,515±0,730	43,1±18,9	61,5±15,4	49,9±16,1
Вставание 4	0,304±0,191	1,479±0,827	57,4±14,4	72,9±7,9	66,0±5,1	0,328±0,153	1,630±0,721	67,4±15,8	76,4±11,9	69,3±8,1
Полу- подсед 6. 1	0,223±0,162	1,430±0,956	50,4±14,1	70,2±10,2	64,1±13,0	0,220±0,103	1,586±0,909	52,9±14,7	67,1±8,6	57,2±8,9
Полу- подсед 6.2	0,284±0,138	1,527±0,924	74,5±22,8	80,9±11,8	78,1±11,6	0,272±0,143	1,404±0,627	66,0±21,0	82,9±9,0	73,3±10,1
Подсед 7	0,196±0,097	1,476±0,833	51,0±43,6	69,5±27,6	58,3±36,5	0,244±0,089	1,847±1,057	42,8±22,1	60,8±19,8	46,7±18,0
Вставание 8	0,119±0,101	1,025±0,774	54,2±13,1	79,8±12,7	69,3±15,2	0,151±0,105	1,084±0,619	56,5±22,5	77,2±16,5	66,3±16,4

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 12. Наиболее высокие амплитудные показатели регистрируются во вторую фазу подрыва и в фазу подседа в момент разгибания бедра при ротированной кнаружи голени спортсмена. В следующие фазы вставания и первый период полуподседа регистрируется снижение амплитуды как с правой, так и с левой стороны. Но во вторую фазу полуподседа амплитудные показатели вновь начинают увеличиваться, достигая второго пика к фазе подседа перед финальным вставанием. При этом минимальные значения средней и максимальной амплитуд отмечаются в первую фазу тяги, до отрыва штанги от помоста, и в финальную фазу вставания, когда мышечная работа осуществляется преимущественно за счет более сильных мышц синергистов.

Сравнительный анализ частотных показателей показал, что наибольшая активность пиковой, средней и медианной частот, как справа, так и слева, отмечается в фазу подрыва и во вторую фазу полуподседа. Именно эти фазы предваряют периоды пика амплитудных показателей, что в свою очередь является свидетельством рекрутирования максимального количества ДЕ в мышечное сокращение, которое можно охарактеризовать в этот момент как динамическое концентрическое. Минимальные значения пиковой частоты справа отмечаются во вторую фазу подседа и в фазу подседа перед финальным вставанием. Значения пиковой частоты слева также снизилось в фазу подседа перед финальным вставанием. Наиболее низкие параметры средней частоты и с правой, и с левой стороны регистрировались во вторую фазу подседа. Также отмечалось снижение данного показателя слева в фазу подседа перед финальным вставанием. Аналогично средней, значения медианной частоты также снижались до минимума во вторую фазу подседа с правой и с левой стороны. Кроме того, слева были отмечены низкие параметры медианной частоты и в фазу подседа перед финальным вставанием.

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой двуглавой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой двуглавой мышцы бедра				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,091±0,048	0,529±0,266	37,9±9,1	64,1±16,3	46,3±12,2	0,081±0,027	0,484±0,176	43,4±15,4	61,8±10,4	51,9±10,8
Тяга 1.2	0,200±0,065	0,957±0,381	50,8±27,1	81,8±17,4	65,0±19,1	0,211±0,080	0,955±0,468	56,9±16,0	79,0±12,1	62,6±13,0
Подрыв 2.1	0,292±0,129	1,112±0,551	71,0±49,2	94,5±29,7	78,9±26,5	0,303±0,118	1,022±0,410	59,7±21,8	91,9±14,0	76,9±21,8
Подрыв 2.2	0,159±0,096	0,769±0,337	42,4±49,8	82,6±30,3	67,7±39,7	0,211±0,086	1,052±0,388	39,6±37,3	75,2±24,3	53,4±28,0
Подсед 3.1	0,137±0,043	0,900±0,438	37,0±22,2	60,3±24,7	41,2±16,1	0,153±0,090	1,115±0,939	38,0±16,2	60,3±13,4	49,0±10,6
Подсед 3.2	0,218±0,094	1,481±0,816	25,0±16,7	49,1±18,3	30,2±15,7	0,203±0,095	1,211±0,802	41,4±20,3	54,2±11,9	42,5±13,5
Вставание 4	0,181±0,084	1,052±0,469	54,6±25,0	79,3±15,9	69,0±16,9	0,170±0,068	0,970±0,394	55,2±12,9	74,3±10,9	65,9±8,5
Полу- подсед 6. 1	0,125±0,068	0,777±0,411	52,8±26,2	67,8±14,4	54,9±16,7	0,113±0,042	0,701±0,277	43,4±13,9	64,3±10,3	54,1±9,2
Полу- подсед 6.2	0,245±0,104	1,145±0,634	63,7±23,9	94,8±17,8	79,6±24,3	0,231±0,121	1,148±0,724	61,6±20,9	79,1±12,7	69,1±15,9
Подсед 7	0,152±0,085	1,202±0,794	30,2±17,1	65,6±22,1	41,6±18,9	0,205±0,096	1,579±0,841	33,7±15,7	52,5±19,5	39,8±18,6
Вставание 8	0,081±0,063	0,866±0,638	52,0±14,1	89,7±17,3	69,7±14,6	0,115±0,073	0,916±0,584	53,1±15,6	74,9±14,0	62,7±16,9

Показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 13. Минимальные амплитудные показатели левой икроножной мышцы зарегистрированы в первую фазу подседа, а максимальные – в первую фазу подрыва и в фазу подседа, предшествующую финальному вставанию. Анализируя аналогичные показатели правой икроножной мышцы, необходимо отметить, что минимальные значения были зарегистрированы в первую фазу тяги, до отрыва штанги от помоста. При этом максимальные значения амплитуд были зафиксированы преимущественно во вторую фазу полуподседа. Полученные данные свидетельствуют о развитии максимального напряжения в икроножных мышцах при динамическом concentric сокращении мышц, а также при разгибании коленного сустава в момент вставания спортсмена со штангой. Анализ частотной активности показал, что наиболее высокие значения и справа, и слева регистрировались в фазу подрыва, а низкие – в фазу подседа, когда спортсмен со штангой устремлялся вниз. Полученные данные спектральной плотности мощности сигнала так же, как и амплитудные показатели свидетельствуют о максимальном рекрутировании ДЕ икроножной мышцы в фазы преодолевания нагрузки, в момент разгибания коленного сустава.

Таким образом, при выполнении толчка был выявлен ряд особенностей в работе НМА спортсменов, специализирующихся в тяжелой атлетике. Так, анализ амплитудных и частотных показателей работы ДЕ показал, что напряжение, развиваемое мышцами при выполнении тяжелоатлетического упражнения, меняется в зависимости от характера мышечного сокращения и возрастает преимущественно в фазы concentric сокращения мышц. Кроме того, отмечено, что частота импульсации мотонейронов возрастает не только при нагрузке, сопровождающейся динамическим сокращением мышц, но и при развитии в них статического напряжения.

Показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой икроножной мышцы					Показатели пЭМГ правой икроножной мышцы				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,053±0,028	0,641±0,633	40,3±12,3	73,5±27,4	58,0±27,2	0,046±0,039	0,367±0,231	59,1±18,5	74,6±13,3	62,1±13,6
Тяга 1.2	0,126±0,056	0,940±0,350	57,4±31,4	81,1±13,3	68,1±17,7	0,100±0,044	0,610±0,202	52,2±14,5	85,6±16,8	73,6±16,3
Подрыв 2.1	0,332±0,086	1,147±0,299	77,4±31,7	100,7±23,5	92,3±37,4	0,270±0,081	0,954±0,252	81,9±46,4	108,9±21,6	105,0±21,4
Подрыв 2.2	0,118±0,042	0,864±0,400	49,2±33,5	93,5±20,9	69,8±28,4	0,144±0,054	0,838±0,352	113,2±48,2	120,6±29,4	120,6±36,6
Подсед 3.1	0,048±0,030	0,355±0,338	44,1±35,9	65,3±22,4	41,5±22,2	0,060±0,053	0,513±0,560	21,2±15,3	61,7±30,0	40,5±23,8
Подсед 3.2	0,198±0,091	1,392±0,670	20,4±12,6	45,9±18,4	33,8±16,4	0,129±0,075	1,030±0,688	22,8±13,8	47,4±15,3	34,4±16,2
Вставание 4	0,120±0,080	0,913±0,427	35,8±21,6	73,2±15,1	53,3±19,2	0,087±0,038	0,754±0,347	47,3±19,7	76,1±15,2	61,0±19,0
Полу- подсед 6. 1	0,125±0,063	0,882±0,435	53,8±12,8	82,1±20,1	77,5±22,0	0,100±0,050	0,855±0,399	59,3±18,7	85,4±10,2	74,2±10,2
Полу- подсед 6.2	0,229±0,069	1,242±0,360	55,8±27,0	92,5±22,8	72,1±29,5	0,228±0,062	1,094±0,317	107,6±49,5	115,7±24,0	109,0±24,4
Подсед 7	0,159±0,058	1,432±0,747	32,0±15,0	63,9±26,9	49,7±28,4	0,132±0,077	1,094±0,720	31,3±20,9	61,6±22,2	42,4±19,7
Вставание 8	0,155±0,069	1,428±0,519	49,7±22,1	85,8±28,1	69,0±35,6	0,098±0,046	0,939±0,268	52,7±31,5	81,7±22,7	65,9±28,0

#### **4.2 Функциональное состояние нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов мужского пола при выполнении соревновательных упражнений**

Показатели пЭМГ левой и правой трапециевидных мышц у тяжелоатлетов мужского пола при выполнении рывка представлены в таблице 14. Наиболее высокие значения средней и максимальной амплитуды были зарегистрированы во вторую фазу подседа, тогда как минимальные значения отмечаются в первую фазу тяги, до момента отрыва штанги от помоста. При этом, исследуя динамику изменения амплитудных показателей, необходимо отметить отсутствие тенденции дробления усилий – электроактивность мышечной ткани постепенно увеличивалась и достигла максимума в фазу, когда атлет держит штангу над головой, мышечное сокращение при этом динамическое концентрическое.

Анализ частотной активности правой и левой трапециевидных мышц также показал самые низкие значения в первую фазу тяги. Кроме того, отмечалось снижение доминантной, средней и медианной частот к финальной фазе вставания. При этом с правой стороны частотная активность уменьшалась непосредственно в фазу вставания, а с левой – во вторую фазу подседа. Максимальные значения пиковой частоты отмечались в первую фазу подрыва, а средней и медианной частоты – во вторую фазу подрыва. Полученные данные свидетельствуют об увеличении частоты импульсации мотонейронов к мышечным волокнам трапециевидных мышц в фазу, предвещающую развитие максимального мышечного напряжения.

Показатели пЭМГ левой и правой трапецевидных мышц у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой трапецевидной мышцы					Показатели пЭМГ правой трапецевидной мышцы				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,153±0,112	1,434±0,678	42,8±17,8	62,5±16,1	51,0±16,3	0,165±0,098	1,453±0,779	46,1±16,7	63,2±14,8	52,1±15,0
Тяга 1.2	0,419±0,218	1,844±0,901	50,6±21,5	68,7±19,5	54,7±20,4	0,433±0,207	1,830±0,827	50,0±14,1	68,1±14,1	59,7±14,2
Подрыв 2.1	0,451±0,308	1,575±0,817	71,4±42,5	78,0±24,7	66,4±31,7	0,376±0,210	1,375±0,805	58,4±28,2	76,3±20,8	62,1±21,6
Подрыв 2.2	0,427±0,199	1,588±0,646	64,4±34,8	82,1±18,2	68,6±27,2	0,409±0,231	1,418±0,770	56,9±17,1	78,2±14,7	63,7±14,4
Подсед 3.1	0,570±0,239	2,302±0,826	71,0±34,2	76,5±17,9	68,0±20,1	0,550±0,249	2,420±0,813	57,6±24,1	71,9±13,2	62,8±16,1
Подсед 3.2	0,648±0,322	2,619±0,935	59,4±23,5	77,5±14,4	65,3±15,6	0,680±0,313	2,836±1,026	46,6±23,5	71,3±10,7	59,0±9,9
Вставание 4	0,449±0,293	2,324±1,030	45,0±16,9	74,7±17,3	61,0±13,2	0,489±0,342	2,514±1,186	57,2±18,6	71,9±13,7	60,5±12,4

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении рывка представлены в таблице 15. Минимальные амплитудные показатели зафиксированы в первую фазу тяги, до отрыва штанги от помоста. При этом наибольшие значения средней амплитуды зарегистрированы в первую фазу подрыва, а максимальной амплитуды – в первую фазу подседа. Высокая электроактивность мышечных волокон обусловлена высоким мышечным напряжением, развитие которого необходимо для отрыва штанги от помоста, а затем – в безопорную фазу подседа, когда штанга поднимается максимально высоко. При этом динамическое concentрическое сокращение латеральных широких мышц бедра сменяется статическим, но амплитудные показатели электроактивности остаются по-прежнему высокими.

Анализ спектральной плотности мощности сигнала позволил выявить наиболее низкие значения в первую фазу подседа. Максимальные значения пиковой частоты были зарегистрированы справа во вторую фазу тяги, а слева – в первую фазу подрыва. Наиболее высокие значения средней частоты слева зарегистрированы во вторую фазу тяги, а справа – в первую фазу подрыва. Максимальные значения медианной частоты слева отмечаются в фазу вставания, а справа – в первую фазу подрыва.

Таким образом, несмотря на высокие амплитудные характеристики латеральных широких мышц бедра в первую фазу подседа, частотная активность в эту фазу снижается, что в свою очередь свидетельствует об уменьшении частоты импульсации мотонейронов к мышечным волокнам. Такое снижение значений частотных показателей, вероятнее всего, связано с тем, что в следующей опорной фазе подседа спортсмен со штангой устремляется вниз, и мышечное усилие при этом значительно уменьшается. Необходимо отметить, что во вторую фазу подседа статическое мышечное сокращение сменяется динамическим эксцентрическим.

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра				
	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная	Средняя	Максимальная	Пиковая	Средняя	Медианная
	амплитуда, мВ М±σ	амплитуда, мВ М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	амплитуда, мВ М±σ	амплитуда, мВ М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ	частота, Гц М±σ
Тяга 1.1	0,111±0,070	0,820±0,423	50,7±21,0	80,2±21,1	62,8±20,6	0,148±0,096	1,186±0,677	43,9±13,1	69,4±13,8	54,9±13,2
Тяга 1.2	0,236±0,111	1,138±0,517	50,6±20,3	93,0±22,6	71,5±15,2	0,325±0,188	1,695±0,920	54,3±18,8	82,3±21,7	66,1±18,8
Подрыв 2.1	0,336±0,175	1,282±0,665	59,7±32,2	90,5±30,6	67,4±30,6	0,417±0,254	1,559±0,785	48,5±22,5	89,1±34,4	66,5±27,8
Подрыв 2.2	0,250±0,129	1,493±0,786	48,2±33,8	83,9±42,4	71,8±37,3	0,290±0,190	1,684±0,880	45,1±25,2	76,7±29,4	58,5±27,5
Подсед 3.1	0,228±0,101	1,812±0,918	33,7±19,0	64,9±26,1	47,1±25,4	0,277±0,118	2,266±0,801	30,9±19,3	63,2±22,6	44,3±17,1
Подсед 3.2	0,163±0,088	1,215±0,785	36,8±19,0	73,5±20,9	57,3±18,2	0,218±0,157	1,509±0,833	47,4±29,6	69,5±18,8	57,3±16,5
Вставание 4	0,206±0,094	1,404±0,541	52,6±24,1	88,4±19,3	72,2±15,0	0,327±0,194	2,050±1,034	46,3±18,9	77,6±19,6	59,3±16,1

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра, отвечающих за разгибание, приведение и наружную ротацию бедра, а также сгибание и наружную ротацию голени, у тяжелоатлетов при выполнении рывка представлены в таблице 16. Минимальные значения амплитудных показателей зарегистрированы в первую фазу тяги, до отрыва штанги от помоста. При этом частотная активность начинает возрастать, и уже в следующую фазу – амортизационную фазу подрыва – электроактивность мышечных волокон резко увеличивается. Именно в эту фазу регистрируются максимальные значения средней амплитуды и справа, и слева. При этом наиболее высокие значения максимальной амплитуды слева также регистрируются в первую фазу подрыва, а справа в первую фазу подседа – безопорную.

Анализ частотной активности сигнала показал, что минимальные значения всех частот отмечаются в первую фазу подседа. В результате чего, уже в следующую фазу подседа – опорную – амплитудные показатели значительно уменьшаются, что влечет за собой снижение электроактивности мышечных волокон. К финальной фазе вставания амплитудно-частотные показатели остаются невысокими. При этом наиболее высокие значения пиковых частот регистрируются слева во вторую фазу тяги, а справа – в первую фазу подрыва. Максимальные значения средней и медианной частот отмечаются в момент выполнения подрыва, когда ноги тяжелоатлетов максимально разогнуты в коленных суставах, в это же время спортсмен поднимается на носки. При этом необходимо отметить динамическое концентрическое сокращение двуглавых мышц бедра.

Таким образом, анализируя биоэлектрические характеристики мышечного сокращения, становится очевидным, что именно в фазу подрыва происходит максимальное рекрутирование ДЕ двуглавых мышц бедра при выполнении тяжелоатлетами рывка.

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой двуглавой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой двуглавой мышцы бедра				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,067±0,047	0,504±0,340	42,7±7,9	65,6±16,2	54,4±15,9	0,084±0,055	0,699±0,413	46,4±13,6	65,1±17,0	50,7±13,0
Тяга 1.2	0,275±0,110	1,461±0,758	49,0±19,4	76,2±12,8	61,0±15,9	0,318±0,102	1,545±0,513	48,5±21,2	73,9±17,6	56,4±15,7
Подрыв 2.1	0,432±0,158	1,630±0,669	46,9±32,5	84,8±21,6	64,8±24,0	0,461±0,192	1,591±0,618	56,9±25,1	80,5±20,7	63,1±20,6
Подрыв 2.2	0,298±0,117	1,400±0,588	44,9±26,9	85,1±26,5	70,4±25,7	0,348±0,163	1,799±0,763	51,2±32,2	77,1±21,7	60,5±17,0
Подсед 3.1	0,213±0,116	1,592±0,921	30,3±15,3	57,7±21,9	41,3±18,5	0,252±0,125	1,963±0,900	34,2±20,0	56,4±17,8	39,3±13,3
Подсед 3.2	0,140±0,080	1,106±0,693	33,1±20,6	59,8±23,1	48,0±22,2	0,156±0,083	1,006±0,596	42,2±23,7	58,1±16,7	47,2±13,4
Вставание 4	0,166±0,063	1,233±0,634	43,5±15,3	71,9±16,5	55,6±16,2	0,207±0,099	1,468±0,589	42,1±13,0	71,3±17,6	56,2±14,2

Анализируя показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении рывка, необходимо в первую очередь отметить схожесть фазовой биоэлектрической активности с двуглавыми мышцами бедра. Показатели пЭМГ икроножных мышц представлены в таблице 17. Минимальные значения средней амплитуды с обеих сторон зарегистрированы в первую фазу тяги, а максимальные значения – в первую фазу подрыва. Наиболее высокие значения максимальной амплитуды зарегистрированы слева в первую фазу подседа, а справа – в первую фазу подрыва. При этом минимальные ее значения, как и значения средней амплитуды, регистрируются в первую фазу тяги.

Спектральный анализ позволил выявить, что наиболее высокие значения пиковой частоты отмечаются в первую фазу подрыва, а наиболее низкие – в момент выполнения спортсменом подседа. Кроме того, минимальные значения средней частоты с обеих сторон также отмечаются в первую фазу подседа, а максимальные – во вторую фазу подрыва. Наиболее высокие значения медианной частоты были зарегистрированы в первую фазу подрыва, а низкие – во вторую фазу подседа.

