

Шпаков Алексей Васильевич

**МЕХАНИЗМЫ АДАПТАЦИОННЫХ ПЕРЕСТРОЕК ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО
АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПРИ РАЗЛИЧНЫХ УРОВНЯХ ГРАВИТАЦИОННОЙ
РАЗГРУЗКИ**

3.3.7 – Авиационная, космическая и морская медицина

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
доктора биологических наук

Москва 2024

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном учреждении науки Государственном научном центре Российской Федерации – Институте медико-биологических проблем Российской академии наук (ГНЦ РФ – ИМБП РАН).

Научный консультант: доктор биологических наук **Воронов Андрей Владимирович**

Официальные оппоненты: **Городничев Руслан Михайлович**, доктор биологических наук, профессор, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Великолукская государственная академия физической культуры и спорта», директор Научно-исследовательского института проблем спорта и оздоровительной физической культуры, заведующий кафедрой физиологии и спортивной медицины

Герасименко Юрий Петрович, доктор биологических наук, профессор, член-корреспондент РАН, Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт физиологии им. И.П. Павлова Российской академии наук, заведующий лабораторией физиологии движения

Мельников Андрей Александрович, доктор биологических наук, профессор, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Российский университет спорта «ГЦОЛИФК», заведующий кафедрой физиологии

Ведущая организация: Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Казанский (Приволжский) федеральный университет»

Защита диссертации состоится «___» _____ 2025 г. в 10.00 часов на заседании диссертационного совета 24.1.023.01 в Федеральном государственном бюджетном учреждении науки Государственном научном центре Российской Федерации – Институте медико-биологических проблем Российской академии наук по адресу: 123007 г. Москва, Хорошевское шоссе, 76 А.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте Федерального государственного бюджетного учреждения науки Государственного научного центра Российской Федерации – Института медико-биологических проблем Российской академии наук

<http://www.imbp.ru/WebPages/win1251/ScienceN/DisserSov/Shpakov2024/Shpakov.html>

Автореферат разослан «___» _____ 2025 г.

Учёный секретарь диссертационного совета,
кандидат биологических наук

Поддубко Светлана Викторовна

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования. Изучение механизмов адаптации опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека к изменяющимся условиям внешней среды является важным направлением исследований в физиологии двигательной системы, восстановительной и космической медицине (Коряк, 2006). Анализ состояния ОДА после длительных космических полетов (ДКП) и исследований с использованием экспериментальных моделей позволяет отслеживать функциональное состояние мышечного аппарата, оценивать эффективность физических тренировок (ФТ), которые космонавты выполняют в ДКП (Шпаков и др., 2013; Фомина и др., 2016). Кроме того, на основе исследования состояния ОДА можно оценить эффективность средств противодействия неблагоприятному влиянию невесомости на физиологические системы организма, которые проходят апробацию в наземных модельных исследованиях (Баранов и др., 2015). Изучение гравитационных механизмов, регулирующих функционирование двигательной системы, берет свое начало с первых космических полетов (КП) (Волынкин и др., 1963; Воробьев и др., 1969; Богданов и др., 1971; Чекирда и Еремин, 1974; Корво и др., 1983; Григорьева и Козловская, 1987; Miller et al., 2010). В условиях микрогравитации функциональные изменения ОДА человека обусловлены воздействием непосредственно самого фактора микрогравитации. При этом вторичные проявления воздействия невесомости будут связаны с развитием адаптационных процессов (Газенко и др., 1990; Grigoriev and Egorov, 1992). Изменение характеристик двигательных действий как непосредственно при действии гравитационной разгрузки (Saveko et al., 2020), так и при обратном переходе к действию гравитации (Newman et al., 1997; Edgerton et al., 2001) является, наряду с устранением или снижением опорных нагрузок (Козловская, 2017), ключевым фактором, оказывающим влияние на функционирование двигательной системы при устранении гравитации. Параметры двигательных функций человека изменяются под воздействием микрогравитации и подробное изучение изменений в отдельных компонентах ОДА, несмотря на длительную историю космической медицины, остается важным направлением и в настоящее время. Кроме того, анализ литературных источников по тематике настоящей работы не позволяет получить достаточных сведений о механизмах адаптации к изменяющейся гравитационной среде, а также динамике послеполетного восстановления двигательных функций (в частности, физиолого-биомеханических характеристик локомоций).

Степень разработанности проблемы. Исследование биомеханических характеристик локомоций и скоростно-силовых возможностей человека является важной составляющей в комплексной оценке ОДА в интересах космической медицины (De Witt et al., 2010; Koryak, 2014; Шпаков и Воронов, 2016). Изучение функционального состояния ОДА при воздействии различных уровней гравитационной разгрузки до настоящего времени не было предметом комплексного изучения. Это связано, в первую очередь, с методическими трудностями организации таких комплексных исследований, которые заключаются в одновременной регистрации многопараметрических характеристик ОДА: биомеханических, электромиографических, скоростно-силовых, пространственно-временных характеристик и опорных реакций. Для того, чтобы в разных экспериментальных условиях оценить состояние ОДА, требуется наличие современной материально-технической базы, позволяющей успешно проводить сложные модельные эксперименты с участием человека (оборудование и программное обеспечение). В области космической медицины выполнено большое количество исследований, результаты которых описывают состояние лишь отдельных элементов двигательной системы человека в условиях гравитационной разгрузки. Изменения в функционировании мышечного аппарата отражают изменения во «внутренней» структуре (характеристики работы мышц) и оказывают

влияние на «внешнюю» структуру двигательных действий (Матвеев, 1991) – кинематические характеристики. По результатам исследований влияния продолжительного действия невесомости и отдельных факторов КП при устранении опоры в наземных модельных исследованиях – «сухой» иммерсии (СИ), антиортостатической гипокинезии (АНОГ) были найдены изменения биомеханических характеристик ходьбы (Зациорский и др., 1985; Шпаков и др., 2008; Шпаков и Воронов, 2016). Поскольку пребывание в безопорной среде сопровождается снижением силы мышц, в большей степени мышц-разгибателей, изменение кинематических характеристик локомоций (углов в суставах) является закономерным следствием мышечных изменений.