Показатели пЭМГ левой и правой трапецевидных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 18. Минимальные значения амплитудных показателей с обеих сторон отмечаются в первую фазу тяги до отрыва штанги от помоста. Наиболее высокие значения средней амплитуды отмечаются в седьмую фазу толчка – подсед, а максимальной амплитуды – в конечную фазу вставания. Спектральный анализ также позволил выявить ряд особенностей. Так, наиболее низкие значения пиковой частоты отмечаются слева во вторую фазу подседа, а справа – в фазу вставания перед полуподседом. Максимальные значения пиковой частоты отмечаются в первую фазу подрыва. Минимальные значения средней частоты слева были зарегистрированы в фазу вставания перед полуподседом, а справа – во вторую фазу подседа. Наиболее высокие значения средней частоты отмечаются в фазы подрыва. Минимальные значения медианной частоты были зарегистрированы во вторую фазу подседа, а максимальные – в первую фазу подрыва.

Показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фазы	Показатели пЭМГ левой икроножной мышцы					Показатели пЭМГ правой икроножной мышцы				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,071±0,066	0,643±0,402	44,9±22,4	88,7±22,4	70,8±22,3	0,080±0,061	0,811±0,409	42,3±14,1	87,0±16,4	72,1±18,8
Тяга 1.2	0,140±0,075	0,939±0,512	57,2±18,8	97,2±16,1	78,6±10,5	0,162±0,080	1,132±0,626	63,4±23,9	99,9±21,4	82,2±26,4
Подрыв 2.1	0,375±0,231	1,417±0,883	86,5±33,9	110,2±28,0	101,3±25,3	0,429±0,206	1,708±0,769	86,3±41,9	112,4±35,4	97,3±38,1
Подрыв 2.2	0,235±0,148	1,385±0,851	86,4±33,8	119,0±31,6	99,1±31,7	0,274±0,144	1,567±0,684	78,9±43,2	115,2±39,2	97,1±39,6
Подсед 3.1	0,143±0,111	1,590±1,188	53,0±28,7	65,1±27,5	54,7±26,5	0,140±0,090	1,618±1,150	36,7±20,7	65,9±23,5	53,0±24,2
Подсед 3.2	0,135±0,106	1,243±0,878	38,3±27,1	71,2±28,3	54,6±27,7	0,159±0,132	1,277±0,789	38,4±28,4	72,6±31,2	52,6±27,3
Вставание 4	0,087±0,059	0,947±0,697	44,2±19,1	89,7±24,7	70,7±22,4	0,099±0,045	1,080±0,702	41,7±12,4	93,0±20,1	75,5±13,1

Показатели пЭМГ левой и правой трапециевидных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой трапециевидной мышцы					Показатели пЭМГ правой трапециевидной мышцы				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,152±0,111	1,361±0,663	45,4±21,9	63,9±15,5	51,1±16,3	0,156±0,106	1,381±0,791	47,8±18,1	65,7±14,3	58,9±13,9
Тяга 1.2	0,464±0,190	2,029±0,735	46,0±16,3	72,0±16,1	58,6±16,6	0,483±0,211	2,015±0,833	51,7±19,7	66,1±15,6	54,5±17,5
Подрыв 2.1	0,506±0,262	1,639±0,753	77,1±28,1	81,1±20,8	75,1±22,8	0,447±0,149	1,567±0,616	63,7±33,0	81,4±20,8	69,0±18,4
Подрыв 2.2	0,451±0,219	1,595±0,732	72,0±44,6	83,5±20,9	74,3±31,4	0,473±0,194	1,684±0,715	61,3±26,9	76,1±19,2	69,0±16,7
Подсед 3.1	0,298±0,108	1,700±0,706	50,4±38,5	70,3±21,6	58,6±28,1	0,306±0,134	2,016±0,774	56,4±37,1	68,6±16,1	59,1±20,8
Подсед 3.2	0,567±0,255	2,418±0,720	38,7±13,2	61,3±15,5	44,8±11,6	0,508±0,186	2,218±0,691	43,5±22,2	58,7±13,1	48,4±13,7
Вставание 4	0,512±0,294	2,390±0,777	45,2±15,9	61,0±11,8	48,9±12,2	0,415±0,213	2,213±0,954	41,6±16,6	59,9±11,7	51,5±14,8
Полу- подсед 6. 1	0,401±0,247	1,823±0,876	46,7±20,9	62,4±16,6	49,9±14,7	0,367±0,207	1,832±0,907	48,3±22,6	64,3±15,9	57,3±15,9
Полу- подсед 6.2	0,591±0,308	2,145±0,850	42,0±14,5	67,1±18,7	60,9±26,0	0,548±0,289	2,027±0,854	49,3±15,7	63,9±14,8	55,0±16,8
Подсед 7	0,715±0,309	2,711±0,742	59,7±26,8	72,3±16,1	60,8±16,4	0,681±0,271	2,862±0,795	54,1±26,9	68,3±12,4	55,1±21,4
Вставание 8	0,611±0,353	2,721±1,237	45,4±17,6	71,9±10,3	59,9±14,2	0,639±0,333	3,041±1,177	42,0±20,6	70,2±8,8	58,1±8,9

Анализируя в целом амплитудно-частотные характеристики биоэлектрической активности трапециевидных мышц, нельзя не отметить волнообразный характер мышечных усилий, прикладываемых спортсменом для выполнения тяжелоатлетического толчка. При этом фазы максимального мышечного напряжения и импульсации мотонейронов сначала отмечаются в фазы подрыва, а затем – в финальные фазы подседа и вставания. Подобное дробление нервно-мышечной активности не только способствует экономизации энергоресурсов, но и свидетельствует о высоком уровне межмышечной и внутримышечной координации.

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 19. Минимальные значения амплитудных показателей с обеих сторон отмечаются в первую фазу тяги. Максимальные значения средней амплитуды зарегистрированы во вторую фазу полуподседа. Наиболее высокие значения максимальной амплитуды слева отмечаются во вторую фазу полуподседа, а справа – в фазу подседа перед вставанием.

Минимальные значения пиковой, средней и медианной частот слева зарегистрированы во вторую фазу подрыва, а справа – в фазу подседа. Наиболее высокие значения частот с обеих сторон отмечаются во вторую фазу полуподседа. Подобное увеличение частотной активности непосредственно предшествует фазе максимальных амплитудных значений и способствует рекрутированию в мышечное сокращение большего количества ДЕ.

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 20. Минимальные значения средней амплитуды левой и правой двуглавых мышц бедра зарегистрированы в первую фазу тяги, а максимальные в – первую фазу подрыва. При этом наиболее низкие значения максимальной амплитуды также отмечаются в первую фазу тяги с обеих сторон, а наиболее высокие слева – во вторую фазу подрыва, справа – в фазу подседа перед финальным вставанием.

Показатели пЭМГ левой и правой латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой латеральной широкой мышцы бедра				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ	M±σ
Тяга 1.1	0,136±0,072	0,912±0,549	40,6±14,4	74,2±17,7	54,7±17,3	0,166±0,115	1,213±0,885	46,5±11,6	72,9±17,9	57,6±10,2
Тяга 1.2	0,226±0,097	1,165±0,527	44,9±17,1	87,4±16,7	72,9±14,6	0,262±0,161	1,235±0,685	44,8±16,6	81,9±18,6	67,5±15,6
Подрыв 2.1	0,333±0,152	1,524±0,743	57,9±44,4	80,7±30,3	70,8±41,1	0,343±0,181	1,551±0,855	50,5±34,4	78,4±24,9	60,4±28,0
Подрыв 2.2	0,321±0,127	1,600±0,847	26,9±24,3	68,5±28,0	45,1±25,3	0,351±0,222	1,751±0,825	40,2±26,4	71,7±23,2	45,7±26,9
Подсед 3.1	0,222±0,113	1,496±0,818	31,4±11,9	69,7±21,8	46,6±16,2	0,234±0,102	1,757±0,800	33,1±19,5	69,0±20,8	47,9±15,9
Подсед 3.2	0,257±0,100	1,458±0,587	48,4±23,5	71,7±18,0	56,3±17,8	0,304±0,175	1,703±0,935	45,5±23,0	71,2±17,0	61,1±16,8
Вставание 4	0,286±0,172	1,668±0,837	64,8±25,6	92,2±20,2	75,1±22,1	0,382±0,248	1,921±0,953	46,0±17,7	80,8±20,0	65,2±23,7
Полу- подсед 6. 1	0,203±0,089	1,377±0,584	43,1±16,8	84,2±19,7	64,9±21,3	0,231±0,152	1,382±0,718	53,1±26,9	81,8±20,4	63,1±24,9
Полу- подсед 6.2	0,351±0,149	1,719±0,703	82,9±37,7	101,1±21,2	89,3±24,2	0,390±0,273	1,865±1,113	58,7±23,8	92,7±21,4	72,2±21,4
Подсед 7	0,249±0,153	1,670±0,850	50,6±32,6	82,7±33,5	63,0±33,6	0,349±0,204	2,404±1,135	29,2±18,6	63,5±21,5	43,8±18,3
Вставание 8	0,136±0,079	1,283±0,821	57,1±28,3	90,1±26,7	73,4±27,9	0,178±0,104	1,519±1,028	41,9±21,8	84,8±23,8	63,8±26,4

Минимальные значения пиковой, средней и медианной частот слева зарегистрированы во вторую фазу подседа, а справа – в фазу подседа перед вставанием. Максимальные значения частотной активности отмечены преимущественно в первую фазу подрыва слева, за исключением медианной частоты, наиболее высокие значения которой зарегистрированы во вторую фазу полуподседа. Справа максимум пиковой частотной активности отмечен в первую фазу тяги, медианной – во вторую фазу тяги, а средней частоты – в первую фазу подрыва. Анализ спектральной плотности мощности сигнала показал, что переменный характер частоты импульсации мотонейронов способствовал вовлечению в сокращение мышечных волокон преимущественно тогда, когда спортсмен преодолевал взрывную и максимальную нагрузку. В фазы уменьшения нагрузки (спортсмен со штангой опускаются вниз) значительно снижается частота импульсации мотонейронов, и мышечное напряжение ослабевает, что, в свою очередь, способствует сбережению энергоресурсов.

Показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка представлены в таблице 21. Наиболее низкие амплитудные показатели электроактивности икроножных мышц зарегистрированы в первую фазу тяги. Максимальные значения средней амплитуды отмечаются в первую фазу подрыва. Анализ динамики значений максимальной амплитуды в разные фазы толчка показал, что наиболее высокие параметры левой икроножной мышцы зарегистрированы во вторую фазу подседа, а справа – в фазу подседа перед финальным вставанием.

Минимальные значения частотной активности с обеих сторон отмечены во вторую фазу подседа. Максимум пиковой частоты к левой икроножной мышце был выявлен в первую фазу подрыва, а к правой – во вторую фазу полуподседа. Наиболее высокие значения средней частоты слева отмечены во вторую фазу полуподседа, а справа во вторую фазу подрыва. Максимальные значения медианной частоты с обеих сторон также отмечены во вторую фазу подрыва.

Показатели пЭМГ левой и правой двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой двуглавой мышцы бедра					Показатели пЭМГ правой двуглавой мышцы бедра				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,099±0,083	0,759±0,542	41,8±9,9	61,7±15,0	47,1±12,5	0,121±0,082	0,894±0,545	48,6±13,1	63,7±17,8	55,0±14,7
Тяга 1.2	0,295±0,100	1,574±0,632	47,8±23,5	71,9±17,0	60,6±24,7	0,329±0,123	1,588±0,706	42,3±15,6	75,3±19,2	58,4±13,9
Подрыв 2.1	0,408±0,142	1,549±0,586	68,2±38,3	83,1±21,4	66,6±27,1	0,484±0,263	1,829±0,758	41,5±25,0	79,0±25,7	52,1±16,6
Подрыв 2.2	0,291±0,154	1,678±0,874	36,6±22,5	62,6±18,3	45,8±21,1	0,345±0,181	1,660±0,764	37,4±30,4	68,6±20,3	55,7±21,5
Подсед 3.1	0,207±0,108	1,415±0,892	35,0±15,1	60,9±15,8	44,2±16,4	0,242±0,151	1,476±0,847	35,8±16,4	63,8±19,5	39,5±13,8
Подсед 3.2	0,276±0,239	1,593±1,084	33,1±15,2	56,6±13,3	40,9±13,9	0,306±0,242	1,760±0,918	44,6±18,4	58,2±13,1	46,5±16,8
Вставание 4	0,225±0,100	1,351±0,633	44,1±12,8	71,4±15,5	54,5±18,2	0,286±0,126	1,633±0,705	41,7±18,3	73,4±17,1	55,7±18,0
Полу- подсед 6. 1	0,124±0,090	0,795±0,632	48,4±15,2	68,4±17,2	58,0±13,5	0,176±0,135	1,056±0,754	46,0±22,6	68,3±12,0	54,8±12,7
Полу- подсед 6.2	0,302±0,123	1,582±0,560	55,8±29,9	82,2±17,8	68,5±25,4	0,365±0,190	1,845±0,819	43,8±17,2	76,3±13,9	56,5±15,9
Подсед 7	0,186±0,129	1,536±1,142	33,5±25,0	66,4±16,6	45,5±19,4	0,325±0,171	1,947±0,982	27,5±19,8	58,0±18,5	37,9±22,1
Вставание 8	0,106±0,082	1,122±0,633	42,2±21,3	77,5±20,4	61,0±21,4	0,172±0,106	1,522±0,827	38,6±26,4	72,9±20,1	49,2±22,8

Показатели пЭМГ левой и правой икроножных мышц у тяжелоатлетов при выполнении толчка

Фазы	Показатели пЭМГ левой икроножной мышцы					Показатели пЭМГ правой икроножной мышцы				
	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц	Средняя амплитуда, мВ	Максимальная амплитуда, мВ	Пиковая частота, Гц	Средняя частота, Гц	Медианная частота, Гц
	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ	М±σ
Тяга 1.1	0,081±0,080	0,642±0,528	43,3±19,9	86,5±18,7	64,6±16,9	0,094±0,078	0,797±0,508	60,8±34,7	85,2±18,4	70,7±22,0
Тяга 1.2	0,171±0,096	1,110±0,664	60,0±35,1	96,5±22,1	75,3±12,3	0,176±0,071	1,094±0,415	52,0±24,9	99,2±25,4	79,5±28,9
Подрыв 2.1	0,326±0,213	1,282±0,783	94,9±26,6	114,5±28,8	101,4±21,1	0,397±0,213	1,539±0,719	67,5±30,9	118,9±27,7	92,8±30,5
Подрыв 2.2	0,244±0,173	1,418±0,840	94,7±45,8	108,7±22,8	101,9±37,1	0,248±0,142	1,578±0,808	87,9±40,7	122,5±35,9	108,7±39,8
Подсед 3.1	0,098±0,085	1,152±1,051	31,8±15,8	67,7±29,8	40,3±14,0	0,144±0,127	1,271±1,040	28,5±14,9	62,0±26,2	47,2±27,4
Подсед 3.2	0,172±0,116	1,561±1,141	26,6±18,5	55,1±19,5	40,2±16,4	0,214±0,128	1,825±1,185	36,3±19,1	56,8±18,8	44,6±19,9
Вставание 4	0,122±0,091	1,096±0,789	46,7±24,3	80,7±18,8	66,8±11,4	0,132±0,090	1,278±0,830	46,3±19,5	92,7±23,6	78,3±29,1
Полу- подсед 6. 1	0,130±0,107	0,999±0,718	50,2±23,6	95,8±24,6	69,1±18,7	0,132±0,088	1,132±0,760	56,2±28,3	92,9±20,0	79,7±22,0
Полу- подсед 6.2	0,300±0,164	1,524±0,713	88,0±23,9	116,6±25,6	97,9±23,3	0,332±0,164	1,755±0,973	91,3±44,1	114,8±24,7	97,8±32,9
Подсед 7	0,153±0,075	1,379±0,783	43,7±35,5	74,2±28,8	51,7±23,2	0,235±0,143	1,986±0,853	42,5±27,3	64,2±24,1	52,6±24,5
Вставание 8	0,138±0,073	1,395±0,629	76,9±43,6	102,9±24,1	90,2±30,1	0,142±0,088	1,507±0,737	58,0±28,0	93,9±20,9	76,4±22,1

Анализируя данные пЭМГ у спортсменов мужского пола при выполнении тяжелоатлетического толчка, нельзя не отметить волнообразный характер биоэлектрической активности исследуемых мышц и частотной активности мотонейронов. Однако отсутствие нормативных критериев не позволяет произвести полноценную оценку полученных данных.

Данные, полученные в результате проведения пЭМГ ведущих мышц у тяжелоатлетов при выполнении упражнений (рывок, толчок), свидетельствуют о росте силы и скорости мышечного сокращения в момент увеличения амплитудно-частотных показателей. Увеличение частотных характеристик часто предваряет рост амплитудных показателей, что свидетельствует об увеличении частоты импульсации мотонейронов к мышечным волокнам исследуемых мышц для более быстрого вовлечения их в мышечное сокращение уже в следующую фазу упражнения, сопровождающуюся развитием максимальной или взрывной силы. При этом в момент отсутствия необходимости развития максимальных мышечных усилий, например в фазы уступающей нагрузки, частота импульсации мотонейронов и амплитуда мышечного сокращения резко снижались, в результате чего снижается риск развития процессов утомления и происходит экономизация энергоресурсов мышечной ткани. Такие особенности иннервации и биоэлектрической активности НМА у тяжелоатлетов формируются из-за ежедневного повторения стереотипных движений на протяжении многолетней подготовки, при этом в процессе формирования кинематических цепей успешность спортивного движения все больше зависит от степени мышечного напряжения.

### 4.3 Гендерные особенности функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках

Сравнительный анализ показателей нервно-мышечной передачи при проведении стимуляционной ЭМГ в покое у тяжелоатлетов мужского и женского пола не позволил выявить каких-либо достоверных отличий. Однако, исследование биоэлектрической активности мышц при выполнении физических упражнений показало ряд различий между показателями пЭМГ у мужчин и женщин. Так, при выполнении рывка средняя амплитуда правой трапецевидной мышцы во вторую фазу тяги выше у тяжелоатлетов мужского пола (мужчины –  $0,433 \pm 0,207$  мВ, женщины –  $0,301 \pm 0,228$  мВ  $p \leq 0,04$ ). Необходимо отметить, что более высокие значения пиковой частоты левой трапецевидной мышцы в фазу вставания зарегистрированы также у тяжелоатлетов (женщины –  $60,7 \pm 18,7$  Гц, мужчины –  $45 \pm 16,9$  Гц,  $p \leq 0,05$ ).

Исследование биоэлектрической активности левой латеральной широкой мышцы бедра при выполнении рывка показало, что максимальная амплитуда выше у спортсменов мужского пола во вторую фазу подрыва (мужчины –  $1,493 \pm 0,786$  мВ, женщины –  $1,087 \pm 0,751$  мВ  $p \leq 0,05$ ). При сравнении показателей пЭМГ латеральных широких мышц бедра было выявлено, что средняя частота слева выше у мужчин во второй период подседа (мужчины  $81 \pm 11$  Гц, женщины  $71 \pm 11$  Гц,  $p \leq 0,003$ ) и вставания (мужчины  $76 \pm 14$  Гц, женщины  $72 \pm 8$  Гц,  $p \leq 0,05$ ).

Исследование биоэлектрической активности двуглавых мышц бедра позволило выявить более высокие амплитудные показатели у тяжелоатлетов мужского пола (таблица 22). Более высокие значения максимальной амплитуды у тяжелоатлетов мужского пола в сравнении с женским отмечаются во все фазы рывка за исключением тяги и первой фазы подседа слева, и первого периода тяги и второй части подседа справа. При этом средняя амплитуда мышечного сокращения левой двуглавой мышцы бедра выше у мужчин во второй период тяги и в фазу подрыва, а правой – в аналогичные фазы и первый период подседа.