Проведенный анализ работ, посвященных проблеме диссертационного исследования, позволил сделать вывод об отсутствии комплексности предыдущих исследований, что затрудняет формирование представлений об общей картине адаптационных перестроек ОДА человека в условиях гравитационной разгрузки.

Гипотеза исследования. Изменения биомеханических характеристик циклических локомоций и скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей вследствие гравитационной разгрузки, независимо от ее продолжительности и способа моделирования, отражают адаптационные перестройки ОДА человека.

Направление исследования. Комплексная оценка биомеханических характеристик одно- и многосуставных движений человека в условиях гравитационной разгрузки.

Цель и задачи исследования. Цель исследования: комплексная оценка особенностей функционального состояния опорно-двигательного аппарата человека при разных уровнях гравитационной разгрузки.

Задачи исследования:

1. Изучить влияние длительного воздействия невесомости на биомеханические характеристики ходьбы человека.
2. Оценить динамику восстановления биомеханических характеристик ходьбы в послеполетном периоде в зависимости от параметров физических локомоторных тренировок на протяжении длительных космических полетов.
3. Изучить влияние условий моделирования физиологических эффектов невесомости и лунной гравитации различной продолжительности на биомеханические характеристики циклических локомоций человека.
4. Оценить влияние гравитационной разгрузки различной продолжительности и способа моделирования на скоростно-силовые проявления мышц нижних конечностей.
5. Изучить особенности организации циклических локомоций при разгрузке опорно-двигательного аппарата методом вертикального вывешивания.
6. Оценить влияние последовательного воздействия анти- и ортостатической гипокинезии на показатели, характеризующие функциональное состояние опорно-двигательного аппарата.
7. Оценить эффективность применения физических тренировок как средства профилактики в условиях последовательного воздействия анти- и ортостатической гипокинезии.

Научная новизна исследования. В работе использован комплексный подход, включающий набор современных высокотехнологичных методов исследования, которые в полной мере соответствуют поставленным задачам. Применение видеоанализа движений, анализа ЭМГ-активности мышц, опорных реакций и пространственно-временных характеристик локомоций, объединенных в комплексное исследование, позволило получить многопараметрическую картину изменений функционального состояния и адаптационных перестроек ОДА человека, обусловленных гравитационной разгрузкой. В работе впервые

выполнена комплексная оценка состояния ОДА при различных условиях, включающих наземные модельные эксперименты (АНОГ, СИ, вертикальное вывешивание, ортостатическая гипокинезия (ОГ)), а также эксперименты до и после ДКП. В работе использован широкий набор тестовых протоколов, включающих циклические локомоции в различных условиях их реализации (ходьба по горизонтальной и наклонной поверхности, бег, педалирование на велоэргометре), а также скоростно-силовое тестирование.

Впервые выполнена количественная оценка динамики восстановления биомеханических характеристик ходьбы человека в послеполетном периоде в зависимости от объема и интенсивности ФТ, выполняемых космонавтами в ДКП.

При моделировании физиологических эффектов лунной гравитации впервые использована авторская модель гипогравитации – ОГ с углом наклона тела относительного горизонта $+9,6$ градуса. Принцип модели ОГ основан на изменении вектора действия гравитации путем изменения угла наклона тела человека до $+9,6$ градуса и снижения опорной реакции до величины $1/6G$, что соответствует уровню лунной гравитации.

Впервые выполнена оценка состояния ОДА в условиях ОГ (как модели физиологических эффектов лунной гравитации), а также последовательного воздействия АНОГ и ОГ (как наземной физиологической модели пилотируемого полета к Луне и пребывания на лунной поверхности).

Впервые для оценки функционального состояния ОДА нижних конечностей применительно к задачам космической медицины использовано нагрузочное тестирование на велоэргометре в экспериментах с моделированием физиологических эффектов микро- и гипогравитации.

Впервые установлено, что снижение максимальной произвольной силы (МПС) в модельных исследованиях (21-суточная АНОГ, 5-суточная СИ) не зависит от времени достижения максимального момента силы (ММС). Скоростно-силовые проявления мышц-разгибателей коленного сустава снижаются вследствие изменения активности медленных двигательных единиц (МДЕ).

С целью проверки гипотезы о том, что реализация ходьбы в условиях вертикального вывешивания является элементом виртуальной реальности, имитирующей ходьбу в условиях пониженной гравитации, выполнено сопоставление кинематических характеристик в суставах нижних конечностей при ходьбе, рассчитанных для разных гравитационных условий ($1G$ –Земля, $0,38G$ –Марс, $0,17G$ –Луна). Моделирование локомоций человека при вертикальном вывешивании воспроизводит изменения биомеханических характеристик локомоций, которые могут быть сопоставимы с таковыми характеристиками локомоций при различных уровнях действия гравитации. Установлено, что ходьба при разгрузке ОДА до 38% и 17% веса тела реализуется по двум двигательным стратегиям. Первая характеризуется увеличением вариативности кинематических характеристик голеностопного сустава (ГС), которое компенсируется уменьшением кинематических характеристик тазобедренного (ТБС) и коленного (КС) суставов. Для второй локомоторной стратегии характерно уменьшение площадей фазовых траекторий в суставах за счет уменьшения амплитуды и снижения угловых скоростей.

Теоретическая и практическая значимость исследования. Разработана и предложена методология комплексного исследования биомеханических характеристик движений человека как системного подхода, объединяющего различные методы исследований с целью получения новых знаний об изменениях ОДА в пред- и послеполетном периоде, а также в наземных экспериментах, моделирующих эффекты микро- и гипогравитации. Разработанная комплексная методика может быть также использована для текущего контроля состояния ОДА у спортсменов для сравнительной оценки тренировочных и соревновательных нагрузок, адекватности реабилитационных

мероприятий. Результаты работы, характеризующие состояние ОДА в различных условиях гравитационной разгрузки, могут использоваться в качестве теоретической основы при разработке новых и совершенствовании действующих средств и методов профилактики неблагоприятных эффектов микро- и гипогравитации на организм человека. Разработанная и успешно апробированная оригинальная модель ОГ может быть внедрена в практику наземных исследований для дальнейшего изучения влияния на физиологические системы организма человека пониженных уровней гравитации, соответствующих уровню гравитации Луны и Марса.

Положения, выносимые на защиту:

1. Динамика восстановления биомеханических характеристик ходьбы в послеполетном периоде зависит не только от оптимального сочетания объема и интенсивности ФТ на протяжении ДКП, но также от соблюдения принципов интервальности и цикличности физических нагрузок.
2. Свидетельством адаптационных перестроек ОДА после гравитационной разгрузки различной длительности и способа моделирования являются изменения биомеханических характеристик циклических локомоций, независимо от способа их реализации. При этом наиболее значимые изменения наблюдаются в коленном и голеностопном суставах, а также в мышцах, обеспечивающих движение в этих суставах.
3. Гравитационная разгрузка, а также условия последовательного моделирования физиологических эффектов микро- и гипогравитации обуславливают однонаправленные изменения скоростно-силовых показателей мышц нижних конечностей. При этом характер изменений скоростно-силовых проявлений не зависит от продолжительности и способа моделирования гравитационной разгрузки.
4. В условиях вертикального вывешивания как метода гравитационной разгрузки ОДА выполнение локомоций сопровождается существенными изменениями электромиографического профиля ходьбы и межмышечного взаимодействия. Биомеханические характеристики локомоций при разгрузке ОДА могут быть сопоставимы с характеристиками локомоций при различных уровнях действия гравитации.
5. В условиях ортостатической гипокинезии как модели физиологических эффектов гипогравитации ФТ аэробной направленности являются достаточными для нивелирования изменений локомоций и скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей.

Степень достоверности и апробация результатов. Основные результаты и научные положения представлены автором и обсуждены на всероссийских и международных научных мероприятиях: Всероссийская с международным участием школа-конференция по физиологии мышц и мышечной деятельности (Москва, 2021, 2024); Съезд Физиологического общества имени И.П. Павлова (Воронеж, 2017; Санкт-Петербург, 2023); Всероссийская с международным участием конференция по управлению движением (Петрозаводск, 2008, 2020; Великие Луки, 2010; Казань, 2016; Москва, 2019); Ежегодный конгресс Европейского колледжа спортивной науки (Дублин, 2018; Прага, 2019); Международная научно-практическая конференция «Пилотируемые полеты в космос» (Звездный городок, 2015, 2017, 2019, 2020); Съезд физиологов СНГ (Сочи, 2014, 2016, 2022); Академические чтения по космонавтике, посвященные памяти академика С.П. Королёва и других выдающихся отечественных учёных-пионеров освоения космического пространства (Москва, 2010, 2020, 2022, 2023); Симпозиум Международной академии астронавтики «Человек в космосе» (Москва, 2009; Хьюстон, 2011; Шэньчжэнь, 2017); Ежегодная встреча Международного общества гравитационной физиологии (Любляна, 2015; Тулуза, 2016; Звенигород, 2017; Нордвейк, 2018; Нагоя, 2019); XVIII Конференция по космической биологии и авиакосмической медицине с международным участием «Земля-Орбита-Дальний космос» (Москва, 2023).

Диссертационная работа прошла апробацию на заседании секции Учёного совета ГНЦ РФ – ИМБП РАН «Космическая медицина» (Протокол № 8 от 03 июля 2024 г.).

Публикации по теме исследования. По теме диссертации опубликовано 60 печатных работ, в том числе: 24 статьи в журналах из перечня ВАК РФ, а также включенных в базы данных Scopus и Web of Science, 36 тезисов докладов.

Личный вклад автора. Все разделы диссертации выполнены при личном участии и непосредственном руководстве автора работы: определено направление исследования, сформулированы цель и задачи исследования. Планирование и организация экспериментальных исследований выполнены под руководством автора диссертации. Полученные в ходе выполнения исследований данные обработаны, обобщены и интерпретированы лично диссертантом.

Структура и объем диссертации. Диссертационная работа включает разделы: введение, обзор литературы, материалы и методы исследования, 6 глав с результатами собственных исследований с обсуждением, заключение, выводы, список сокращений и условных обозначений, список использованных литературных источников и приложения. Диссертация изложена на 325 страницах машинописного текста, содержит 94 рисунка, 24 таблицы. В список литературы включено 399 источников, из них 115 на русском языке и 284 источника на иностранных языках.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Исследования выполнены с участием 146 добровольцев: 137 мужчин и 9 женщин (Таблица 1). Исследования проведены на базе научных организаций: ФГБУН ГНЦ РФ-ИМБП РАН, ФГБУ ФНКЦ ФМБА России, ФГБУ ФНЦ ВНИИФК. Программа исследований была одобрена Комиссией по биомедицинской этике организаций, на базе которых они были выполнены. Исследования выполнены в соответствии с Хельсинской декларацией (Смирнова и Ильин, 2017).