Сравнительный анализ амплитудных показателей двуглавых мышц бедра у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фаза рывка	Средняя амплитуда, мВ		p ≤	Максимальная амплитуда, мВ		p ≤
	мужчины M±σ, n=24	женщины M±σ, n=15		мужчины M±σ, n=24	женщины M±σ, n=15	
Левая двуглавая мышца бедра						
Тяга 1.2	0,275±0,110	0,207±0,091	0,05	1,461±0,758	0,971±0,424	-
Подрыв 2.1	0,432±0,158	0,309±0,087	0,02	1,630±0,669	1,066±0,354	0,008
Подрыв 2.2	0,298±0,117	0,185±0,089	0,005	1,400±0,588	0,957±0,334	0,02
Подсед 3.2	0,140±0,080	0,118±0,028	-	1,106±0,693	0,800±0,560	0,04
Вставание4	0,166±0,063	0,141±0,040	-	1,233±0,634	0,751±0,266	0,007
Правая двуглавая мышца бедра						
Тяга 1.2	0,318±0,102	0,207±0,097	0,002	1,545±0,513	0,918±0,403	0,0007
Подрыв 2.1	0,461±0,192	0,332±0,171	0,02	1,591±0,618	1,125±0,545	0,02
Подрыв 2.2	0,348±0,163	0,233±0,133	0,005	1,799±0,763	1,148±0,423	0,003
Подсед 3.1	0,252±0,125	0,158±0,076	0,04	1,963±0,900	1,038±0,631	0,004
Вставание4	0,207±0,099	0,145±0,063	-	1,468±0,589	0,849±0,387	0,002

Примечание: p ≤ 0,05 – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Анализ частотной активности мотонейронов показал более высокие значения пиковой частоты у спортсменок во вторую фазу подрыва (мужчины – 60,5±17,0 Гц, женщины – 78,1±21,9 Гц, p ≤ 0,05).

Исследование биоэлектрической активности двуглавых мышц бедра, как и трапецевидных, показало более высокое значение амплитуды мышечного сокращения у мужчин при большей частоте импульсации мотонейронов у женщин.

Анализ частотной активности правой и левой икроножной мышцы показал более высокие значения у мужчин в фазу тяги. Так, средняя частота у мужчин слева в первую фазу тяги – 88,7±22,4 Гц, а у женщин – 78,4±17,4 Гц (p ≤ 0,04); справа у мужчин - 87±16,4 Гц, у женщин – 75,3±13,7 Гц (p ≤ 0,04). Во вторую фазу тяги у мужчин слева – 97,2±16,1 Гц, у женщин – 81,3±10,5 Гц (p ≤ 0,003); справа у мужчин – 99,9±21,4 Гц, у женщин – 86,1±16,2 Гц (p ≤ 0,03) (рис. 1).

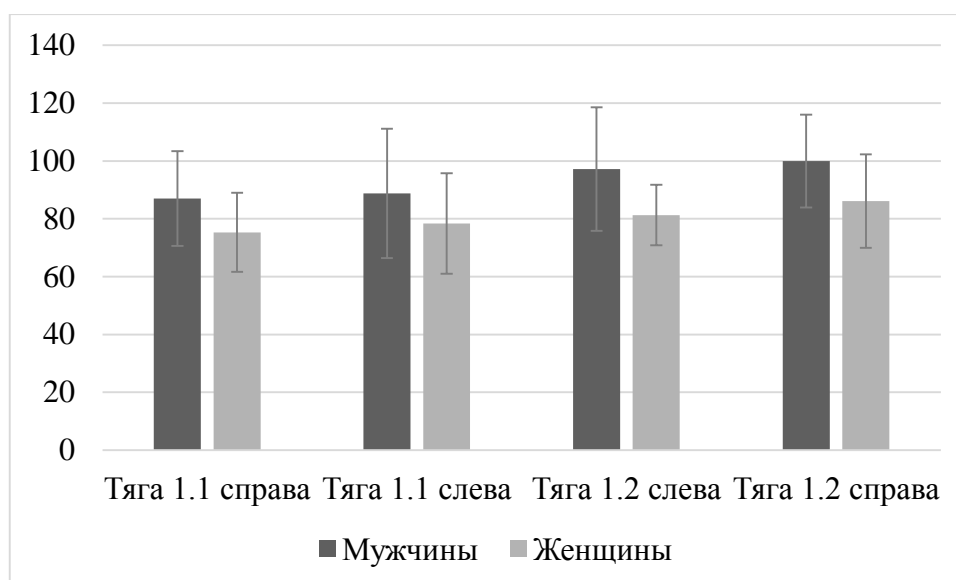


Рис. 1. Средняя частота правой и левой икроножной мышцы в фазы тяги при выполнении рывка у мужчин и женщин

Сравнительный анализ амплитудных показателей правой икроножной мышцы позволил выявить более высокие значения у спортсменов мужского пола во все фазы рывка (таблица 23).

Таблица 23

Параметры средней и максимальной амплитуды правой икроножной мышцы у тяжелоатлетов при выполнении рывка

Фаза рывка	Средняя амплитуда, мВ		p ≤	Максимальная амплитуда, мВ		p ≤
	мужчины M±σ, n=24	женщины M±σ, n=15		мужчины M±σ, n=24	женщины M±σ, n=15	
Тяга 1.1	0,080±0,061	0,043±0,028	0,02	0,811±0,409	0,366±0,210	0,001
Тяга 1.2	0,162±0,080	0,084±0,043	0,0005	1,132±0,626	0,469±0,246	0,0001
Подрыв 2.1	0,429±0,206	0,258±0,085	0,002	1,708±0,769	1,019±0,308	0,002
Подрыв 2.2	0,274±0,144	0,168±0,053	0,01	1,567±0,684	0,976±0,326	0,006
Подсед 3.1	0,140±0,090	0,069±0,036	0,002	1,618±1,150	0,709±0,564	0,005
Подсед 3.2	0,159±0,132	0,076±0,049	0,02	1,277±0,789	0,547±0,276	0,002
Вставание4	0,099±0,045	0,062±0,026	0,008	1,080±0,702	0,574±0,273	0,004

Примечание:  $p \leq 0,05$  – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Исследование биоэлектрической активности трапецевидных мышц при выполнении толчка позволило выявить более высокие значения средней и

максимальной амплитуды справа в фазы тяги и первый период подседа у тяжелоатлетов мужского пола (таблица 24).

Таблица 24

Показатели средней и максимальной амплитуды правой трапециевидной мышцы в фазы тяги и подседа при выполнении толчка у тяжелоатлетов мужского и женского пола

Фаза толчка	Средняя амплитуда, мВ		p ≤	Максимальная амплитуда, мВ		p ≤
	мужчины M±σ, n=24	женщины M±σ, n=15		мужчины M±σ, n=24	женщины M±σ, n=15	
Правая трапециевидная мышца						
Тяга 1.1	0,156±0,106	0,101±0,060	-	1,381±0,791	0,853±0,492	0,05
Тяга 1.2	0,483±0,211	0,341±0,164	0,03	2,015±0,833	1,465±0,633	0,03
Подсед 3.1	0,306±0,134	0,209±0,088	0,03	2,016±0,774	1,444±0,754	0,02
Подсед 3.2	0,508±0,186	0,537±0,223	-	2,218±0,691	2,447±0,697	-

Примечание: p ≤ 0,05 – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Сравнительный анализ амплитудно-частотных показателей латеральных широких мышц бедра при выполнении толчка показал ряд достоверных отличий между параметрами пЭМГ у спортсменов мужского и женского пола. Так, средняя амплитуда левой латеральной широкой мышцы бедра во вторую фазу подрыва была ниже у женщин (женщины – 0,218±0,142 мВ, мужчины – 0,321±0,127 мВ, p ≤ 0,01). Кроме того, в эту же фазу максимальная амплитуда была выше у мужчин (мужчины – 1,600±0,847 мВ, женщины – 0,983±0,489 мВ, p ≤ 0,004). Исследование биоэлектрической активности правой латеральной широкой мышцы бедра показало более высокие значения средней амплитуды у мужчин в первую фазу подседа (мужчины – 0,234±0,102 мВ, женщины – 0,162±0,073 мВ p ≤ 0,03).

Исследование частотных показателей пЭМГ двуглавых мышц бедра при выполнении толчка показало достоверные отличия средней, пиковой и медианной частот у тяжелоатлетов мужчин и женщин. Так, значения средней частоты слева у женщин были выше в сравнении с мужчинами во вторую фазу подрыва (мужчины – 62,6±18,3 Гц, женщины – 82,6±30,3 Гц, p ≤ 0,03) и полуподседа (мужчины – 82,2±17,8 Гц, женщины – 94,8±17,8 Гц, p ≤ 0,02).

Анализ частотных показателей пЭМГ правой икроножной мышцы показал более высокие значения средней частоты у тяжелоатлетов мужского пола в фазы: тяга 1.2 (мужчины –  $99,2 \pm 25,4$  Гц, женщины –  $85,6 \pm 16,8$  Гц,  $p \leq 0,02$ ), вставание 4 (мужчины –  $92,7 \pm 23,6$  Гц, женщины –  $76,1 \pm 15,2$  Гц,  $p \leq 0,04$ ), вставание 8 (мужчины –  $93,9 \pm 20,9$  Гц, женщины –  $81,7 \pm 22,7$  Гц,  $p \leq 0,04$ ) (рис. 2).

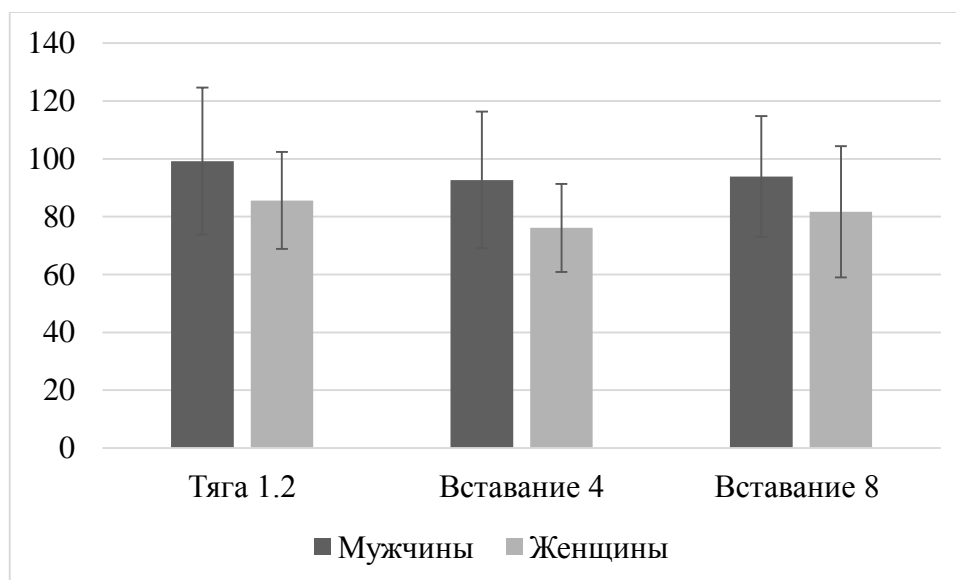


Рис.2. Средняя частота пЭМГ правой икроножной мышцы у тяжелоатлетов мужчин и женщин при выполнении толчка

Таким образом, данные, полученные при сравнении параметров пЭМГ, регистрируемой с трапециевидных мышц, двуглавых мышц бедра, латеральных широких мышц бедра, икроножных мышц при выполнении специальных физических упражнений (рывок, толчок) свидетельствуют о более высоких амплитудных значениях у тяжелоатлетов мужского пола. Кроме того, частотная активность мотонейронов к латеральным широким мышцам бедра и икроножным мышцам также выше у мужчин. Однако, было выявлено, что частотная активность мотонейронов к трапециевидным мышцам и двуглавым мышцам бедра выше у женщин.

#### 4.4 Особенности функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов разных весовых категорий в покое и при физических нагрузках

При сравнении параметров М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы, иннервируемого малоберцовым нервом, у спортсменок разных весовых категорий не было обнаружено статистических различий. Однако, исследование параметров стимуляционной ЭМГ у тяжелоатлетов мужского пола показало более низкие значения длительности М-ответа слева у спортсменов полутяжелого и тяжелого веса в сравнении с категорией среднего веса в точках стимуляции малоберцового нерва «предплюсна» (тяжелый вес –  $5,25 \pm 0,38$  мс, средний вес –  $6,22 \pm 0,52$   $p \leq 0,05$ ), «головка малоберцовой кости» (тяжелый вес –  $5,73 \pm 0,33$  мс, средний вес –  $6,65 \pm 0,44$   $p \leq 0,05$ ), «подколенная ямка» (тяжелый вес –  $5,72 \pm 0,40$  мс, средний вес –  $6,77 \pm 0,51$   $p \leq 0,05$ ) (рис. 3).

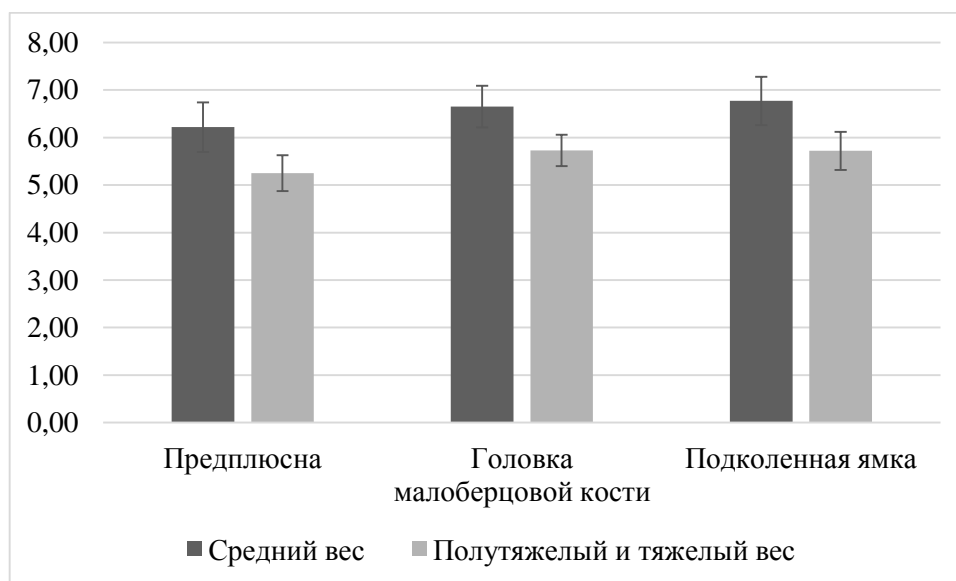


Рис. 3. Длительность М-ответа у тяжелоатлетов полутяжелого и тяжелого веса в сравнении с категорией среднего веса

Несмотря на единичные различия в функциональном состоянии НМА тяжелоатлетов разных весовых категорий в покое, при выполнении физических упражнений «рывок» и «толчок», амплитудно-частотные показатели достоверно отличались в группах спортсменов легких, средних и тяжелых весовых категорий.

Сравнительный анализ параметров пЭМГ при выполнении толчка показал ряд статистических отличий между спортсменками, которые были разделены на 3 группы: 1) до 55 кг – легкий вес; 2) до 71 кг – средний вес; 3) до 81кг и 81+кг – полутяжелый и тяжелый вес. Так, средняя амплитуда левой трапецевидной мышцы у тяжелоатлеток легких весовых категорий значительно выше, в сравнении с тяжелыми во вторую фазу тяги (до 55 кг -  $0,490 \pm 0,081$  мВ, до 81кг и 81+кг -  $0,250 \pm 0,170$  мВ,  $p \leq 0,03$ ), первую фазу подседа (до 55 кг -  $0,316 \pm 0,135$  мВ, до 81кг и 81+кг -  $0,127 \pm 0,054$  мВ,  $p \leq 0,05$ ) и вставания (до 55 кг -  $0,840 \pm 0,359$  мВ, до 81кг и 81+кг -  $0,339 \pm 0,299$  мВ,  $p \leq 0,05$ ).

Спектральный анализ пЭМГ левой трапецевидной мышцы в фазу подседа 3.1 позволил выявить более высокие значения пиковой частоты у группы тяжелоатлеток до 55 кг ( $86,2 \pm 11,4$  Гц,  $p \leq 0,03$ ), в сравнении с группой до 81 кг и 81+ кг ( $31,2 \pm 20,9$  Гц). Кроме того, в фазу финального вставания параметры пиковой частоты в группе среднего веса ( $65,5 \pm 3,8$  Гц,  $p \leq 0,02$ ) были выше чем у тяжеловесов ( $46,8 \pm 9,7$  Гц). Сравнительный анализ частотной активности пЭМГ правой трапецевидной мышцы позволил выявить более высокие значения средней частоты у спортсменок группы легкого веса в сравнении со средним в фазы подседа 3.2 (до 55 кг –  $64,5 \pm 6,6$  Гц, до 71 кг –  $47,6 \pm 7,2$  Гц,  $p \leq 0,009$ ) и вставания 4 (до 55 кг –  $61,2 \pm 6,6$  Гц, до 71 кг –  $52 \pm 5,3$  Гц,  $p \leq 0,03$ ).

Исследование биоэлектрической активности латеральных широких мышц бедра показало более высокие показатели амплитуды у тяжелоатлеток легких весовых категорий (табл. 25). Было установлено, что во вторую фазу тяги и второй период полуподседа значения средней амплитуды левой латеральной широкой мышцы бедра у тяжелоатлеток группы до 55 кг значительно выше, в сравнении с аналогичными параметрами группы до 81 кг и 81+кг. Также было выявлено, что значения максимальной амплитуды различались в вышеуказанных группах во вторую фазу полуподседа и в фазу вставания. Анализ биоэлектрической активности правой латеральной широкой мышцы бедра позволил установить более высокие показатели средней амплитуды в фазу вставания и максимальной

амплитуды во второй период полуподседа у спортсменок группы до 55 кг, в сравнении с группой до 81 кг и 81+кг.

Таблица 25

Сравнительный анализ амплитудных показателей пЭМГ латеральных широких мышц бедра у тяжелоатлеток разных весовых категорий при выполнении толчка

Фазы	Средняя амплитуда, мВ		p ≤	Максимальная амплитуда, мВ		p
	до 55 кг M±σ, n=6	до 81 кг и 81+кг M±σ, n=5		до 55 кг M±σ, n=6	до 81 кг и 81+кг M±σ, n=5	
Левая латеральная широкая мышца бедра						
Тяга 1.2	0,332±0,085	0,216±0,104	0,05	1,593±0,498	0,996±0,539	-
Полуподсед 6.2	0,370±0,109	0,199±0,072	0,03	2,513±0,792	0,942±0,477	0,009
Вставание 8	0,134±0,072	0,076±0,045	-	1,297±0,492	0,507±0,346	0,03
Правая латеральная широкая мышца бедра						
Вставание 4	0,390±0,127	0,220±0,084	0,05	1,960±0,766	1,183±0,550	-
Полуподсед 6.2	0,322±0,166	0,215±0,168	-	1,761±0,581	1,039±0,737	0,05

Примечание: p ≤ 0,05 – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Исследование биоэлектрической активности двуглавых мышц бедра позволило выявить более высокие амплитудные показатели у спортсменок легких весовых категорий. Так, средняя амплитуда слева в группе до 55 кг в фазу тяги (тяга 1.1 – 0,124±0,066 мВ, тяга – 1.2 0,271±0,026 мВ) выше, чем в группе до 81 кг и 81+кг (тяга – 1.1 0,067±0,023 мВ, p ≤ 0,05; тяга 1.2 – 0,153±0,040 мВ, p ≤ 0,01). Максимальная амплитуда во вторую фазу тяги выше у тяжелоатлеток весовой категории до 55 кг (до 55 кг – 1,377±0,282 мВ, до 81кг и 81+ кг – 0,683±0,083 мВ p ≤ 0,01), а также в первую фазу подрыва (до 55 кг – 1,541±0,715 мВ, до 81кг и 81+ кг – 0,816±0,253 мВ p ≤ 0,03).

Исследование биоэлектрической активности икроножных мышц не позволило выявить какой-либо достоверной разницы между амплитудными показателями у спортсменок разных весовых категорий. Однако, анализ частотной активности показал, достоверно более высокие значения медианной частоты левой икроножной мышцы во второй подсед у спортсменок весовой категории до 55 кг в

сравнении с группой до 81 кг и 81+кг (до 55 кг –  $88 \pm 18$  Гц, до 81 кг и 81+ кг –  $44,7 \pm 12,5$  Гц,  $p \leq 0,01$ ). Исследование частотного спектра правой икроножной мышцы в фазу подседа 3.1 показало достоверно более высокие значения пиковой, средней и медианной частот у спортсменок легкой весовой категории в сравнении с тяжелой (пиковая частота до 55 кг –  $41,7 \pm 6,6$  Гц, до 81 кг и 81+кг –  $15,6 \pm 11,3$  Гц,  $p \leq 0,03$ ; средняя частота до 55 кг –  $75,4 \pm 25,5$  Гц, до 81 кг и 81+кг –  $35,1 \pm 8,9$  Гц,  $p \leq 0,03$ ; медианная частота до 55 кг –  $53,2 \pm 22,1$  Гц, до 81 кг и 81+кг –  $20,9 \pm 8,6$  Гц,  $p \leq 0,03$ ) (рис. 4).