Таблица 1 – Объем экспериментального материала

№ п/п	Раздел исследований	Прод.-ть, сутки	Кол-во обследуемых		Циклограмма исследования
			Муж.	Жен.	
1	Влияние ДКП на биомеханические характеристики ходьбы человека	150-199	18	-	До КП, на 3, 7 и 10 сутки после КП
2	Влияние иммерсионной гипокинезии на функциональное состояние ОДА человека	5	-	9	До СИ, на 2 сутки после СИ
3	Функциональное состояние ОДА человека в условиях АНОГ	3, 21	28	-	До АНОГ, на 1, 3 сутки после АНОГ
4	Функциональное состояние ОДА человека в условиях наземного моделирования физиологических эффектов лунной гравитации методом ОГ	7, 14	30	-	До ОГ, на 1 сутки после ОГ
5	Влияние последовательного воздействия АНОГ и ОГ на функциональное состояние ОДА человека	10, 21	22	-	До гипокинезии, на 1 сутки после гипокинезии
6	Особенности организации локомоций человека в условиях различной по величине гравитационной разгрузки ОДА методом вертикального вывешивания	Менее 1	39	-	Однократное тестирование

Характеристика экспериментальных условий

Длительные космические полеты. В исследовании приняли участие 18 космонавтов ($M \pm SD$: 44,1 $\pm$ 5,3 лет, 81,6 $\pm$ 7,5 кг, 179,8 $\pm$ 5,1 см). Продолжительность ДКП составляла 178 $\pm$ 16 суток ($M \pm SD$). Космонавты выполняли тестирование до полета (за 30-45 суток) и на 3, 7, а также 10 сутки после его завершения. Тестирование заключалось в выполнении ходьбы в темпе 90 шагов/минуту.

«Сухая» иммерсия. Моделирование физиологических эффектов невесомости с использованием модели СИ является общепризнанным методом в космической медицине (Шульженко и Виль-Вильямс, 1975; Козловская, 2017). Исследования в СИ были выполнены с участием 9 женщин ($M \pm SD$: 30,2 $\pm$ 5,2 лет, 60,6 $\pm$ 12,3 кг, 165,5 $\pm$ 6,1 см). Продолжительность СИ составляла 5 суток. Состояние ОДА нижних конечностей оценивали с использованием метода изокинетической динамометрии. Тестирование проводили до СИ и на 2 сутки периода последствий.

Антиортостатическая гипокинезия. АНОГ с отрицательным углом наклона тела человека относительно горизонта также является одним из распространенных способов длительного моделирования влияния условий невесомости на организм человека в наземных условиях (Voskresenskiy et al., 1972; Коваленко, 1977). В исследованиях с АНОГ выполнено три экспериментальных серии. В *первой серии* изучали влияние АНОГ с углом наклона тела относительно горизонта -6 градусов продолжительностью 21 сутки на биомеханические характеристики ходьбы. В ней приняли участие 10 мужчин ($M \pm SD$: 23,2 $\pm$ 3,2 лет, 76,5 $\pm$ 7,7 кг, 172,2 $\pm$ 6,3 см). Тестирование, которое включало ходьбу в темпе 60 и 120 шагов/минуту на беговой дорожке, выполняли до АНОГ и на 1 сутки после ее завершения. *Вторая серия* исследований с 21-суточной АНОГ (-6 градусов) с участием 10 мужчин ($M \pm SD$: 30,7 $\pm$ 5,4 лет, 78,0 $\pm$ 8,5 кг, 179,7 $\pm$ 5,3 см) была направлена на оценку состояния мышечного аппарата нижних конечностей по результатам скоростно-силового тестирования, которое выполняли до АНОГ и на 3 сутки после его завершения. *Третья серия* была направлена на изучение влияния 3-суточной АНОГ (-6 градусов) на ЭМГ характеристики циклических локомоций и выполнена с участием 6 мужчин ($M \pm SD$: 29,3 $\pm$ 7,4 лет, 78,5 $\pm$ 9,1 кг, 175,8 $\pm$ 5,6 см). В качестве тестового протокола был выбран 3-ступенчатый тест с возрастающей нагрузкой на велоэргометре с 5-ти минутными ступенями 125, 150 и 175Вт.

Ортостатическая гипокинезия. Принцип модели ОГ основан на изменении гравитационной составляющей гидростатического давления крови, которая соответствует вертикальному положению тела человека в условиях земной гравитации. В условиях также ОГ происходит изменение весовой нагрузки на ОДА до величин, которые будут соответствовать весовой нагрузке при нахождении человека на небесном теле с пониженным уровнем гравитации. Для получения действия лунной силы тяжести ($0.167F$) необходимо изменить угол наклона тела человека относительно горизонта. В соответствии с математическими расчетами этот угол равен +9,6 градуса (Баранов и др., 2014, 2015). Для проведения экспериментальных исследований с ОГ был разработан многофункциональный стенд, который был спроектирован ГНЦ РФ-ИМБП РАН совместно с ООО «Спортмедтехнологии». Конструктивная особенность данного стенда заключается в том, что посредством изменения угла наклона и обезвешивания подвижного основания ложемент имеет возможность моделировать физиологические эффекты гипогравитации до величины $1/6G$. При этом масса самого ложемента принимается равной нулю, а испытуемый оказывает давление стопами на опорную площадку стенда, равное $\approx 1/6$ веса тела. Выполнено две серии исследований с ОГ: 14-суточная и 7-суточная. В *14-суточном исследовании* 24 мужчин ($M \pm SD$: 25,1 $\pm$ 5,2 лет, 77,7 $\pm$ 6,7 кг, 179,7 $\pm$ 6,3 см) разделили на две группы: с постоянным и переменным углом гипокинезии. Группа с постоянным углом наклона тела ($n=12$) в течение 14 суток находилась в ОГ с постоянным углом наклона тела относительно горизонта +9,6 градуса. Для второй группы ($n=12$) угол наклона тела изменяли в течение суток: с 7.00 до 23.00 – ортостатическое положение +9,6°, с 23.00 до 7.00 – горизонтальное положение. Локомоторные тесты на беговой дорожке (ходьба, 4,5 км/ч; бег, 10 км/ч) выполняли до ОГ и на первые сутки после

ее завершения. В 7-суточном исследовании приняли участие 6 мужчин ($M \pm SD$: 23,2 $\pm$ 2,4 лет, 82,5 $\pm$ 7,4 кг, 183,7 $\pm$ 6,2 см), которые находились на протяжении 7 суток в ОГ с углом наклона +9,6 градусов относительно горизонта. В качестве тестового протокола был выбран 3-ступенчатый тест с возрастающей нагрузкой на велоэргометре с 5-ти минутными ступенями 125, 150 и 175Вт.

Последовательное воздействие АНОГ и ОГ. Использование модели последовательного воздействия АНОГ и ОГ обусловлено следующим. При пилотируемом полете к Луне космонавты будут испытывать несколько уровней гравитации. При переходе от земной гравитации к невесомости – перегрузки 3,0-4,5G во время старта; действие невесомости в течение 3-4 суток при перелете от Земли к Луне; действие лунной гипогравитации величиной 1/6G на поверхности Луны (Baranov et al., 2016). Таким образом, перевод испытуемых в положение АНОГ с углом наклона -6 градусов позволяет моделировать физиологические эффекты невесомости при полете к Луне. При переводе испытуемых в ОГ с углом наклона +9,6 градусов моделируются физиологические эффекты лунной гравитации. С использованием модели последовательного воздействия АНОГ и ОГ выполнены две серии экспериментов различной продолжительности. *Первая серия* проведена с участием 12 испытуемых ($M \pm SD$: 25,4 $\pm$ 5,2 лет, 78,1 $\pm$ 6,6 кг, 179,1 $\pm$ 5,3 см). Первые 5 суток гипокинезии испытуемые находились в АНОГ с углом наклона тела -6 градусов. Начиная с 5-х и на протяжении последующих 16-ти суток – в положении ОГ с углом наклона тела +9,6 градуса с 7.00 до 23.00 и горизонтальное положение с 23.00 до 7.00. Тестирование, которое включало ходьбу в темпе 60 и 120 шагов/минуту на беговой дорожке, выполняли до гипокинезии и на 1 сутки после ее завершения. Во *второй серии* исследований приняли участие 12 испытуемых ($M \pm SD$: 25,7 $\pm$ 4,1 лет, 75,7 $\pm$ 7,8 кг, 179,3 $\pm$ 6,2 см). Первые трое суток испытуемые находились в АНОГ с углом наклона тела -6 градусов. На протяжении последующих 7-ми суток – в положении ОГ с углом наклона тела +9,6 градуса с 7.00 до 23.00 и горизонтальном положении с 23.00 до 7.00. Профилактическую эффективность ФТ на велоэргометре в условиях последовательного воздействия АНОГ и ОГ оценивали на двух группах испытуемых по 6 человек: «Контроль» и «Тренировка». В группе «Контроль» гипокинезия была «чистой», т.е. без каких-либо дополнительных воздействий. Испытуемые группы «Тренировка» начиная с 4-х суток гипокинезии (после перевода из АНОГ в ОГ) выполняли ежедневные ФТ на велоэргометре. За основу тренировочной программы использовали методику тренировок космонавтов в ДКП – 4-дневный тренировочный микроцикл (Козловская и др., 2011). До и на первые сутки после гипокинезии выполняли тестирование на беговой дорожке – ходьбу со скоростью 3,5 км/ч с разными углами наклона полотна беговой дорожки: горизонтальное положение (0 градусов), а также положительный угол наклона полотна беговой дорожки +3 градуса, +6 градусов, +9 градусов и +12 градусов. Скоростно-силовое тестирование мышц-разгибателей КС выполняли в изокинетическом режиме динамометра при угловых скоростях 300, 240, 180, 120 и 60 град/с.

В экспериментальных исследованиях с изучением биомеханических особенностей локомоций при разгрузке ОДА выполнено два блока: 1) исследование характеристик ходьбы при разгрузке ОДА до 38 и 17% веса тела; 2) исследование характеристик ходьбы и бега при разгрузке ОДА до 70% веса тела.

Особенности организации ходьбы при разгрузке ОДА до 38% и 17% веса тела. В исследованиях приняли участие 15 мужчин ($M \pm SD$: 26,7 $\pm$ 4,2 лет, 78,5 $\pm$ 6,6 кг, 179,7 $\pm$ 6,3 см). Тестирование на беговой дорожке включало: выполнение ходьбы при 100% веса тела; ходьбы с разгрузкой ОДА до 38% веса тела – соответствует условиям на поверхности Марса; ходьбы с разгрузкой ОДА до 17% веса тела – соответствует условиям на поверхности Луны. Темп ходьбы для всех видов ходьбы составлял 90 шагов/минуту.

Биомеханические характеристики ходьбы и бега при разгрузке ОДА до 70% веса тела. В исследовании приняли участие 24 добровольца ($M \pm SD$: 25,1 $\pm$ 5,2 лет, 77,7 $\pm$ 6,7 кг, 176,4 $\pm$ 5,5 см). Тестирование на беговой дорожке включало выполнение локомоций при 100% веса тела и с разгрузкой ОДА до 70% веса тела. Выбор величины весовой разгрузки до 70% веса тела был обусловлен тем, что на протяжении ДКП космонавтам при выполнении ФТ рекомендовано создавать величину притяга до 70% веса тела (Фомина и др., 2018).