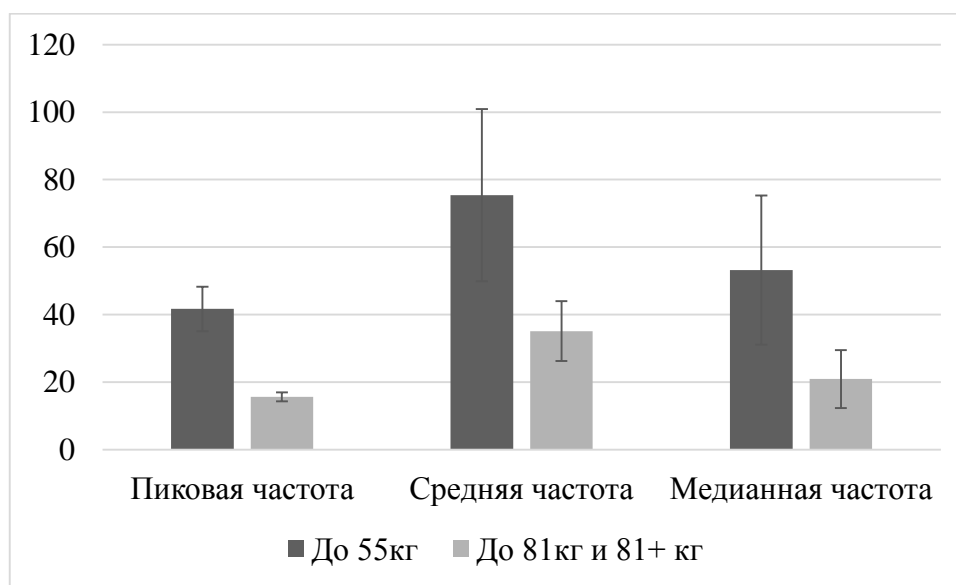


Рис. 4. Частотный спектр правой икроножной мышцы в фазу подседа 3.1 у спортсменок разных весовых категорий

Сравнительный анализ параметров пЭМГ ведущих мышц при выполнении рывка показал ряд достоверных отличий у спортсменок разных весовых категорий. Так, при исследовании биоэлектрической активности латеральных широких мышц бедра были выявлены более высокие показатели максимальной амплитуды правой мышцы у спортсменок легкой весовой категории в фазу подрыва (подрыв 2.1: до 55 кг –  $1,802 \pm 0,363$  мВ, до 71 кг –  $1,149 \pm 0,227$  мВ,  $p \leq 0,02$ ; подрыв 2.2: до 55 кг –  $1,312 \pm 0,258$  мВ, до 81 кг и 81+кг –  $0,851 \pm 0,218$  мВ,  $p \leq 0,02$ ).

Параметры максимальной амплитуды двуглавых мышц бедра и справа, и слева отличались у тяжелоатлетов разных весовых категорий во вторую фазу

подрыва (слева до 55 кг –  $1,201 \pm 0,346$  мВ, до 81 кг и 81+кг –  $0,696 \pm 0,138$  мВ,  $p \leq 0,03$ ; справа до 55 кг –  $1,606 \pm 0,475$  мВ, до 71 кг –  $0,879 \pm 0,189$  мВ,  $p \leq 0,03$ ).

Таким образом, исследование биоэлектрической активности мышц показало более высокие амплитудные показатели у спортсменок легкой весовой категории. Было выявлено, что частота импульсации мотонейронов также зависит от весовой категории спортсменок, в результате чего можно заключить, что чем меньше вес спортсменки, тем больше частота импульсации к мышечным волокнам при физической нагрузке.

Исследование биоэлектрической активности ведущих мышц у тяжелоатлетов мужского пола позволило выявить ряд достоверных отличий в показателях пЭМГ при выполнении толчка. Так, исследование показателей пЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра позволило выявить достоверно более высокие значения средней и максимальной амплитуды у тяжелоатлетов легкой и средней весовой категории, в сравнении с тяжелой, в фазы тяги 1.2, подседа 3.2, вставания 4, полуподседа 6.1, 6.2 (табл. 26).

Таблица 26

Параметры средней и максимальной амплитуды левой латеральной широкой мышцы бедра у тяжелоатлетов разных весовых категорий

Фазы	до 77 кг M±σ, n=7 1	до 94 кг M±σ, n=10 2	свыше 94 кг M±σ, n=7 3	p
Средняя амплитуда мВ				
Тяга 1.2	0,240±0,106	0,262±0,086	0,149±0,042	2-3 $p \leq 0,04$
Подсед 3.2	0,270±0,085	0,322±0,096	0,146±0,040	1-3 $p \leq 0,004$ ; 2-3 $p \leq 0,01$
Вставание 4	0,307±0,188	0,356±0,164	0,154±0,038	1-3 $p \leq 0,05$ ; 2-3 $p \leq 0,02$
Полуподсед 6.1	0,227±0,109	0,209±0,039	0,138±0,045	2-3 $p \leq 0,03$
Полуподсед 6.2	0,372±0,137	0,455±0,110	0,178±0,028	1-3 $p \leq 0,003$ ; 2-3 $p \leq 0,01$
Максимальная амплитуда, мВ				
Тяга 1.2	1,171±0,390	1,547±0,657	0,694±0,274	1-3 $p \leq 0,02$ ; 2-3 $p \leq 0,02$
Подсед 3.2	1,537±0,448	1,800±0,682	0,858±0,346	1-3 $p \leq 0,01$ ; 2-3 $p \leq 0,03$
Вставание 4	1,865±0,904	1,869±0,773	0,955±0,217	1-3 $p \leq 0,02$ ; 2-3 $p \leq 0,04$
Полуподсед 6.2	1,881±0,641	2,082±0,571	0,895±0,227	1-3 $p \leq 0,01$ ; 2-3 $p \leq 0,01$

Примечание:  $p \leq 0,05$  – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Исследование частотной активности пЭМГ левой латеральной широкой мышцы бедра позволило выявить достоверно более высокие значения средней частоты у спортсменов легкой весовой категории ( $82,5 \pm 27,6$  Гц), в сравнении с группой среднего веса ( $56 \pm 14,5$  Гц,  $p \leq 0,03$ ) и тяжелого ( $50,0 \pm 26,6$  Гц,  $p \leq 0,05$ ). Далее на графике представлены значения средней частоты у тяжелоатлетов группы среднего и тяжелого веса в фазы тяги 1.1 (средний вес –  $82,3 \pm 15,1$  Гц, тяжелый вес –  $61,4 \pm 8,9$  Гц,  $p \leq 0,02$ ), подседа 3.1 (средний вес –  $71,9 \pm 8,0$  Гц, тяжелый вес –  $53,9 \pm 13,7$  Гц,  $p \leq 0,03$ ), подседа 7 (средний вес –  $93,4 \pm 18,8$  Гц, тяжелый вес –  $56,8 \pm 13,4$  Гц  $p \leq 0,02$ ) (рис. 5).

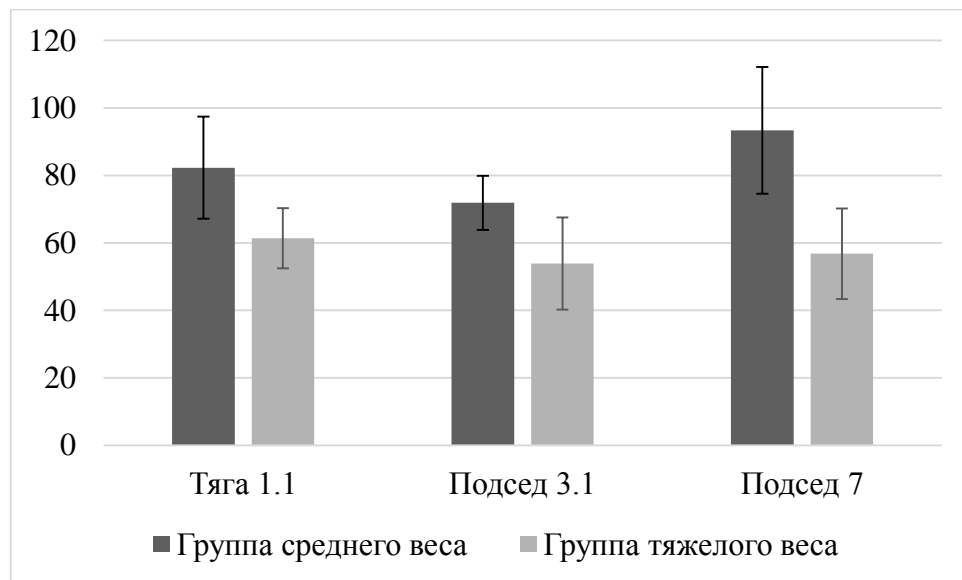


Рис. 5. Параметры средней частоты у тяжелоатлетов группы среднего и тяжелого веса в фазы тяги 1.1, подседа 3.1, подседа 7

Исследование биоэлектрической активности трапециевидных мышц при выполнении рывка показало статистически значимые отличия у тяжелоатлетов разных весовых категорий в фазы тяги, подрыва и подседа (табл. 27). Установлено, что в фазу тяги и подрыва средняя и максимальная амплитуда левой трапециевидной мышцы выше у спортсменов в весовой категории до 77 кг, в сравнении со спортсменами весовой категории свыше 94 кг.

Сравнительные данные амплитудных показателей у спортсменов легкой и тяжелой весовых категорий при выполнении рывка в фазы тяги, подрыва и подседа

Фазы	Средняя амплитуда, мВ		p≤	Максимальная амплитуда, мВ		p≤
	до 77 кг M±σ, n=7	свыше 94 кг M±σ, n=7		до 77 кг M±σ, n=7	свыше 94 кг M±σ, n=7	
Левая трапециевидная мышца						
Тяга 1.1	0,204±0,121	0,084±0,075	0,04	1,823±0,517	0,980±0,571	0,02
Тяга 1.2	0,493±0,203	0,262±0,197	-	2,243±0,793	1,083±0,692	0,02
Подрыв 2.1	0,541±0,337	0,252±0,154	0,03	1,910±0,858	1,045±0,484	0,03
Подрыв 2.2	0,516±0,195	0,260±0,072	0,009	1,849±0,578	1,129±0,443	0,02
Правая трапециевидная мышца						
Тяга 1.1	0,228±0,079	0,105±0,080	0,02	1,874±0,699	0,860±0,533	0,01
Подрыв 2.1	0,470±0,209	0,240±0,137	0,03	1,639±0,742	0,879±0,529	0,03
Подрыв 2.2	0,508±0,245	0,235±0,148	0,02	1,614±0,660	0,810±0,550	0,03
Подсед 3.1	0,661±0,240	0,367±0,083	0,01	2,736±0,699	2,186±0,464	-
Подсед 3.2	0,793±0,321	0,577±0,210	-	3,274±0,908	2,193±0,557	0,03

Примечание:  $p \leq 0,05$  – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

При этом параметры амплитуды правой трапециевидной мышцы были выше у легкоатлетов в первый период тяги, в фазу подрыва и подседа. Кроме того, в фазу тяги 1.1 значения максимальной амплитуды левой трапециевидной мышцы достоверно отличались у тяжелоатлетов группы легкого и среднего веса (до 77 кг – 1,823±0,517 мВ, до 94 кг – 1,041±0,635 мВ,  $p \leq 0,04$ ). В первый период тяги значения средней амплитуды правой трапециевидной мышцы были также выше у спортсменов в весовой категории до 77 кг – 0,228±0,079 мВ, в сравнении со спортсменами группы до 94 кг – 0,086±0,043 мВ ( $p \leq 0,003$ ).

Анализ спектральной плотности мощности сигнала пЭМГ левой трапециевидной мышцы показал более высокие значения средней частоты у спортсменов группы легкого веса, в сравнении с тяжелым в фазы тяги, подседа и первого периода подрыва (табл. 28). В первую фазу подрыва и подседа значения медианной частоты также выше у тяжелоатлетов в весовой категории до 77 кг. Кроме того, в фазу подрыва 2.1 и подседа 3.1 значения пиковой частоты у них были также выше, чем у тяжелоатлетов группы свыше 94 кг (подрыв 2.1: до 77 кг –

99,8±30,4 Гц, свыше 94 кг – 31,2±18,1 Гц,  $p \leq 0,008$ ; подсед 3.1: до 77 кг – 91,8±17,5 Гц, свыше 94 кг – 43,1±18,3 Гц,  $p \leq 0,008$ ).

Таблица 28

Сравнительные данные частотных показателей у спортсменов легкой и тяжелой весовых категорий при выполнении рывка в фазы тяги, подрыва и подседа

Фазы	Средняя частота, Гц		$p \leq$	Медианная частота, Гц		$p \leq$
	до 77 кг M±σ, n=7	свыше 94 кг M±σ, n=7		до 77 кг M±σ, n=7	свыше 94 кг M±σ, n=7	
Левая трапецевидная мышца						
Тяга 1.1	67,6±15,7	47,4±14,7	0,03	59,3±14,7	39,5±18,4	-
Тяга 1.2	76,5±18,9	49,4±15,2	0,02	65,2±20,7	39,9±18,2	-
Подрыв 2.1	88,2±21,1	51,2±11,8	0,005	88,1±19,3	30,9±11,1	0,008
Подсед 3.1	84,5±16,0	58,0±8,3	0,007	81,2±11,1	49,7±16,1	0,01
Подсед 3.2	84,1±12,6	63,8±14,6	0,004	69,9±7,8	55,6±24,5	-
Правая трапецевидная мышца						
Тяга 1.1	67,3±14,7	47,0±7,9	0,01	59,8±14,3	39,4±13,2	0,04
Тяга 1.2	73,1±13,6	53,4±8,4	0,01	67,5±12,1	45,4±7,5	0,01
Подрыв 2.1	85,6±20,0	55,4±14,8	0,01	73,8±20,8	45,2±20,6	0,05
Подрыв 2.2	83,4±15,3	63,9±4,9	0,01	70,9±13,9	48,5±1,7	0,04
Подсед 3.1	77,3±11,5	59,9±16,7	0,03	70,9±9,6	48,3±22,1	-
Подсед 3.2	75,0±11,6	64,7±6,5	0,04	60,9±10,8	58,6±13,1	-

Примечание:  $p \leq 0,05$  – достоверные различия между группами сравнения, «-» - отсутствие достоверных различий между группами сравнения

Анализ частотной активности мотонейронов при регистрации ЭМГ-сигнала с правой трапецевидной мышцы позволил выявить более высокие значения средней частоты у спортсменов группы легкого веса во все фазы рывка, за исключением финальной фазы – вставания. В фазы тяги и подрыва значения медианной частоты также выше у тяжелоатлетов в весе до 77 кг при сравнении с группой свыше 94 кг. В фазу подседа 3.1 значения пиковой частоты у групп легкой и тяжелой весовой категории статистически значимо отличались (до 77 кг – 68,8±18,9 Гц, свыше 94 кг – 35,1±23,0 Гц,  $p \leq 0,02$ ).

Полученные данные свидетельствуют о более высоких значениях амплитудно-частотных показателей пЭМГ трапецевидных мышц при выполнении рывка у тяжелоатлетов легкой весовой категории, что, в свою очередь, позволяет заключить о взаимосвязи веса спортсмена и биоэлектрической активности мышц.

Сравнение показателей электроактивности левой латеральной широкой мышцы бедра у тяжелоатлетов разных весовых категорий при выполнении рывка показало более высокие значения максимальной амплитуды у спортсменов в весе до 77 кг ( $1,339 \pm 0,789$  мВ,  $p \leq 0,02$ ) и до 94 кг ( $1,587 \pm 0,963$  мВ,  $p \leq 0,05$ ), в сравнении с группой свыше 94 кг ( $0,682 \pm 0,237$  мВ) во вторую фазу подседа. В аналогичную фазу рывка значения максимальной амплитуды правой трапецевидной мышцы у тяжелоатлетов ( $0,783 \pm 0,233$  мВ) значительно ниже, чем у спортсменов средней ( $1,516 \pm 0,726$  мВ,  $p \leq 0,05$ ) и легкой весовой категории ( $1,809 \pm 0,880$  мВ,  $p \leq 0,02$ ).

Анализ частотной активности мотонейронов к латеральным широким мышцам бедра при выполнении рывка позволил выявить достоверно более низкие значения средней частоты слева у спортсменов тяжелой весовой категории ( $61,6 \pm 7,1$  Гц) в сравнении со средней ( $94,3 \pm 27,4$  Гц,  $p \leq 0,009$ ) и легкой группой веса в фазы тяги 1.1 ( $84,1 \pm 16,8$  Гц,  $p \leq 0,006$ ). Аналогичные данные были получены в фазу подседа 3.1 (свыше 94 кг –  $43,5 \pm 19,9$  Гц, до 94 кг –  $80,3 \pm 29,1$  Гц,  $p \leq 0,03$ ; до 77 кг –  $67,7 \pm 24,3$  Гц,  $p \leq 0,05$ ) (рис. 6).

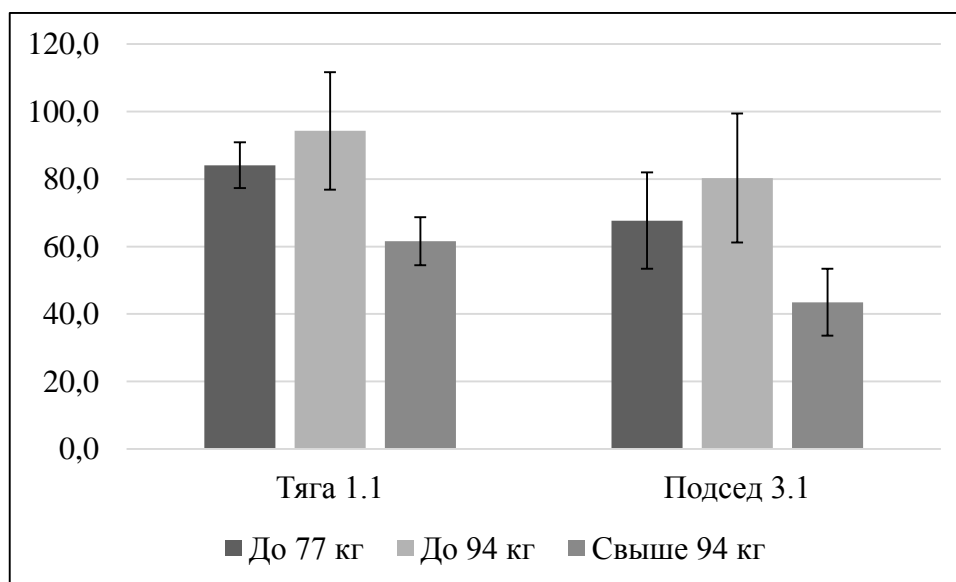


Рис. 6. Средняя частота электроактивности левой латеральной широкой мышцы бедра у тяжелоатлетов разных весовых категорий при выполнении рывка в фазы тяги 1.1 и подседа 3.1

Частотная активность левой двуглавой мышцы бедра в фазу тяги 1.2 выше у тяжелоатлетов в весовой категории до 77 кг (пиковая частота –  $57,8 \pm 18,9$  Гц,

средняя частота –  $78,4 \pm 9,9$  Гц, медианная частота –  $67,4 \pm 11,9$  Гц), в сравнении с группой свыше 94 кг (пиковая частота –  $31,7 \pm 13,5$  Гц,  $p \leq 0,02$ ; средняя частота –  $63,2 \pm 7,5$  Гц,  $p \leq 0,01$ ; медианная частота –  $45,5 \pm 12,7$  Гц,  $p \leq 0,01$ ) (рис. 7).