Методы исследования

Видеоанализ движений. Для регистрации и анализа биомеханической информации локомоций (ходьба, бег, велоэргометрия) использовали комплекс «Видеоанализ-3D Биософт» (НМФ «Биософт», Россия). Для регистрации движений в суставах использовали светоотражающие маркеры, установленные на латеральных проекциях осей вращений плечевого, ТБС, КС и ГС, а также в области пятой плюсневой кости. С помощью программного обеспечения рассчитывали трехмерные координаты относительно инерциального базиса (X , Y , Z). При анализе биомеханической информации рассчитывали амплитуду угловых перемещений в суставах. В ТБС анализировали угол, образованный маркерами плечевого, ТБС и КС (угол *плечо-таз-колени*), в КС – образованный маркерами ТБС, КС и ГС (угол *таз-колени-голеностоп*), ГС – образованный маркерами КС, ГС и пятой плюсневой кости (угол *колени-голеностоп-стопа*). Угол наклона туловища рассчитывали между отрезком «плечо-таз» и вертикальной осью, проходящей через центр ТБС. Длину двойного шага (ДШ) определяли по перемещению голеностопного сустава от постановки стопы на опору в начале шага до постановки одноименной стопы на опору в начале следующего шага.

Электромиография. ЭМГ характеристики *mm. vastus lateralis (VL)*, *vastus medialis (VM)*, *rectus femoris (RF)*, *biceps femoris (BF)*, *tibialis anterior (TA)*, *gastrocnemius medialis (GM)*, *soleus (SOL)* регистрировали при выполнении локомоций и скоростно-силового тестирования. При регистрации ЭМГ руководствовались рекомендациями «European concerted action SENIAM» (Hermens et al., 2000). ЭМГ характеристики регистрировали с использованием электромиографа «СпортЛаб» в составе «Видеоанализ-3D Биософт», что позволяло синхронизировать запись кинематических и ЭМГ характеристик движений. ЭМГ-активность мышц при выполнении ходьбы и бега анализировали при постановке стопы на опору в начале шага, во время отталкивания, при переносе ноги. При анализе ЭМГ характеристик рассчитывали электромиографическую стоимость (ЭМГ-С) работы мышц по формуле (1):

$$A_{\text{ЭМГ}} = \frac{\sum_{k=1}^N \left(\sum_{i=0}^T \text{ЭМГ}_i^J * \Delta t \right)}{N} \quad (1)$$

где $A_{\text{ЭМГ}}$ – средняя миоэлектрическая работа J -ой мышцы, мкВ*с;

ЭМГ_i^J – модуль амплитуды ЭМГ сигнала J -ой мышцы в относительно-временной точке i цикла движения, мкВ;

Δt – временной интервал движения, с;

N – число движений (шагов/разгибаний сустава).

Опорные реакции и пространственно-временные характеристики локомоций регистрировали с использованием силовых платформ «Kistler» и программного обеспечения «Kistler Gateway» (Kistler Group, Швейцария). При анализе пространственно-временных характеристик и опорных реакций рассчитывали: время и длину ДШ; время одиночной опоры; время двойной опоры; первый пик реакции опоры – максимальная опорная реакция при постановке стопы; второй пик реакции опоры – максимальная опорная реакция при отталкивании; индекс

нарастания силы при постановке стопы; индекс снижения силы во время отталкивания; база шага; соотношение опорного и безопорного периодов ДШ.

Изокинетическая динамометрия. Изокинетический динамометр «BIODEX System 4 Pro» (Biodex Medical Systems Inc., США) использовали для выполнения скоростно-силового тестирования в экспериментах с АНОГ, СИ и последовательным воздействием 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ. В 21-суточной АНОГ и 5-суточной СИ для оценки скоростно-силовых проявлений мышц-разгибателей КС выполняли тестирование в изокинетическом режиме на угловых скоростях 300, 240, 180, 150, 120, 90, 60 и 30 град/с до воздействия, на 3 сутки после АНОГ и на 2 сутки после СИ. В эксперименте с 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ скоростно-силовое тестирование выполняли на угловых скоростях 300, 240, 180, 120 и 60 град/с до гипокинезии и на 1 сутки после ее завершения.

Расчет площадей фазовых траекторий при ходьбе с разгрузкой ОДА. Площади фазовых траекторий $S_i^{\pm}(k)$ оценивали для всех уровней разгрузки (38% и 17% веса тела) и рассчитывали относительные значения площадей фазовых траекторий в процентном соотношении $F_i^{\pm}(k)$. При разгрузке до 38% и 17% веса тела вычисляли соотношения фазовых траекторий относительно таковых без вывешивания при 100% веса тела (2):

$$F_i^{\pm}(k = 2,3) = 100\% * S_i^{\pm}(k = 2,3) / S_i^{\pm}(k = 1) \quad (2)$$

где $k=1$ весовая нагрузка 100%, $k=2$ весовая нагрузка 38%, $k=3$ весовая нагрузка 17%.

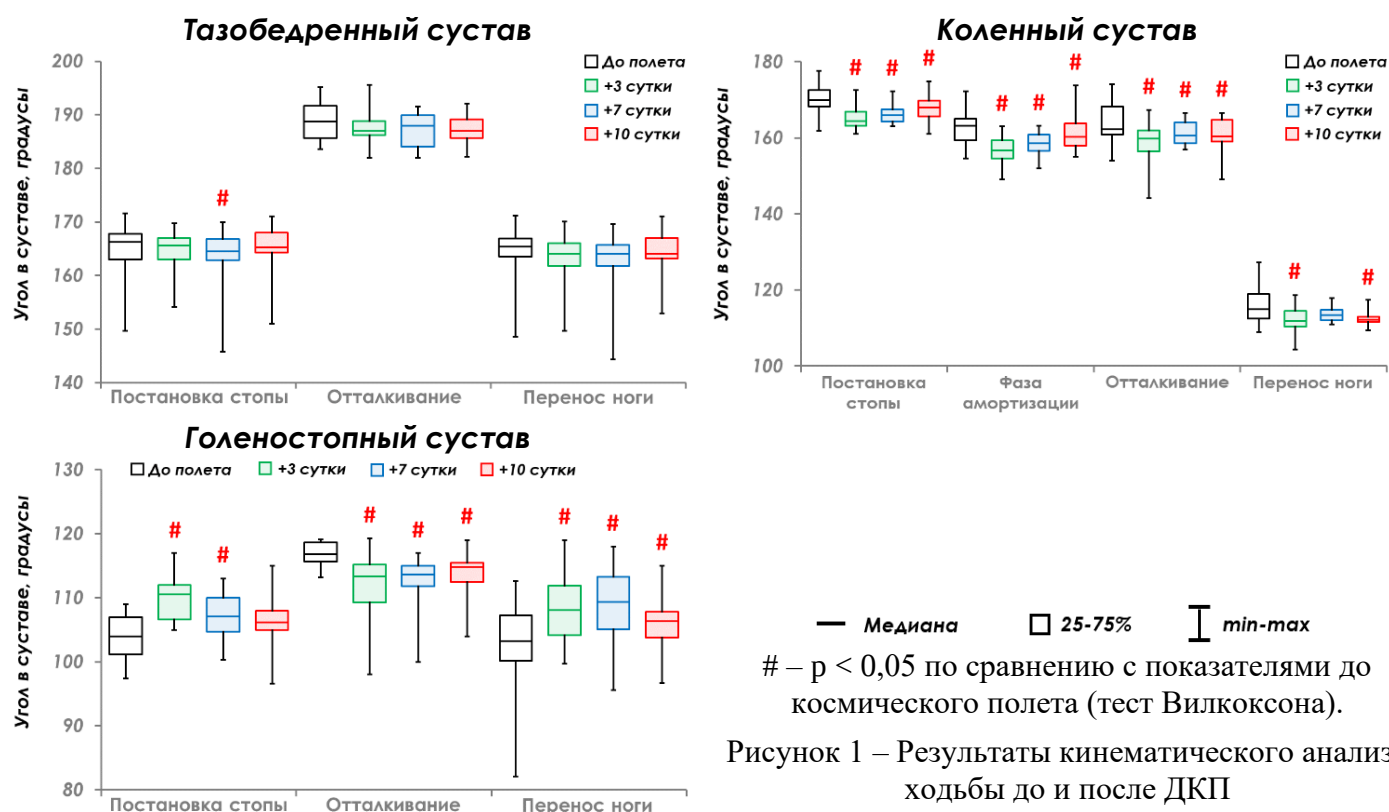
Статистическая обработка результатов исследования. Полученные данные анализировали с использованием программ «Statistica v.12.0» и «Microsoft Excel». Полученные результаты проверяли на нормальность распределения в соответствии с критериями Шапиро-Уилка и Колмогорова-Смирнова. Поскольку размер выборок был сравнительно мал и распределение данных не отвечало нормальному, для анализа результатов использовали непараметрические методы статистики: U-критерий Манна-Уитни и T-критерий Вилкоксона для независимых и зависимых выборок соответственно. Межгрупповые сравнения при отсутствии нормального распределения нескольких выборок проводили с использованием критерия Краскела-Уоллиса и теста Данна. В качестве описательной статистики использовались медиана и межквартильный размах (25-й и 75-й процентиль). Достоверность отличий принимали при $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

ВЛИЯНИЕ ДЛИТЕЛЬНЫХ КОСМИЧЕСКИХ ПОЛЕТОВ НА БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ХОДЬБЫ ЧЕЛОВЕКА

Адаптационные изменения биомеханических характеристик ходьбы после ДКП

Кинематические характеристики. В послеполетном периоде имела тенденция к уменьшению разгибания ТБС во время отталкивания по сравнению с предполётными показателями (Рисунок 1). Это является признаком снижения силовых характеристик мышц, обеспечивающих разгибание и стабилизирующих ТБС (Neumann, 1996, 2010). Уменьшение амплитуды угловых перемещений в ТБС при переносе ноги на +3-и и +7-е сутки указывает на большее сгибание, что связано с контролем подъема стопы над опорой (Carter et al., 2020). В КС амплитуда угловых перемещений достоверно уменьшалась во всех трех послеполетных сессиях с тенденцией к восстановлению до предполетных показателей к +10-м суткам. После ДКП угол в ГС при постановке стопы увеличивался по сравнению с предполетными показателями. Во всех послеполетных сессиях отталкивание сопровождалось уменьшением разгибания ГС, перенос ноги – уменьшением сгибания ГС, вследствие чего увеличивался угол сгибания ТБС и КС с целью контроля подъема стопы над опорой при ходьбе.



До полета длина ДШ составляла 139,8 (131,9-142,1) см (Рисунок 2). На +3-и сутки длина ДШ достоверно уменьшилась до 129,2 (123,4; 136,0) см ($p < 0,05$). Постепенное восстановление длины ДШ наблюдалось к +7-м суткам после полета. Однако длина ДШ на +7-е и +10-е сутки оставалась достоверно меньше, чем до полета. Время ДШ на +7-е и +10-е сутки было достоверно выше предполетных показателей ($p < 0,05$).