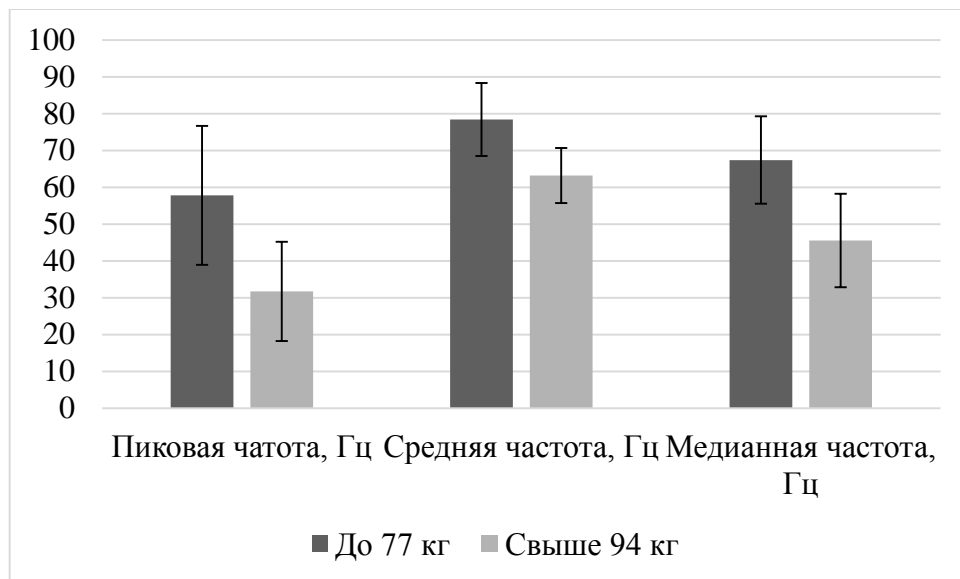


Рис. 7. Частотная активность левой двуглавой мышцы бедра у тяжелоатлетов в весовых категориях до 77 кг и свыше 94 кг в фазу тяги 1.2 при выполнении рывка

Кроме того, в аналогичную фазу рывка имелись достоверные различия в параметрах средней частоты у спортсменов средней и тяжелой весовой категории (до 94 кг  $83,5 \pm 16,2$  Гц, свыше 94 кг  $63,2 \pm 7,5$  Гц,  $p \leq 0,01$ ).

Исследование частотной активности правой двуглавой мышцы бедра показало статистически более высокие показатели средней и медианной частоты у спортсменов легкого веса, в сравнении с тяжелым в фазы тяги 1.2 (до 77 кг: средняя частота –  $73,1 \pm 15,0$  Гц, медианная частота –  $58,2 \pm 12,1$  Гц; свыше 94 кг: средняя частота –  $57,8 \pm 12,7$  Гц,  $p \leq 0,04$ ; медианная частота –  $42,6 \pm 4,5$  Гц,  $p \leq 0,04$ ). Аналогичные данные были получены и в финальную фазу вставания (до 77 кг: средняя частота –  $72 \pm 12,7$  Гц, медианная частота –  $59,6 \pm 11,1$  Гц; свыше 94 кг: средняя частота –  $55,7 \pm 9,1$  Гц,  $p \leq 0,04$ ; медианная частота –  $42,8 \pm 5,9$  Гц,  $p \leq 0,03$ ).

Анализ биоэлектрической активности правой икроножной мышцы показал достоверно более высокие значения максимальной амплитуды в финальную фазу рывка у спортсменов в весе до 77 кг ( $1,377 \pm 0,774$  мВ), чем у спортсменов групп до 94 кг ( $0,690 \pm 0,470$  мВ,  $p \leq 0,04$ ) и свыше 94 кг ( $0,700 \pm 0,182$  мВ,  $p \leq 0,03$ ).

Спектральный анализ при проведении пЭМГ икроножных мышц показал более высокие значения средней частоты у спортсменов в весе до 94 кг ( $77,6 \pm 21,9$  Гц), чем у группы в весе свыше 94 кг ( $48,6 \pm 6,6$  Гц,  $p \leq 0,02$ ) в фазу подседа при выполнении рывка. В эту же фазу отмечаются достоверно более высокие значения пиковой частоты у спортсменов группы легкого веса ( $40,5 \pm 19,0$  Гц), в сравнении с тяжеловесами ( $17,4 \pm 3,5$  Гц,  $p \leq 0,02$ ).

Таким образом, анализ амплитудно-частотных параметров пЭМГ ведущих мышц при выполнении рывка позволил выявить закономерность, согласно которой биоэлектрическая активность мышц и частота импульсации мотонейронов тем выше, чем меньше весовая категория тяжелоатлетов. Связано это, вероятнее всего, с тем, что чем больше вес атлета, тем больше функциональных возможностей и резервов НМА – больше мышечных волокон, и степень их гипертрофических изменений, а также энергоресурсов в мышечной ткани. Поэтому у спортсменов тяжелых весовых категорий при подъеме снаряда рекрутируются не все ДЕ, а только их часть, необходимая для развития требуемого мышечного напряжения, регуляция которого осуществляется главным образом за счет процессов обратной афферентации. В отличие от тяжеловесов, спортсмены средних и легких весовых категорий имеют более ограниченные функциональные возможности, и для развития необходимого мышечного напряжения при подъеме штанги у них существенно возрастает частота импульсации мотонейронов для вовлечения в сокращение дополнительных мышечных волокон, в результате чего синхронизируются активные ДЕ и амплитудные показатели увеличиваются.

Анализируя гендерные особенности функционального состояния НМА высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении упражнений рывок и толчок, необходимо отметить более высокие значения амплитудных показателей исследуемых мышц у мужчин. Однако, частотная активность мотонейронов к волокнам трапецевидных и двуглавых мышц выше у женщин, что вероятнее всего связано с функциональными возможностями НМА и разной техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений.

## ГЛАВА 5

### МЕТОДИКА ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ НЕРВНО-МЫШЕЧНОГО АППАРАТА СПОРТСМЕНОВ В ПОКОЕ И ПРИ МЫШЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

#### 5.1 Этапность, задачи, показания и противопоказания, условия проведения диагностики функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов

Диагностика функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов может проводиться в рамках углубленных медицинских обследований (УМО; 2 раза в год), этапных комплексных обследований (ЭКО; 2 раза в год) и текущих обследований (ТО; при необходимости 2-3 раза в течение учебно-тренировочных сборов (УТС) или мезоциклов подготовки) спортсменов.

Задачами применения методики оценки функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов являются:

- диагностика функционального состояния НМА спортсменов в покое (УМО, ЭКО, ТО);
- диагностика функционального состояния НМА спортсменов при физических нагрузках (ЭКО, ТО).

Показания:

- необходимость в информации о функциональном состоянии НМА спортсменов в состоянии покоя;
- необходимость в информации о функциональном состоянии НМА тяжелоатлетов при физических нагрузках.

Противопоказания:

Противопоказаниями к проведению поверхностной электромиографии во время физических нагрузок являются наличие у исследуемых ограничений здоровья, острых заболеваний и обострений хронических заболеваний,

противопоказания к физическим нагрузкам. К проведению у спортсменов стимуляционной электромиографии в состоянии покоя противопоказаний нет.

Условия проведения и оборудование:

Для проведения исследования рекомендованы следующие параметры окружающей среды:

- температура воздуха +18 - +24 °С;
- относительная влажность воздуха 40-80%;
- атмосферное давление 84,0 - 106,7 кПа (от 630 до 800 мм рт. ст.).

Рекомендуемое оснащение для проведения стимуляционной электромиографии:

- 4-х канальный АПК «Нейро-МВП» компании «Нейрософт» (г. Иваново);
- электроды;
- сантиметровая лента.

Рекомендуемое оснащение для проведения поверхностной электромиографии:

- система BTS Motion System (BTS Bioengineering, Италия), состоящая из двух тензодинамометрических платформ (60x40см), двух видеокамер, трех инфракрасных камер, программного обеспечения BTS SMART – Clinic;
- беспроводные электромиографические датчики BTS FREEEMG 1000;
- протокол для фазового разделения упражнения «рывок», «толчок»;
- электроды;
- тейп или фиксирующий пластырь;
- штанга (гриф, диски).

Методика медицинского контроля функционального состояния НМА спортсменов силовых видов спорта представлена на рисунке 8.

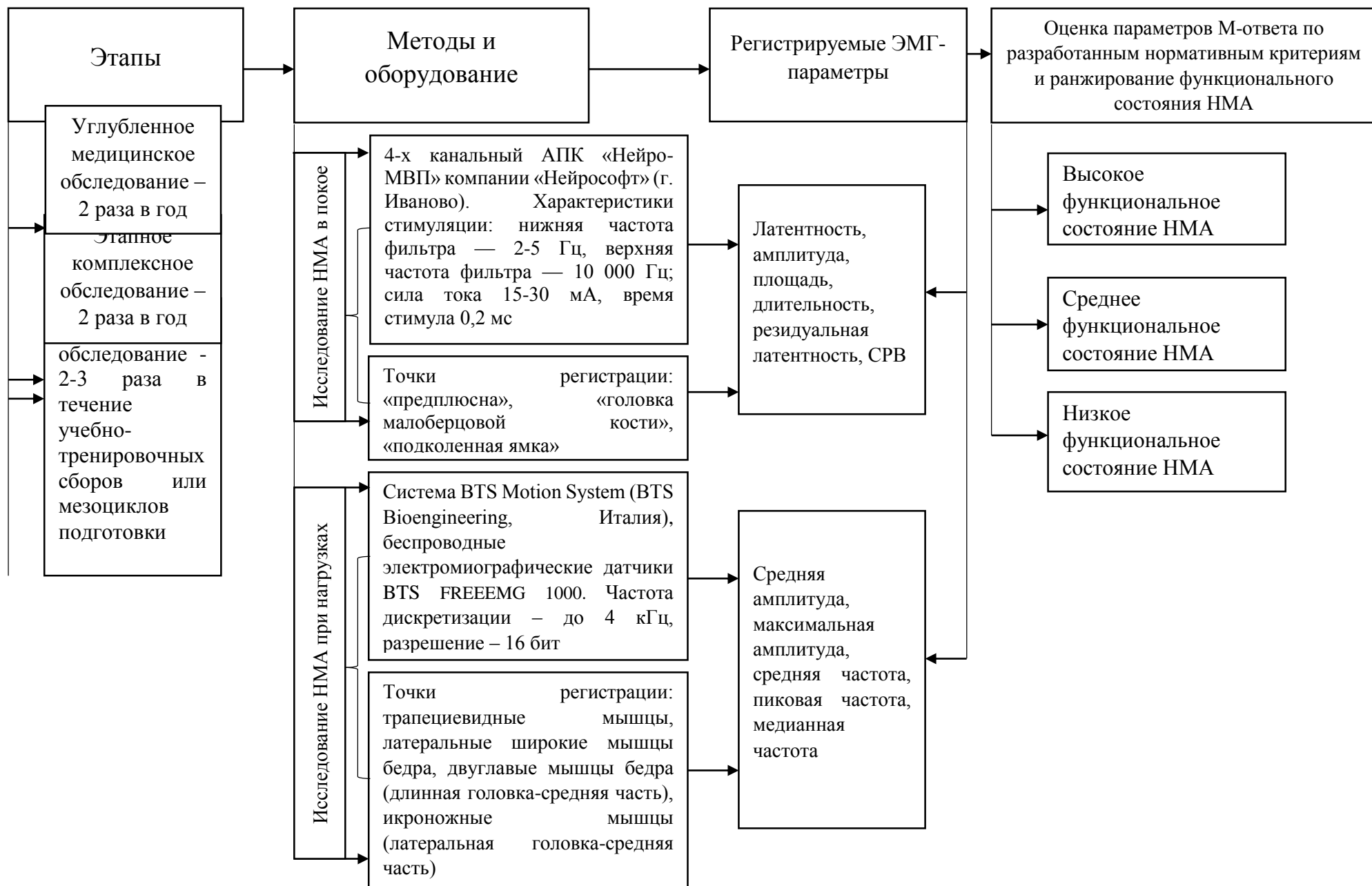


Рис. 8. Методика медицинского контроля функционального состояния НМА спортсменов силовых видов спорта

## **5.2 Алгоритм методики обследования и критерии диагностической оценки оптимального функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов в покое**

Оценка функционального состояния НМА в покое проводится с помощью методики регистрации М-ответов с короткого разгибателя пальцев стопы при стимуляции электрическим током малоберцового нерва. 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. Активный электрод накладывается на границе верхней и средней третьей линии, соединяющей тыльную часть III плюснефалангового сустава и наиболее выступающую часть латеральной лодыжки, а референтный электрод — на тыльную часть V плюснефалангового сустава. Электростимуляция проводится прямоугольными импульсами, время стимула 0,2 мс, сила тока подбирается индивидуально в диапазоне 15-30 мА.

В точке стимуляция «предплюсна» (точка на 1,5-3 см выше линии соединяющей лодыжки) исследуются следующие параметры М-ответа: амплитуда, площадь, длительность, латентность, резидуальная латентность. В точках стимуляции «головка малоберцовой кости» (проекция нижней части головки малоберцовой кости) и «подколенная ямка» (проекция медиального края сухожилия бицепса бедра) проводится оценка латентности, скорости проведения импульса по нервному волокну, амплитуды, длительности и площади М-ответа.

Оценка параметров стимуляционной ЭМГ проводится по разработанным критериям диагностической оценки показателей М-ответа с короткого разгибателя пальцев стопы при стимуляции малоберцового нерва для высококвалифицированных спортсменов мужского и женского пола, полученных путем вычисления среднего значения и стандартного отклонения (Методические рекомендации: Абуталимова С.М., Корягина Ю.В., Нопин С.В. Тер-Акопов Г.Н., Акимкина О.Н., 2022).

### 5.3 Алгоритм методики обследования и критерии диагностической оценки оптимального функционального состояния нервно-мышечного аппарата тяжелоатлетов при физических нагрузках

Методика диагностики функционального состояния НМА спортсменов при физических нагрузках заключается в проведении пЭМГ. Точное фазовое деление выполняемого спортсменом упражнения осуществляется с помощью видеозаписи, а также определения суставных углов с помощью инфракрасных камер и светоотражающих маркеров, закрепленных в области латеральной части плюсны стопы, латеральной части края реберной дуги, латеральной части голеностопного, коленного, тазобедренного суставов и торца грифа штанги. Начало и конец опорных и безопорных фаз определяется с помощью тензодинамометрической платформы. ПЭМГ регистрируется с помощью беспроводных датчиков, передающих данные в систему по беспроводным интерфейсам Bluetooth и WiFi. Вес датчиков – менее 9 грамм, частота дискретизации – до 4 кГц, разрешение – 16 бит. Датчики крепятся с помощью липких электродов и тейпов. Исследуются 8 мышц: трапециевидные мышцы, латеральные широкие мышцы бедра, двуглавые мышцы бедра (длинная головка-средняя часть), икроножные мышцы (латеральная головка-средняя часть).

Регистрация биоэлектрической активности мышц проводится при выполнении тяжелоатлетами специальных упражнений – рывок и толчок.

В таблице 29 представлены показатели и их характеристики, регистрируемые при выполнении рывка и толчка, отображаемые в протоколе ЭМГ-исследования.

Таблица 29

Показатели и их характеристики, регистрируемые при выполнении рывка и толчка, отображаемые в протоколе ЭМГ-исследования

Наименование показателя по протоколу рывок / толчок	Характеристика показателя
Исследуемая мышца	
Trapezius 1 L	Левая трапециевидная мышца
Trapezius 2 R	Правая трапециевидная мышца
Vastus lat 3 L	Левая латеральная широкая мышца бедра

## Продолжение таблицы 45

Vastus lat 4 R	Правая латеральная широкая мышца бедра
Biceps fem 5 L	Левая двуглавая мышца бедра
Biceps fem 6 R	Правая двуглавая мышца бедра
Gastrocn 7 L	Левая икроножная мышца
Gastrocn 8 R	Правая икроножная мышца
Амплитудно-частотные параметры	
Mean (mV)	Средняя амплитуда, мВ
Max (mV)	Максимальная амплитуда, мВ
FPeak (Hz)	Пиковая (доминантная) частота, Гц
FMean (Hz)	Средняя частота, Гц
FMedian (Hz)	Медианная частота, Гц

Сопоставление показателей пЭМГ ведущих мышц тяжелоатлетов при выполнении упражнения с модельными характеристиками позволяет оценить параметры срочной адаптации НМА к специфической физической нагрузке. Так, оптимальным можно считать то функциональное состояние НМА спортсменов, чьи амплитудно-частотные показатели при выполнении упражнений не выходят за пределы референсных значений. Низкие амплитудно-частотные характеристики при выполнении упражнения регистрируются при хороших функциональных возможностях НМА, при развитии небольших усилий и низком развитии мышечного напряжения, следовательно спортсмену могут быть даны рекомендации об увеличении веса снаряда. Высокие значения частотных показателей в совокупности с высокими параметрами амплитуды свидетельствуют о высокой частоте импульсации мотонейрона, что приводит к длительному мышечному напряжению и быстрому истощению энергоресурсов мышечной ткани. Высокая частота импульсации мотонейронов и низкие значения амплитуды регистрируются чаще всего уже при развитии процессов утомления НМА, когда спортсмен поднимает предельный для него вес. В этом случае, спортсмену могут быть даны рекомендации ступенчато снижать вес снаряда или не допускать его повышение.

Оценка параметров пЭМГ проводится по разработанным модельным характеристикам для тяжелоатлетов мужского и женского пола легких, средних и тяжелых весовых категорий при выполнении упражнений рывок и толчок, полученных путем вычисления среднего значения и стандартного отклонения (Методические рекомендации: Абуталимова С.М., Корягина Ю.В., Нопин С.В. Тер-Акопов Г.Н., Акимкина О.Н., 2022).

Разработанная методика диагностики и оценки функционального состояния НМА спортсменов была апробирована на 10 спортсменах, специализирующихся в тяжелой атлетике, из них 5 человек мужского пола и 5 женского (Методические рекомендации: Абуталимова С.М., Корягина Ю.В., Нопин С.В. Тер-Акопов Г.Н., Акимкина О.Н., 2022). Оценивались следующие параметры: в точке стимуляции «предплюсна» – латентность, резидуальная латентность, амплитуда, площадь, длительность моторного ответа; в точках стимуляции «головка малоберцовой кости» и «подколенная ямка» – латентность, амплитуда, площадь, длительность моторного ответа, скорость распространения возбуждения. Данные спортсменов были сопоставлены с модельными характеристиками, учитывающими их половую принадлежность. По данным стимуляционной ЭМГ у некоторых спортсменов мужского и женского пола наблюдались незначительные отклонения от нормативных значений длительности и площади М-ответа, однако, оценивая данные показатели в совокупности с амплитудой и формой М-ответа, можно сделать вывод о рекрутировании большого количества ДЕ при стимуляции малоберцового нерва, синхронной их активации и достаточно высоком уровне внутримышечной координации. Низкая латентность и высокая скорость распространения возбуждения электрического импульса свидетельствуют о высокой миелинизации нервных волокон. Низкие значения резидуальной латентности у спортсменов показали высокую скорость проведения импульса по немиелинизированным волокнам терминалей аксонов.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проблема разработки методики медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов при срочной и долговременной адаптации к мышечной деятельности остается актуальной среди специалистов разных направлений (В.А. Харланов, 2021; А.Л. Оганджанов, 2019; А. Kuznetsov, I.S. Mutaeva, Z.M. Kuznetsova, 2017). При этом, как в России, так и за рубежом для анализа работы НМА спортсменов достаточно часто применяются электромиографические методы исследования (К. Piechota, Z. Borysiuk, M. Konieczny, 2019; L.V. Kapilevich, M.B. Lojkina, S.G. Krivoschekov, 2016; K. Legerlotz et al., 2016). В настоящее время активно используются классические методики исследования биоэлектрической активности мышц – как стимуляционная и пЭМГ, так и внедряются новые технологии, например ЭМГ с биологической обратной связью, позволяющие исследователю и испытуемому получить новую информацию и контролировать функциональное состояние НМА в движении (J. Nishida, K. Takahashi, K. Suzuki, 2015; B. Pietrosimone et al., 2015). При этом, несмотря на прогрессирующие разработки в области медицинского контроля за функциональным состоянием НМА, необходимо отметить отсутствие нормативных критериев и модельных характеристик для оценки данных стимуляционного и поверхностного ЭМГ-исследования у спортсменов.

Стимуляционная ЭМГ в спортивной практике наиболее часто используется специалистами для оценки эффективности применения какого-либо метода восстановления или лечения ОДА. Однако, учеными, проводящими исследования в области спортивной медицины, функциональной диагностики, физиологии было отмечено, что оценка параметров работы НМА спортсменов по общепринятым клиническим нормам не совсем корректна, так как изначально уровень их функционального состояния выше, в сравнении со здоровыми людьми, не занимающимися спортом (С.А. Моисеев, А.М. Пухов, С.М. Иванов, 2018). Выдвинутое специалистами предположение было подтверждено результатами исследования, проведенного на базе Великолукской государственной

академии физической культуры и спорта, согласно которым, значения М-ответа и СРВ у профессиональных спортсменов значительно превышают клиническую норму (О.А. Прянишникова с соавт., 2005). Во время проведения исследования, нами было также установлено, что параметры нервно-мышечной передачи у спортсменов силовых видов спорта отличались не только от общепринятых клинических норм здоровых людей, но и от аналогичных показателей спортсменов других специализаций. Было выявлено, что у атлетов мужского и женского пола, тренирующих преимущественно скоростно-силовые качества, отмечаются более высокие значения показателей, отражающие более высокую возбудимость и проводимость нервных клеток (латентность, резидуальная латентность, СРВ), а также более высокие значения биоэлектрической активности мышечных волокон (амплитуда, площадь, длительность М-ответа), в отличие от спортсменов ситуационных видов спорта, тренирующих преимущественно ловкость и координацию.

Исследование механизмов срочной адаптации НМА спортсменов силовых видов спорта к физической нагрузке проводилось в 2016 году Л.Л. Ципиным, который отметил отличия параметров биоэлектрической активности мышц у спортсменов, тренирующих силовую выносливость и скоростно-силовые качества, указывая на прямую взаимосвязь между данными ЭМГ-исследования и весом снаряда (Л.Л. Ципин, 2016). Л.В. Капилевич с соавторами исследовал механизмы адаптации периферической нервно-мышечной системы и ЦНС к физической нагрузке у тяжелоатлетов и единоборцев. Ученые пришли к выводу, что у тяжелоатлетов высокой квалификации изменения, обеспечивающие высокую спортивную результативность, затрагивают преимущественно периферическую нервно-мышечную систему, в то время как у единоборцев отмечаются изменения как в ЦНС, так и в периферическом отделе НМА. Исследуя биоэлектрическую активность мышц авторы выявили закономерность, согласно которой чем выше импульсация мотонейронов, тем быстрее увеличивается сила мышечного сокращения (Л.В. Капилевич, М.Б. Ложкина, С.Г. Кривошеков, 2016).

При исследовании механизмов срочной адаптации НМА спортсменов силовых видов спорта к физической нагрузке нами были получены данные, согласно которым сила и скорость мышечного сокращения растет в момент увеличения амплитудно-частотных показателей. Кроме того, было установлено, что повышение частотных характеристик часто предваряет рост амплитудных показателей, что свидетельствует об увеличении частоты импульсации мотонейронов к мышечным волокнам исследуемых мышц, для более быстрого вовлечения их в мышечное сокращение уже в следующую фазу упражнения, сопровождающуюся развитием максимальной или взрывной силы. При этом, в момент отсутствия необходимости развития максимальных мышечных усилий, например в фазы уступающей нагрузки, частота импульсации мотонейронов и амплитуда мышечного сокращения резко снижались, в результате чего снижается риск развития процессов утомления и происходит экономизация энергоресурсов мышечной ткани.

Исследуя индивидуальные особенности, связанные с половой принадлежностью спортсменов, нами были выявлены более высокие амплитудные значения всех исследуемых мышц у тяжелоатлетов мужского пола. Кроме того, было обнаружено, что частотная активность мотонейронов к латеральным широким мышцам бедра и икроножным мышцам выше у мужчин, а частотная активность мотонейронов к трапецевидным мышцам и двуглавым мышцам бедра выше у женщин. Полученные амплитудные данные свидетельствуют о больших функциональных, а следовательно, и силовых возможностях мышечной ткани у спортсменов мужского пола, несмотря на высокую частотную активность мотонейронов у женщин. Н.М. Эраносьян, исследуя функциональное состояние НМА у гребцов, также отметил большие амплитудные показатели у спортсменов мужского пола (Н.М. Эраносьян, 2013). В.И. Андреев с соавторами, исследуя биоэлектрическую активность мышц у баскетболистов при выполнении броска, отметил большую синхронизацию ДЕ у мужчин, вследствие чего у них наблюдались более высокие показатели амплитуды и низкая частотная активность

в сравнении с женщинами (В.И. Андреев с соавт., 2012). Группа ученых из Тайваня исследовала электроактивность мышц рук и спины у тяжелоатлетов разных весовых категорий при подъеме штанги и пришла к выводу о более высокой биоэлектрической активности дельтовидной и двуглавой мышцы плеча у спортсменов легких весовых категорий в сравнении с тяжелыми (S.K. Chen et al., 2013).

Исследуя индивидуальные особенности, связанные с весовой категорией спортсменов, нами была выявлена закономерность, согласно которой биоэлектрическая активность мышц и частота импульсации мотонейронов тем выше, чем меньше весовая категория тяжелоатлетов. Оценивая полученные данные, мы заключили, что связано это, вероятнее всего, с тем, что чем больше вес атлета, тем больше функциональных возможностей и резервов НМА – больше мышечных волокон, и степень их гипертрофических изменений, а также энергоресурсов в мышечной ткани. Мы предположили, что у спортсменов тяжелых весовых категорий при подъеме снаряда рекрутируются не все ДЕ, а только их часть, необходимая для развития требуемого мышечного напряжения, регуляция которого осуществляется главным образом за счет процессов обратной афферентации. В отличие от тяжеловесов спортсмены средних и легких весовых категорий имеют более ограниченные функциональные возможности, и для развития необходимого мышечного напряжения при подъеме штанги у них существенно возрастает частота импульсации мотонейронов для вовлечения в сокращение дополнительных мышечных волокон, в результате чего синхронизируются активные ДЕ и амплитудные показатели увеличиваются.

Разработанный нами алгоритм методики обследования НМА включает количественные модельные характеристики и нормативы для диагностической оценки оптимального функционального состояния мышц высококвалифицированных тяжелоатлетов в покое и при физических нагрузках. Кроме того, были определены референсные значения пЭМГ трапецевидных, двуглавых мышц, четырехглавых мышц бедра, икроножных мышц для

тяжелоатлетов разного пола и весовых категорий при выполнении тяжелоатлетических упражнений рывок и толчок.

Таким образом, разработанная нами методика обследования НМА для спортсменов силовых видов спорта позволила не только провести диагностику функционального состояния НМА в покое и при физической нагрузке, но и проанализировать механизмы, закономерности нервно-мышечного ответа, а также выявить индивидуальные особенности, связанные с половой принадлежностью и весовой категорией спортсменов.

## ВЫВОДЫ

1. Функциональная диагностика нервно-мышечного аппарата спортсменов с учетом специфических особенностей спортивной деятельности с помощью методик стимуляционной электромиографии в покое и поверхностной электромиографии при выполнении специальных соревновательных упражнений позволяет дать характеристику процессам как долговременной, так и срочной адаптации к спортивным нагрузкам. Проведенная оценка функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов свидетельствовала о необходимости учета спортивной специализации, половых особенностей и весовых характеристик.

2. Спортсмены силовых видов спорта имеют более высокие значения амплитуды и площади моторного ответа, низкие значения латентности и резидуальной латентности, высокие – скорости проведения импульса по участкам нервных волокон, в сравнении с общепринятыми клиническими нормами, что является результатом долговременной адаптации нервно-мышечного аппарата к специфической физической нагрузке.

3. Спортсмены силовых видов спорта, тренирующие преимущественно скоростно-силовые качества, имеют более высокие значения амплитуды моторного ответа ( $p \leq 0,03$ ), скорости распространения возбуждения по нервному волокну ( $p \leq 0,04$ ) и более низкие параметры латентности ( $p \leq 0,05$ ) и резидуальной латентности ( $p \leq 0,03$ ), в сравнении со спортсменами циклических и ситуационных видов спорта.

4. Оценка механизмов срочной адаптации нервно-мышечного аппарата к специфической физической нагрузке у высококвалифицированных тяжелоатлетов при выполнении специальных соревновательных упражнений (рывок и толчок) позволила констатировать, что в момент увеличения амплитудно-частотных показателей растет сила и скорость мышечного сокращения. Напряжение, развиваемое мышцами при выполнении тяжелоатлетического упражнения,

меняется в зависимости от характера мышечного сокращения и возрастает преимущественно в фазы концентрического сокращения мышц.

5. Анализ гендерных особенностей функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов показал, что тяжелоатлеты мужского пола имеют более высокие амплитудные значения всех исследуемых мышц, частотная активность мотонейронов к латеральным широким мышцам бедра и икроножным мышцам выше у мужчин ( $p \leq 0,04$ ), а частотная активность мотонейронов к трапециевидным мышцам и двуглавым мышцам бедра выше у женщин ( $p \leq 0,05$ ). Полученные амплитудные данные свидетельствуют о больших функциональных, а следовательно, и силовых возможностях мышечной ткани у спортсменов мужского пола, несмотря на высокую частотную активность мотонейронов у женщин.

6. Выявленные индивидуальные особенности, связанные с весовой категорией спортсменов свидетельствуют о том, что биоэлектрическая активность мышц и частота импульсации мотонейронов тем выше, чем меньше весовая категория тяжелоатлетов ( $p \leq 0,02$ ). Это может быть обусловлено тем, что у спортсменов тяжелых весовых категорий при подъеме снаряда рекрутируются не все двигательные единицы, а только их часть, необходимая для развития требуемого мышечного напряжения. Спортсмены же средних и легких весовых категорий имеют более ограниченные функциональные возможности, и для развития необходимого мышечного напряжения при подъеме штанги у них существенно возрастает частота импульсации мотонейронов для вовлечения в сокращение дополнительных мышечных волокон, в результате чего синхронизируются активные двигательные единицы и амплитудные показатели увеличиваются.

7. Разработанная методика медицинского контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов силовых видов спорта, включающая проведение стимуляционной электромиографии в покое, поверхностной электромиографии при выполнении физических упражнений, а также оценку показателей по разработанным нормативным критериям параметров

моторного ответа и модельным характеристикам амплитудно-частотных параметров биоэлектрической активности мышц, апробированная на спортсменах-тяжелоатлетах, позволяет провести информативную оценку состояния спортсменов в рамках углубленных медицинских исследований, этапных и текущих комплексных исследований.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Диагностика функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов может проводиться в рамках углубленных медицинских обследований (УМО; 2 раза в год), этапных комплексных обследований (ЭКО; 2 раза в год) и текущих обследований (ТО; при необходимости 2-3 раза в течение учебно-тренировочных сборов (УТС) или мезоциклов подготовки) спортсменов.

Алгоритм методики обследования и оценки оптимального функционального состояния НМА спортсменов включает проведение стимуляционной ЭМГ в покое, пЭМГ при выполнении специальных упражнений, а также оценку полученных показателей в сравнении с разработанными нормативными критериями моторного ответа и модельными характеристиками амплитудно-частотных параметров биоэлектрической активности исследуемых мышц.

1. Исследование функционального состояния НМА спортсменов в покое рекомендуется проводить с помощью методики регистрации М-ответов с короткого разгибателя пальцев стопы при стимуляции электрическим током малоберцового нерва. 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. Активный электрод накладывается на границе верхней и средней третьей линии, соединяющей тыльную часть III плюснефалангового сустава и наиболее выступающую часть латеральной лодыжки, а референтный электрод — на тыльную часть V плюснефалангового сустава. Электростимуляцию рекомендуется проводить прямоугольными импульсами, время стимула 0,2 мс, сила тока подбирается индивидуально в диапазоне 15-30 мА.

2. Исследование функционального состояния НМА спортсменов при выполнении тяжелоатлетических упражнений рекомендуется проводить с помощью методики пЭМГ. Параметры регистрации сигнала: частота дискретизации — до 4 кГц, разрешение — 16 бит. Датчики рекомендовано крепить с помощью липких электродов и тейпов к исследуемым мышцам: трапециевидные

мышцы, латеральные широкие мышцы бедра, двуглавые мышцы бедра (длинная головка-средняя часть), икроножные мышцы (латеральная головка-средняя часть).

3. При составлении заключения о результатах оценки функционального состояния НМА спортсменов силовых видов спорта рекомендовано руководствоваться нормативными критериями параметров моторного ответа и модельными характеристиками биоэлектрической активности мышц, позволяющих ранжировать функциональное состояние НМА как низкое, среднее или высокое в покое, а также определить параметры оптимального функционального состояния мышц при физической нагрузке.

Разработанная методика медицинского контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов рекомендована к использованию при углубленном и этапном медицинском обследовании спортсменов, а также для динамического контроля функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов силовых видов спорта.

### **ПЕРСПЕКТИВЫ ДАЛЬНЕЙШЕЙ РАЗРАБОТКИ ТЕМЫ**

Перспективным является проведение дальнейших исследований по разработке алгоритмов методик медицинского контроля за функциональным состоянием НМА спортсменов циклических и ситуационных видов спорта. Разработка модельных характеристик биоэлектрической активности мышц при выполнении специальных физических упражнений позволит контролировать функциональное состояние в динамике на всех этапах спортивной подготовки.

## **СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ**

АПК – аппаратно-программный комплекс

БОС – биологическая обратная связь

ДЕ – двигательные единицы

М-ответ – моторный ответ

НМА – нервно-мышечный аппарат

ОДА – опорно-двигательный аппарат

пЭМГ – поверхностная электромиография

СРВ – скорость распространения возбуждения

ТО – текущее обследование

УМО - углубленное медицинское обследование

УТС – учебно-тренировочные сборы

ЦНС – центральная нервная система

ЭКО – этапное комплексное обследование

ЭМГ – электромиография

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 Абдуллаев Н. Т., Исмайылова К. Ш. Оценка асимметрии электромиографических сигналов с помощью статистического распределения коэффициентов асимметрии // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Труды XIII Международной научной конференции с научной молодежной школой имени И.Н. Спиридонова. – 2018. – С. 177-181.
- 2 Абуталимова С.М., Корягина Ю.В., Нопин С.В. Тер-Акопов Г.Н., Акимкина О.Н. Методика диагностики функционального состояния нервно-мышечного аппарата спортсменов в покое и при мышечной деятельности (на примере тяжелой атлетики). - Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2022. – 82 с.
- 3 Аксенов М. О., Капустин А. А., Найданов Б. Н. Генетические аспекты тренируемости спортсменов в тяжелоатлетических видах спорта // Роль экспериментальной и инновационной деятельности в развитии системы подготовки спортивного резерва. – 2019. – С. 9-18.
- 4 Алексеев К. А., Епишев В. В., Исаев А. П., Хоменко Р. В., Сумак Е. Н. Структурно-функциональные и энергетические особенности постурологических характеристик, состояния позвоночника и состава тела тяжелоатлетов высокой спортивной квалификации // Человек. Спорт. Медицина. – 2014. – Т. 14, №. 1. – С.43-53.
- 5 Альбшлави М. М., Бурцева Е. В., Бурцев В. А. Гендерные особенности техники соревновательных упражнений в тяжелой атлетике // Наука и спорт: современные тенденции. – 2020. – Т. 27, №. 2. – С. 14-20.
- 6 Андреев В. И., Буравель О. И., Капилевич Л. В., Искакова Г. С., Кошельская Е. В., Плиев Р. С., Ильин А. А. Физиологические характеристики выполнения баскетбольных бросков мужчинами и женщинами // Теория и практика физической культуры. – 2012. – №. 7. – С. 38-40.
- 7 Андриянова Е. Ю., Ланская О. В. Механизмы двигательной пластичности спинномозговых нервных цепей на фоне долговременной адаптации

к спортивной деятельности // Физиология человека. - 2014. - Т. 40, №. 3. – С. 73–85.

8 Артамонова М. В., Калинин А. В., Даниленко Л. А., Артамонов А. К. Коррекция синдрома перенапряжения грудного отдела мышц спины у спортсменов-гребцов // СПОРТМЕД-2018. – 2018. – С. 16-18.

9 Ахметова А. А., Демин А.Ю. Методы получения информации в электромиографии // Новое слово в науке: перспективы развития: материалы VII Международная научно–практическая конференция. Чебоксары. – 2016. – №. 2. – С. 21-23.

10 Бегун П.И. Биомеханическая модель скелетной мышцы // Символ науки. – 2016. – №. 1-1. –С. 34-36.

11 Белова Н. В., Юсупова Д. Г., Лагода Д. Ю., Вершинин А. В., Вуйцик Н. Б., Супонева Н. А., Гуца А. О. Современные представления о диагностике и лечении карпального туннельного синдрома // РМЖ. – 2015. – Т. 23., №. 24. – С. 1429-1432.

12 Белоус П. А., Борщ М.К. Анализ временных и электромиографических параметров в оценке качества техники движений стрелков из лука // Прикладная спортивная наука. – 2017. – №. 1 (5).- С. 4-11.

13 Борщ М. К., Эраносьян Н. М. Анализ состояния нервно-мышечного аппарата у высококвалифицированных легкоатлетов различных специализаций методом стимуляционной электромиографии // ПолесГУ – 2010. – С.64-68.

14 Борщ М.К., Хроменкова Е.В. Суммарная электромиография как критерий предупреждения переутомления нервно-мышечного аппарата пятиборцев в соревновательном периоде подготовки // Репозиторий Белорусского национального технического университета. – 2016. – С.27-32.

15 Брель Ю.И. Клинические аспекты нарушения энергетического баланса при физических нагрузках // Проблемы здоровья и экологии. – 2019. – №. 1 (59). – С. 4-9.

16 Введенский Н. Е. Телефонические исследования над электрическими явлениями в мышечных и нервных аппаратах // Труды СПб. Общества естествоиспытателей. – 1884. – Т. 15.

17 Власова С. В., Ходулев В. И., Пономарев Г. Н. Количественная электромиографическая оценка межмышечного взаимодействия у спортсменов // Теория и практика физической культуры. – 2016. – №. 8. – С. 97-99.

18 Воронов А. В., Квашук П. В., Воронова А. А., Красноперова Т. В. Определение мышечных групп, влияющих на результат в скоростном спортивном скалолазании, с использованием методов электромиографии // Теория и практика физической культуры. – 2019. – №. 12. – С. 24-26.

19 Гайнуллина Д. Р., Мушарапов Р. Н., Смирнова С. В. Функциональная диагностика мышечной системы спортсмена с применением ЭМГ // Материалы Всероссийского конкурса студенческих научно-исследовательских работ "Студент-Исследователь". – 2021. – С. 111-114..

20 Головач У. В. Физические нагрузки как способ формирования телосложения [Электронный ресурс] // Проблемы и перспективы развития современной медицины: сб. науч. ст. XI Респ. науч.-практ. конф. с междунар. участием студентов и молодых ученых, Гомель, 2–3 мая 2019 г. : в 8 т. / Гомел. гос. мед. ун-т; редкол.: А. Н. Лызикив [и др.]. – Гомель : ГомГМУ, 2019. – Т. 8. – С. 91-92.

21 Голубев В. Л., Магомедова Р. К. Спектральный анализ variability частотно-амплитудных характеристик дрожания при эссенциальном треморе и дрожательной форме болезни Паркинсона // Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2006. – Т. 1. – С. 43-48.

22 Губайдуллина С. И., Якупов Р. А., Асманов Р. Ф., Залялютдинова Л. М., Шакирова Л. И. Методика электронейрофизиологического исследования мигательного рефлекса для оценки сбалансированности процессов торможения и возбуждения в ЦНС у спортсменов // Проблемы и перспективы физического воспитания, спортивной тренировки и адаптивной физической культуры.

Материалы Всероссийской с международным участием научно-практической конференции. – Казань. – 2018. – С. 39-42.

23 Губайдуллина С.И., Асманов Р.Ф. Электронеурофизиологическое исследование мигательного рефлекса для оценки функционального состояния ЦНС у спортсменов игровых видов спорта // Современный футбол: состояние, проблемы, инновации и перспективы развития: материалы Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – 2018. – С. 151-155.

24 Гурова М. Б., Капилевич Л. В. Особенности восприятия движений у спортсменов в зависимости от направленности тренировочного процесса // Бюллетень сибирской медицины. – 2013. – Т. 12, №. 2. – С. 195-199.

25 Гурова М.Б. Электромиографическая характеристика работы мышц у низко-и высококвалифицированных спортсменов-единоборцев и тяжелоатлетов при нагрузке // Физическая культура, здравоохранение и образование. Материалы Всероссийской научно-практической конференции памяти В.С. Пирусского. – 2011. – С. 154-158.

26 Дворкин Л. С., Дюшко О. И. Моделирование двигательных действий силового характера на основе электромиографических исследований высококвалифицированных борцов // Культура физическая и здоровье. – 2019. – №. 3. – С. 75-79.

27 Девликамова Ф. И. Применение препарата кокарнит при лечении пациентов с диабетической полинейропатией // Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2016. – Т. 116, №. 11.– С.64-68.

28 Денисенко Ю. П., Высочин Ю. В., Яценко Л. Г. Релаксационный тип долговременной адаптации в повышении устойчивости организма спортсменов к экстремальным воздействиям // Перспективные направления в области физической культуры, спорта и туризма. – 2016. – С. 75-77.

29 Желдубаева Э. Р., Туманянц К. Н. Особенности электромиографических показателей у спортсменов ациклических видов спорта //

V Международный научный конгресс" Проблемы физкультурного образования: концептуальные основы и научные инновации". – 2018. – С. 171-175.

30 Дорожко А. С., Гусейнов Д. И. Метод поверхностной электромиографии как средство контроля технической подготовленности высококвалифицированных биатлонистов // Мир спорта. – 2020. – №. 2. – С. 29-33.

31 Евдокимов И. М. Роль функциональных резервов спортсмена в приспособлении к физическим нагрузкам // Социально-педагогические вопросы образования и воспитания. – 2021. – С. 185-187.

32 Ефремова Т. Г. Принципы и методика функционального тренинга как направления тренировочного процесса // Физическое воспитание и спорт: актуальные вопросы теории и практики. – 2020. – С. 206-212.

33 Жидких Т. М., Горбачев Д. В., Минеев В. С. Научно-методические аспекты программы биоуправления, направленной на сохранение здоровья высококвалифицированных спортсменов // Теория и практика физической культуры. – 2020. – №. 2. – С. 101-102.

34 Жилин С. О. Исследование биопотенциалов человека и их влияние на здоровье // Актуальные проблемы современной когнитивной науки. – 2021. – С. 13-14.

35 Захарова С. И., Калинин А. В. Электромиографические особенности перенапряжения опорно-двигательной системы легкоатлетов // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2012. – №. 4.(86). – С. 43-48.

36 Иванисова А. В., Заболотских Н. В., Хатхе Ю. А., Михалева А. С., Терпелец С. А., Дубровина О. О. Диагностические возможности исследования состояния нервно-мышечной передачи при миастении и миастенических синдромах // Кубанский научный медицинский вестник. – 2018. – Т. 25, №. 1. – С. 155-162.

37 Ипполитова Е. Г., Верховина Т. К., Кошкарева З. В., Скляренко О. В. Маркерные показатели электронейромиографии в диагностике остеохондроза позвоночника // Сибирский медицинский журнал (Иркутск). – 2018. – Т. 152, №. 1. – С. 13-17.

38 Ичжэ Л., Михута И. Ю., Пэн С. Электромиографический профиль спортсменов высокой квалификации в прыжках в воду // Актуальные проблемы теории и методики физического воспитания и спортивной тренировки. Сборник научных статей. – 2020. – С.86-89.

39 Казакова М. В., Кузнецова Г. П. Применение электромиографии в спорте с целью повышения эффективности тренировочного процесса // Физическое воспитание и студенческий спорт глазами студентов. – 2017. – С. 506-508.

40 Казакова М. В., Смирнова С. В. Проблема использования электромиографического исследования в адаптивном спорте // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. Биомедсистемы-2016. – 2016. – С. 235-238.

41 Капилевич Л. В., Бредихина Ю. П. Физиологические основы координации двигательных действий в танцевальной паре // Российский физиологический журнал им. ИМ Сеченова. – 2016. – Т. 102, №. 2. – С. 225-236.

42 Капилевич Л. В., Ложкина М. Б., Кривошеков С. Г. Электрофизиологические характеристики нервно-мышечной системы у спортсменов в тренировочном процессе силовой направленности // Физиология человека. – 2016. – Т. 42, №. 4. – С. 51-60.

43 Кичайкина Н. Б., Дьяченко Н. А., Косьмин И. В. Структуризация режимов работы мышц при выполнении рывка штанги // Культура физическая и здоровье. – 2015. – №. 3. – С. 21-23.

44 Климова В. К., Векленко Н. Н., Шимохина М. В. Исследование гипермобильности суставов у гимнасток // Инновационные фитнес-технологии в

физическом воспитании и спорте детей и подростков: Материалы всероссийской научно-практической конференции. - Тула. – 2013. – С. 162-166.

45 Князева И. А. Применение методов биологической обратной связи для коррекции нарушений осанки и активной профилактики мышечного перенапряжения у спортсменов: Автореф. дисс.... канд. мед. наук // Москва. – 2007. – С. 23.

46 Коваленко Е. В., Бойко А. В. Особенности долговременной адаптации спортсменов, специализирующихся в карате // Фундаментальные исследования. – 2013. – Т. 2, №. 11. – С. 205-210.

47 Коростелина Е. А., Костина Г. П. Возможности нейрофизиологических методов исследования в ГБУЗ СОКОД // Новые технологии в онкологии. – 2016. – С. 183-185.

48 Корягина Ю. В., Роголева Л. Г. Применение электронейромиографии в спортивной медицине // Современные вопросы биомедицины. – 2018. – Т. 2, №. 1. – С. 31-43.

49 Котов-Смоленский А. М., Хижникова А. Е., Клочков А. С., Супонева Н. А., Пирадов М. А. Поверхностная ЭМГ: применимость в биомеханическом анализе движений и возможности для практической реабилитации // Физиология человека. – 2021. – Т. 47, №. 2. – С. 122-134.

50 Красноперова Т. В., Ворошин И. Н., Киселева Е. А. Результаты применения электромиографических измерений мышечного тонуса у легкоатлетов-паралимпийцев с поражением ОДА // Инновационные технологии в системе спортивной подготовки, массовой физической культуры и спорта. – 2019. – С. 79-82.

51 Купитман О. В. Карпальный туннельный синдром. Диагностика для составления программы реабилитации // Проблемы подготовки научных и научно-педагогических кадров: опыт и перспективы. – 2021. – С. 109-117.

52 Купчишина О. С., Токсубаева Е. П., Юнолайнен Ю. В. Невропатия лицевого нерва у детей // Петрозаводские педиатрические чтения-XVI: актуальные вопросы педиатрии. – 2019. – С. 40-42.

53 Куракина О. В., Гондарева Л. Н. Роль биоуправления в достижении высоких результатов и диагностике перетренированности у спортсменов высшей квалификации // СПОРТМЕД-2018. – 2018. – С. 67-69.

54 Куренков А. Л., Клочкова О. А., Бурсагова Б. И., Кузенкова Л. М., Артеменко А. Р., Фальковский И. В. Опыт применения препарата ботулинического токсина типа а (OnabotulinumtoxinA\*) в лечении пациентов с детским церебральным параличом // Медицинский совет. – 2017. – С. 113-121.

55 Ланская Е. В., Ланская О. В., Андриянова Е. Ю. Физиологические механизмы пластичности центральных и периферических звеньев нейромоторной системы как результат адаптации к повышенной активности скелетных мышц // Biological Communications. – 2015. – №. 4. – С. 79-92.

56 Ланская О. В., Ланская Е. В. Электромиографическое исследование активности мышц у студентов физкультурного вуза, специализирующихся в различных видах спорта // Новые исследования. – 2017. – №. 1 (50). – С. 50-64.

57 Ласков В. Б., Кулезнев В. Н. Объективизация результатов скоростно-силовой пробы с помощью электромиографии // Инновационные формы и методы в физической культуре и спорте. Материалы Международной научно-практической конференции. – Курск. – 2008. – С. 79-81.

58 Левашова А. И., Мягкова М. А., Мосейкин И. А. Иммунохимические и электромиографические показатели оценки болевого статуса при рефлексорном синдроме // Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2020. – Т. 120, №. 12. – С. 73-79.

59 Лихачев С. А., Астапенко А. В., Марьенко И. П., Корбут Т. В., Степанова Е. С. Дистрофическая миотония Россолимо-Штейнерта-Куршмана, спорадический случай. Клиническое наблюдение // Неврология и нейрохирургия. Восточная Европа. – 2020. – Т. 10, №. 1. – С. 120-126.

60 Лукашевич Д. А., Михута И. Ю. Оценка силовой выносливости ведущих групп мышц гребцов-каноистов методом электромиографии // Прикладная спортивная наука. – 2017. – №. 1(5). – С. 24-30.

61 Луцик В.Н., Котов С. В., Мисиков В. К. Применение препарата ботулинического токсина типа А (incobotulotoxin А) у пациента с постинсультной спастичностью верхней конечности. Описание клинического случая // Consilium Medicum. – 2018. – Т. 20, №. 9. – С.30-33.

62 Ляньцин В. Резервы повышения спортивных результатов в тяжелой атлетике // Вестник экспериментального образования. – 2018. – №. 3 (16). – С. 2-10.

63 Мейгал А.Ю. Нелинейные параметры накожной электромиографии: возможности и перспективы применения в клинике и физиологии // Ульяновский медико-биологический журнал. – 2016. – №. 4. – С. 46.

64 Мирошников А. Б., Волков В. В., Смоленский А. В., Манидичев С. Н., Антонов А. Г., Форменов А. Д., Агапкин С. Н. Эффект интерференции для мышечной гипертрофии под лампой электромиографии // Наука для фитнеса-2018. – 2018. – С. 106-117.

65 Морункова О. А., Пашаева А. С., Сидорова М. А. Современная электромиография как средство автоматизации процесса диагностики состояния мышечного аппарата человека // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы. Биомедсистемы-2019. – 2019. – С. 396-399.

66 Накопия Л. Б., Гончаренко А. Д., Ермольев С. Н., Стурова Т. М., Кардакова А. А. Возможности математического анализа при электромиографическом исследовании состояния жевательных мышц // Dental Forum. – 2019. – №. 1. – С. 22-26.

67 Некрасова В. В., Наугольников О. А. Современные электромиографы // Информационные и измерительные системы и технологии. Сборник научных

статей по материалам Международной научно-технической конференции. - Новочеркасск. – 2016. – С. 149-155.

68 Нопин С.В., Сивохин И.П., Корягина Ю.В., Тер-Акопов Г.Н., Абуталимова СМ. Применение методики экспресс-контроля за техникой выполнения тяжелоатлетических упражнений спортсменами высокой квалификации в условиях тренировочной деятельности. Методические рекомендации. – Ессентуки: ФГБУ СКФНКЦ ФМБА России, 2020. – 74 с.

69 Облецова Т. А. Электромиографическая характеристика упражнений на координационной лестнице // Проблемы и перспективы физического воспитания, спортивной тренировки и адаптивной физической культуры. Материалы Всероссийской с международным участием научно-практической конференции, посвященной 45-летию Поволжской государственной академии физической культуры, спорта и туризма. – 2019. – С. 83-86.

70 Облецова Т. А., Пухов А. М. Особенности временных и электромиографических параметров специально-подготовительных упражнений баскетболистов на координационной лестнице // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2019. – №. 9 (175). – С.215-220.

71 Оганджанов А. Л. Инновационные технологии мониторинга подготовленности в легкой атлетике (на примере легкоатлетических прыжков) // Известия Тульского государственного университета. Физическая культура. Спорт. – 2019. – №. 7. – С. 83-94.

72 Ожгибесова М. А., Ганеева Е. Р., Куриляк М. М. Ключевые механизмы мышечного роста // Научное обозрение. Педагогические науки. – 2019. – №. 4-4. – С. 31-34.

73 Пешков М.Е. Особенности электромиографической активности мышц юных скалолазов // Научные вести. – 2020. – №. 5. – С. 135-139.

74 Пигарева С. Н., Классина С. Я., Фудин Н. А. Электромиографические характеристики момента отказа от работы непрерывной интенсивности у

спортсменов-любителей и лиц, занимающихся физической культурой // Вестник спортивной науки. – 2020. – №. 2. – С. 48-51.

75 Пискунов И. В., Городничев Р.М. Кинематические и электромиографические параметры двойного бегового шага при беге с максимальной скоростью по прямой и виражу у спринтеров разной квалификации // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте. – 2019. – С. 131-136.

76 Питиркин Ф. Ю., Коломиец О. И., Петрушкина Н. П., Сазонова Е. А. Технологии оптимизации функционального состояние мышечно-связочного аппарата позвоночника у юных спортсменов, занимающихся джиу-джитсу // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2020. – Т. 15, №. 2. – С. 115-124.

77 Полякова О. Н. Применение комплексной методики оздоровительной физической культуры, с использованием электромиографической обратной связи у спортсменов с дорсалгиями // Вестник новых медицинских технологий. – 2012. – Т. 19, №. 1. – С. 122-124.

78 Попова И. Е., Сысоев А.В. Нервно-мышечный аппарат и сегментарный состав конечностей квалифицированных прыгунов в воду // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2020. – №. 9. – С. 293-296.

79 Попова И. Е., Сысоев А. В. Эффективность игровых действий и типологические особенности нервной системы баскетболисток // Прикладная спортивная наука. – 2018. – №. 1. – С. 26-31.

80 Проскокова Т. Н., Шулятицкая Е. С., Хелимский А. М. Кожный симпатический вызванный потенциал при аутосомно-доминантных спиноцеребеллярных атаксиях // Вестник неврологии, психиатрии и нейрохирургии. – 2019. – №. 3. – С. 55-58.

81 Прянишникова О. А., Городничев Р. М., Городничева Л. Р., Ткаченко А. В. Спортивная электронейромиография // Теория и практика физ. культуры. – 2005. – № 9. – С. 6.

82 Пухов А. М., Городничев Р. М. Электромиографические критерии результативности стрельбы из пистолета // Теория и практика физической культуры. – 2012. – №. 11. – С.79.

83 Пухов А.М., Моисеев С. А., Иванов С. М., Городничев Р. М. Закономерности управления движениями у высококвалифицированных стрелков из лука // Теория и практика физической культуры. – 2015. – №. 6. – С. 20-22.

84 Пухов А. М., Иванов С. А., Моисеев С. А., Городничев Р. М. Особенности мышечной активности при выполнении выстрела из лука // Наука и спорт: современные тенденции. – 2016. – Т. 11, №. 2. – С.82-87.

85 Рахманина О. А., Левитина Е. В., Лебедева Д. И., Джумаева Г. Ш. Генетическая коморбидность: клинический случай сочетания эпилепсии и миастении в детском возрасте // Уральский медицинский журнал. – 2018. – №. 11. – С. 83-85.

86 Румянцев А. А., Шляхтов В. Н., Семенов Д. В. Электромиография как индикатор технической готовности гимнастов, на примере оборота назад в стойку на перекладине // Роль физической культуры и спорта в развитии человеческого капитала и реализации национальных проектов. – 2019. – С. 595-601.

87 Самойлова А. П., Сымкина В. Е. Клинико-нейрофизиологические особенности течения миастении в зависимости от структурных изменений тимуса // «Фундаментальная наука в современной медицине – 2018» – 2018. – С. 533-536.

88 Санадзе А. Г., Гильванова О. В. Миастения и мышечные атрофии // Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. – 2021. – Т. 121, №. 2. – С. 79-87.

89 Семенов В. Г., Смольянов В. А. Критерии оценивания плиометрических способностей спортсменов в условиях отталкивания от опоры // ПолесГу. – 2012. – С. 254-257.

90 Сиренко П. А., Королинская С. В., Сиренко Ю. П. Особенности интерференционной электромиограммы прямой мышцы бедра у квалифицированных футболистов в контексте специального упражнения // Педагогика, психология и медико-биологические проблемы физического воспитания и спорта. – 2013. – №. 8. – С. 92-98.

91 Скляр А. Ю., Булнаева Г. И. Влияние мышечной деятельности на функциональное состояние квалифицированных бегунов // Актуальные проблемы развития физической культуры и спорта в Восточной Сибири. Материалы XII Областной научно-практической конференции студентов, магистрантов, аспирантов и молодых ученых. - Иркутск. – 2019. – С. 180-183.

92 Скрыгин С. В. Особенности срочной адаптации опорно-двигательного аппарата юных бегунов на короткие дистанции к беговой нагрузке с высокой интенсивностью // Медико-биологические и педагогические основы адаптации, спортивной деятельности и здорового образа жизни. Сборник научных статей II Всероссийской заочной научно-практической конференции с международным участием. – Воронеж. – 2013. – С. 387-390.

93 Смольянов В. А., Семенов В. Г., Врублевская Л. Г. Инновационная оценка и анализ компонентного состава и функциональной структуры способности мышц человека к взрывным усилиям // Здоровье для всех. – 2011. – №. 1. – С. 23-26.

94 Сулим С. В., Сергиенко К. Н., Бакум А. В. Влияние веса отягощения на биодинамические характеристики системы «спортсмен-штанга» // Физическое воспитание студентов. – 2010. – №.3. – С. 95-98.

95 Сушкова О. С., Морозов А. А., Кершнер И. А., Петрова Н. Г., Габова А. В., Чигалейчик Л. А., Карабанов А. В. Исследование распределений разности фаз огибающих сигналов электромиограмм мышц-антагонистов у пациентов с болезнью Паркинсона и эссенциальным тремором // Радиоэлектроника. Наносистемы. Информационные технологии. – 2020. – Т. 12, №. 3. – С. 415-428.

96 Татаров В. Б. Электромиографическая характеристика работы мышц ног при выполнении баскетбольного броска в прыжке // Альманах мировой науки. – 2017. – №. 1-2. – С. 155-156.

97 Терзи М. С., Леконцев Е. В., Сарайкин Д. А., Павлова В. И., Камскова Ю. Г. Молекулярно-генетическая детерминация функциональной работоспособности единоборцев разных квалификаций // Теория и практика физической культуры. – 2016. – №. 7. – С. 21-24.

98 Тимофеев С. С., Рыжов А. Я. Физиологическая характеристика опорнодвигательного аппарата и функций сердечно-сосудистой системы у профессиональных штангистов 22–35 лет // Вестник ТвГУ. Серия: Биология и экология. – 2008. – №. 7. – С. 52-60.

99 Тимченко Е. С., Рубин В. С. Комплексный критерий оценки стабильности техники в спортивных танцах // Совершенствование системы подготовки в танцевальном спорте. – 2017. – С. 78-82.

100 Трембач А. Б., Марченко В. В. Влияние возрастающей нагрузки на электрическую активность двуглавой мышцы плеча у квалифицированных спортсменов силовых видов спорта // Теория и практика физической культуры. – 2003. – №. 9. – С. 39-41.

101 Трембач А. Б., Федорова И. Н., Пономарева Т. В., Миниханова Е. Р., Попова О. С. Сравнительный анализ биомеханических и электромиографических показателей в функционально-значимые временные интервалы соревновательного упражнения жим лежа у лиц с поражением опорно-двигательного аппарата // Человек. Спорт. Медицина. – 2019. – Т. 19, №. 2. – С.101-109.

102 Трубицын Р. В., Рудаков О. С., Овсянников Н. И. История развития метода поверхностной электромиографии (ПЭМГ) // Современные научные исследования и инновации. – 2018. – №. 3. – С. 25-25.

103 Федорова А.Э., Артеменко Е. В. Причины и признаки переутомления и перетренированности спортсменов // Современные проблемы физической культуры, спорта и молодежи. – 2020. – С. 188-191.

104 Фоменко О. Ю., Порядин Г. В., Мартынов М. Ю., Кашников В. Н., Шкода А. С., Козлов В. А., Ачкасов С. И. Роль бульбокавернозного рефлекса в диагностике нейропатии у больных пролапсом тазовых органов с болевым синдромом // Акушерство и гинекология. – 2021. – №. 5. – С. 121-127.

105 Фоменко О. Ю., Мудров А. А., Попов А. А., Федоров А. А., Коваль А. А., Ефремова Е. С. Современные возможности оценки функционального состояния мышц тазового дна. Обзор литературы // Медицинский алфавит. – 2018. – Т. 3, №. 22. – С. 43-50.

106 Фурсов В. В. Электромиографическая и динамическая характеристики работы мышц в спортивной ходьбе скороходов различной квалификации // Научные труды Северо-Западного института управления РАНХиГС. – 2019. – Т. 10, №. 5. – С. 212-216.

107 Халимов Ю., Власенко А., Цепкова Г. Профессиональные заболевания, обусловленные функциональным перенапряжением опорно-двигательного аппарата // Врач. – 2018. – Т. 29, №. 3-9. – С.112-115.

108 Хамгушкеева Н. Н. Игольчатая электромиография лицевого нерва в отохирургии: автореф дис. – С.-Петербург. науч.-исслед. ин-т уха, горла, носа и речи, 2016. – С. 26.

109 Хамгушкеева Н.Н., Аникин И. А., Корнеенков А. А. Определение глубины прохождения электрического тока через костную ткань фаллопиева канала при использовании игольчатой стимуляционной электромиографии // Редакционный совет. – 2016. – С. 97.

110 Харланов В.А. Технология физической подготовки футболистов на основе экспресс-анализа данных о состоянии работы нервно-мышечного аппарата // дис. на соиск. уч. степ. канд. пед. наук. – 2021 - с.118.

111 Хитров М. В., Субботина Т. И. Теоретические предпосылки управления межмышечной координацией при максимальных тяговых усилиях // Известия Тульского государственного университета. Гуманитарные науки. – 2012. – №. 1-2. – С. 43-53.

112 Хитров М. В., Субботина Т. И., Яшина А. А. Электромиография как метод объективизации результатов физической реабилитации травм опорно-двигательного аппарата спортсменов // Известия Тульского государственного университета. Гуманитарные науки. – 2012. – №. 1-2. – С. 3-8.

113 Цегельников М. М., Козлов А. В., Афанасьев Л. М., Медведев С. Б. Комплексное хирургическое лечение трофических и функциональных нарушений при сочетанных повреждениях сухожилий сгибателей пальцев кисти // Политравма. – 2016. – №. 2. – С. 42-46.

114 Ципин Л. Л., Захаров Ф. Е., Самсонов М. А. Регистрация электрической активности мышц спортсменов при изучении высокоамплитудных двигательных действий // Труды кафедры биомеханики университета имени ПФ Лесгафта. – 2012. – №. 6. – С. 36-43.

115 Ципин Л. Л. Электромиографический анализ упражнений специальной силовой подготовки спортсменок-полиатлонисток // Биомеханика двигательных действий и биомеханический контроль в спорте. Материалы VII Всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – 2019. – С. 269-276.

116 Ципин Л. Л. Оценка мышечных усилий спортсменов-гиревиков при выполнении специально-подготовительных упражнений // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2016. – №. 7 (137). – С. 155-161.

117 Ципин Л. Л. Методологические аспекты применения электромиографии при изучении спортивных движений разной интенсивности // Ученые записки университета им. ПФ Лесгафта. – 2015. – №. 8. – С. 188-193.

118 Чабанов П. В. Оценка показателей латентного периода бульбокавернозного рефлекса и электромиографии в диагностике и лечении

больных с повышенным тонусом нервно-мышечных структур мочевого пузыря и дистальных отделов толстой кишки по гиперкинетическому типу // Урология. – 2017. – Т. 21, №. 4. – С. 32-36.

119 Чевелева Е. А. Влияние изометрических упражнений на тело человека // Репозиторий ГомГМУ. – 2018. – С.1266-1267.

120 Осин Е. О., Быков А. В., Венчакова А. Г. Развитие силовых способностей в спорте //Центральный научный вестник. – 2017. – Т. 2, №. 12. – С. 65-67.

121 Челноков А. А., Бучацкая И. Н. Функциональные особенности спинального торможения человека при произвольной двигательной активности // Теория и практика физической культуры. – 2015. – №. 6. - С. 11-13.

122 Чермит К. Д., Заболотный А. Г., Чувакин А. Л., Куприна Н. К., Ельникова О. О. Влияние биоэлектрической активности мышц на изменение линейных кинематических характеристик приседания в пауэрлифтинге // Вестник Адыгейского государственного университета. Серия 4: Естественно-математические и технические науки. – 2018. – №. 4 (231). – С. 77-82.

123 Чесно А.В., Киселева О. П., Козлова Е. А. Использование инновационных технологий в подготовке спортсменов // Инновационные технологии в спорте и физическом воспитании подрастающего поколения. – 2021. – С. 280-282.

124 Чураев В. А. Метод диагностики электрической активности мышц для проведения терапевтических процедур на основе электромиографического биоуправления // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы-Биомедсистемы-2019. – 2019. – С. 82-84.

125 Шевелев О. А., Ходорович Н. А., Привалова И. Л., Шевелева Е. О., Бобровский Е. А., Пушкина В. В., Тагланов А. А. Исследование активности и функциональных взаимоотношений мышц нижних конечностей у футболистов с помощью поверхностной электромиографии // Вестник Российского университета

дружбы народов. Серия: Медицина. – 2020. – Т. 24, №. 3. – С. 245-252.

126 Шевцов А. В., Сашенков С. Л., Байгужин П. А. Электронейромиографическая характеристика состояния нервно-мышечной системы у кикбоксеров // Вестник Челябинского государственного педагогического университета. – 2009. – №. 7. – С. 305-314.

127 Шестаев А. Ю., Кушниренко Н. П., Рассветаев А. В., Харитонов Н. Н., Сиваков А. А., Саматыго А. Б., Сергиенко А. Ю. Органическая эректильная дисфункция у мужчин молодого и среднего возраста // Урологические ведомости. – 2017. – Т. 7, №. Спецвыпуск. – С. 126-127.

128 Ширяева А. В., Беляков К. М., Антипенко Е. А., Стрельцова О. С., Александрова Е. А. Нейрофизиологические методы диагностики поражения полового нерва и сакральных проводящих путей: краткий обзор литературы // Неврологический вестник. – 2020. – Т. 52, №. 4. – С. 53-59.

129 Шишкин А. В., Митин А. Е., Филиппова С. О. Проблема применения электромиографии с целью повышения эффективности тренировочного и соревновательного процессов в адаптивном спорте // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – №. 6. – С. 276-276.

130 Штанько С. А., Мейгал А. Ю., Маркелов В. Е. Электромиографические критерии эффективности электромиостимуляции тренажером Маркелова // Journal of Biomedical Technologies. – 2014. – №. 2. – С. 34-41.

131 Эраносьян Н. М. Оценка функционального состояния нервно-мышечного аппарата у спортсменов высокой квалификации // XIII Международная научная сессия по итогам НИР за 2012 год " Научное обоснование физического воспитания, спортивной тренировки и подготовки кадров по физической культуре и спорту": материалы Международной научно-практической конференции. -Минск. – 2013. – Ч. 2. – С. 83-86.

132 Эрлих В. В. Состояние кардиореспираторной и нервно-мышечной системы юношей-пловцов с различной направленностью соревновательной деятельности // Челябинск. Автореф. дис. Канд. Биол.наук. – 2007. – с.23.

133 Юмагуен В.Р. Механизмы адаптации функционального состояния кардиореспираторной и нейро-мышечной систем у кикбоксеров высокой и высшей квалификации // Автореф дис. Канд. Биол.наук. Челябинск. – 2008. – с.23.

134 Юхно Ю. А., Дыба Т. Г., Калиниченко Р. А. Биомеханический контроль опорно-двигательного аппарата тяжелоатлетов высокой квалификации с использованием современных диагностических методов // Физическое воспитание студентов творческих специальностей. – 2003. – №. 3. – С. 66-72.

135 Яковлева Д. В., Каньшина Д. С., Подгурская М. Г., Сурма М. А. // Диагностическая значимость нейрофизиологических модальностей в дебюте паралича Белла Российский кардиологический журнал. – 2021. – №. S5. – С. 14-14.

136 Ярошенко Т. Ф., Балманова Б. А. Применение декремент-теста в диагностике миастении // Медицинский журнал Западного Казахстана. – 2009. – №. 2. – С. 101-103.

137 Aagaard P., Simonsen E. B., Andersen J. L., Magnusson P., Dyhre-Poulsen P. Neural adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex responses // Journal of Applied Physiology. – 2002. – V. 92, №. 6. – P. 2309-2318.

138 Abbott B. C., Ritchie J. M. The onset of shortening in striated muscle // The Journal of physiology. – 1951. – V. 113, №. 2-3. – P. 336.

139 Baeyens R., Berkvens R., Daems W., Baeyens J. P., Goossens M., Weyn M. Wireless Surface Electromyography // International Conference on P2P, Parallel, Grid, Cloud and Internet Computing. – Springer, Cham, 2017. – P. 722-732.

140 Balloch A. S., Meghji M., Newton R. U., Hart N. H., Weber J. A., Ahmad I., Habibi D. Assessment of a novel algorithm to determine change-of-direction angles while

running using inertial sensors // *The Journal of Strength & Conditioning Research*. – 2020. – V. 34, №. 1. – P. 134-144.

141 Bradshaw C., McCrory P., Bell S., Brukner P. Obturator nerve entrapment: a cause of groin pain in athletes // *The American journal of sports medicine*. – 1997. – V. 25, №. 3. – P. 402-408.

142 Brown D. M., Dwyer D. B., Robertson S. J., Gatin P. B. Metabolic power method: Underestimation of energy expenditure in field-sport movements using a global positioning system tracking system // *International journal of sports physiology and performance*. – 2016. – V. 11, №. 8. – P. 1067-1073.

143 Canata G. L., Casale V., Davico M., Lapi S. Muscle Injuries // *The Sports Medicine Physician*. – Springer, Cham, 2019. – P. 187-195.

144 Cassel M., Intziagianni K., Risch L., Müller S., Engel T., Mayer F. Physiological tendon thickness adaptation in adolescent elite athletes: a longitudinal study // *Frontiers in physiology*. – 2017. – V. 8. – P. 795-803.

145 Chen S. K., Wu M. T., Huang C. H., Wu J. H., Guo L. Y., Wu W. L. The analysis of upper limb movement and EMG activation during the snatch under various loading conditions // *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. – 2013. – V. 13, №. 1. – C. 1350010. <https://doi.org/10.1142/S0219519413500103>

146 Constantin-Teodosiu D., Cederblad G., Bergström M., Greenhaff P. L. Maximal-intensity exercise does not fully restore muscle pyruvate dehydrogenase complex activation after 3 days of high-fat dietary intake // *Clinical Nutrition*. – 2019. – V. 38, №. 2. – P. 948-953.

147 Couppé C., Svensson R. B., Silbernagel K. G., Langberg H., Magnusson S. P. Eccentric or concentric exercises for the treatment of tendinopathies // *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. – 2015. – V. 45, №. 11. – P. 853-863.

148 De Carvalho M., Barkhaus P. E., Nandedkar S. D., Swash M. Motor unit number estimation (MUNE): where are we now? // *Clinical Neurophysiology*. – 2018. – V. 129, №. 8. – P. 1507-1516.

149 Del Vecchio A. et al. Associations between motor unit action potential parameters and surface EMG features // *Journal of Applied Physiology*. – 2017. – V. 123, №. 4. – P. 835-843.

150 Franchi M. V., Longo S., Mallinson J., Quinlan J. I., Taylor T., Greenhaff P. L., Narici M. V. Muscle thickness correlates to muscle cross-sectional area in the assessment of strength training-induced hypertrophy // *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. – 2018. – V. 28, №. 3. – P. 846-853.

151 Friedmann-Bette B., Bauer T., Kinscherf R., Vorwald S., Klute K., Bischo D., Müller H., Weber M., Metz J., Kauczor H., Bärtzsch P., Billeter R. Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes // *European journal of applied physiology*. – 2010. – V. 108, №. 4. – P. 821-836.

152 Greenhaff P. L., Timmons J. A. Interaction between aerobic and anaerobic metabolism during intense muscle contraction // *Exercise and Sport Sciences Reviews*. — 1998. — V. 26. — P. 1–36.

153 Hanno F., Laura S., Daniel F. Фономиография и электромиография: взаимосвязи и различия с параметрами амплитуды и частоты // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2018. – V. 13, №. 4. – P. 144-149.

154 Harivardhagini S. Conversion of Body Muscle Signal to Control a Gripper using Surface Electromyography // *CVR Journal of Science and Technology*. – 2021. – V. 20, №. 1. – P. 109-113.

155 Hoffmann P. Uber die Beziehungen der Sehnenreflexe zur willkurlichen Bewegung und zum Tonus // *Z. Biol.* – 1918. – V. 68. – P. 351-370.

156 Jimenez-Reyes P., Pareja-Blanco F., Cuadrado-Peñafiel V., Morcillo J. A., Párraga J.A., González-Badillo J.J. Mechanical, metabolic and perceptual response during sprint training // *International journal of sports medicine*. – 2016. – V. 37, №. 10. – P. 807-812.

157 Kapelner T., Negro F., Aszmann O. C., Farina D. Decoding motor unit activity from forearm muscles: perspectives for myoelectric control // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. – 2017. – V. 26, №. 1. – P. 244-251.

158 Kapilevich L. V., Lojkina M. B., Krivoschekov S. G. Electrophysiological neuromuscular systemic characteristics of athletes in power training // *Human Physiology*. – 2016. – V. 42, №. 4. – P. 392-400.

159 Keles S. B., Sekir U., Gur H., Akova B. Eccentric/concentric training of ankle evertor and dorsiflexors in recreational athletes: muscle latency and strength // *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. – 2014. – V. 24, №. 1. – P. 29-38.

160 Kumpulainen S., Avela J., Gruber M., Bergmann J., Voigt M., Linnamo V., Mrachacz-Kersting N. Differential modulation of motor cortex plasticity in skill-and endurance-trained athletes // *European journal of applied physiology*. – 2015. – V. 115, №. 5. – P. 1107-1115.

161 Kuznetsov A., Mutaeva I. S., Kuznetsova Z. M. Diagnostics of Functional State and Reserve Capacity of Young Athletes' Organism // *icSPORTS*. – 2017. – P. 111-114.

162 Lee S.H., Tseng H. C. Efficient Muscle Signal Collection System of Wireless Body Sensor Network based on EMG // *2021 IEEE International Conference on Consumer Electronics-Taiwan (ICCE-TW)*. – IEEE, 2021. – P. 1-2.

163 Legerlotz K., Marzilger R., Bohm S., Arampatzis A. Physiological adaptations following resistance training in youth athletes—a narrative review // *Pediatric exercise science*. – 2016. – V. 28, №. 4. – P. 501-520.

164 Lin Y., Zhao Y., Li R., Gong J., Zheng Y., Wang Y. PGC-1 $\alpha$  is associated with C2C12 myoblast differentiation // *Open Life Sciences*. – 2014. – V. 9, №. 11. – P. 1030-1036.

165 Lockie R. G., Moreno M. R., Ducheny S. C., Orr R. M., Dawes J. J., Balfany K. A pilot analysis of emerging surface electromyography wearable technology: training

load demands, muscle ratios, and sex differences in the casualty drag //Age (years). – 2020. – V. 25, №. 3.87. – P. 24-73.

166 Lynn S.K., Watkins C. M., Wong M. A., Balfany K., Feeney D. F. Validity and reliability of surface electromyography measurements from a wearable athlete performance system // Journal of sports science & medicine. – 2018. – V. 17, №. 2. – P. 205-215.

167 Marcus L., Soileau J., Judge L.W., Bellar D. Evaluation of the effects of two doses of alpha glycerylphosphorylcholine on physical and psychomotor performance // Journal of the International Society of Sports Nutrition. – 2017. – V. 14, №. 1. – P. 1-7.

168 Nishida J., Takahashi K., Suzuki K. A wearable stimulation device for sharing and augmenting kinesthetic feedback //Proceedings of the 6th Augmented Human International Conference. – 2015. – P. 211-212.

169 Piechota K., Borysiuk Z., Konieczny M. Time structure and EMG parameters during the sprint start depending on the sprinters' physical preparation // Science & Sports. – 2019. – V. 34, №. 5. – P. 330-340.

170 Pietrosimone B., McLeod M. M., Florea D., Gribble P. A., Tevald M. A. Immediate increases in quadriceps corticomotor excitability during an electromyography biofeedback intervention // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2015. – V. 25, №. 2. – P. 316-322.

171 Piper H. Über den willkürlichen Muskeltetanus //Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere. – 1907. – V. 119. – №. 6-8. – P. 301-338.

172 Potvin J. R., Fuglevand A. J. A motor unit-based model of muscle fatigue // PLoS computational biology. – 2017. – V. 13, №. 6. – P. e1005581.

173 Puce L., Pallecchi I., Marinelli L., Mori L., Bove M., Diotti D., Trompetto C. Surface Electromyography Spectral Parameters for the Study of Muscle Fatigue in Swimming // Frontiers in Sports and Active Living. – 2021. – V. 3. – P. 25.

174 Quittmann O. J., Appelhans D., Abel T., Strüder H. K. Evaluation of a sport-specific field test to determine maximal lactate accumulation rate and sprint performance

parameters in running // *Journal of science and medicine in sport*. – 2020. – V. 23, №. 1. – P. 27-34.

175 Reiman M.P., Morrison S. D., Lorenz D. S., Panariello R. A. Stop the Guessing Game: Making Sound Decisions on Lower Extremity Postsurgical Return-to-Sport Determination // *Combined Sections Meeting (CSM)*. – APTA. - 2020. – P. 246-249.

176 Robotti G., Draghi F., Bortolotto C., Canepa M. G. Ultrasound of sports injuries of the musculoskeletal system: gender differences // *Journal of Ultrasound*. – 2020. – P. 1-7.

177 Saw A. E., Main L. C., Gustin P. B. Monitoring athletes through self-report: factors influencing implementation // *Journal of sports science & medicine*. – 2015. – V. 14, №. 1. – P. 137.

178 Scharf M., Neef S., Freund R., Geers-Knörr C., Franz-Wachtel M., Brandis A., Chang K. C. Mitogen-activated protein kinase-activated protein kinases 2 and 3 regulate SERCA2a expression and fiber type composition to modulate skeletal muscle and cardiomyocyte function // *Molecular and cellular biology*. – 2013. – V. 33, №. 13. – P. 2586-2602.

179 Stutzig N., Siebert T. Assessment of the H-reflex at two contraction levels before and after fatigue // *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. – 2017. – V. 27, №. 4. – P. 399-407.

180 Trompeter K., Fett D., Brüggemann G. P., Platen P. Prevalence of back pain in elite athletes // *German Journal of Sports Medicine / Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*. – 2018. – V. 69. – P. 240-245.

181 Vogt M., Hoppeler H. H. Eccentric exercise: mechanisms and effects when used as training regime or training adjunct // *Journal of applied Physiology*. – 2014. – V. 116, №. 11. – P. 1446-1454.

182 Wang M., Wang X. A., Peng C., Zhang S., Fan Z., Liu Z. Research on EMG segmentation algorithm and walking analysis based on signal envelope and integral

electrical signal // Photonic Network Communications. – 2019. – V. 37, №. 2. – P. 195-203.

183 Willison R.G. Analysis of electrical activity in healthy and dystrophic muscle in man // Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry. – 1964. – V. 27, №. 5. – P. 386.

184 Yildiz Y., Aydin T., Sekir U., Kiralp M. Z., Hazneci B., Kalyon T. A.Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes // Scandinavian journal of medicine & science in sports. – 2006. – V. 16, №. 3. – P. 174-180.

185 Yu Y. Research on athlete skipping surface electromyography and energy consumption based on principal component analysis of wavelet packet // Journal of Intelligent & Fuzzy Systems. – 2021. – №. Preprint. – P. 1-11.