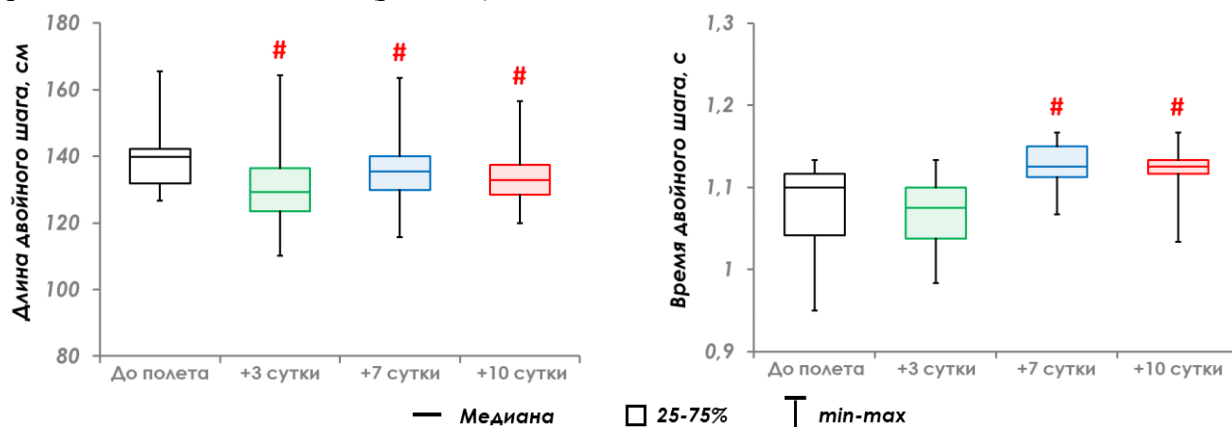
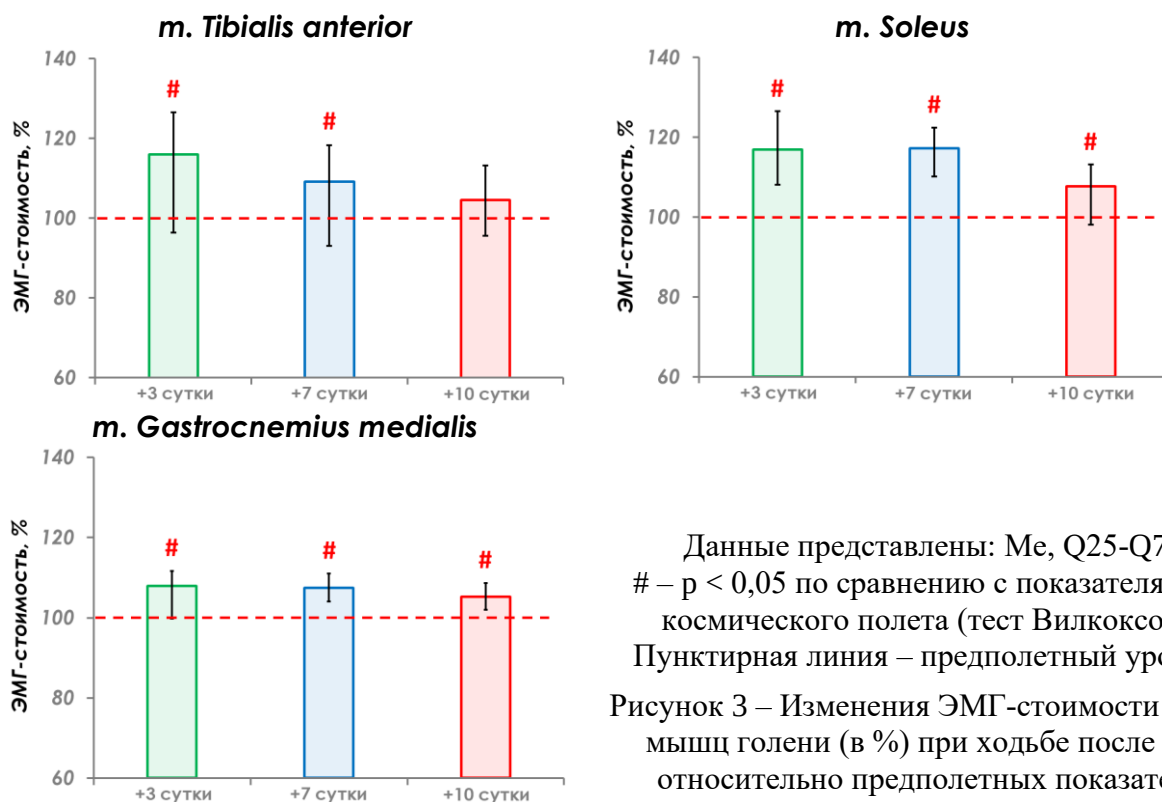


Рисунок 2 – Длина и время двойного шага во время ходьбы до и после ДКП

ЭМГ характеристики. На +3-и сутки ЭМГ-С работы *TA* увеличивалась на 16%, *SOL* – на 18%, *GM* – на 9% относительно предполетного уровня (Рисунок 3). К +7-м суткам ЭМГ-С работы *TA* и *GM* оставалась достоверно выше относительно предполетного уровня, но по сравнению с +3-ми сутками наблюдалась тенденция к восстановлению ЭМГ-С этих мышц. ЭМГ-С работы *SOL* к +7-м суткам оставалась увеличенной и по сравнению с предполетными показателями, и по сравнению с показателями на +3-и сутки. На +10-е сутки ЭМГ-С работы мышц голени относительно предполетного уровня восстанавливалась. ЭМГ-С работы *TA* и *GM* была выше предполетного уровня на 5%, ЭМГ-С работы *SOL* превосходила предполетный уровень на 8%.



Обсуждение

Структурные преобразования в мышечном аппарате являются следствием длительного воздействия невесомости при переходе к безопорной среде (Fitts et al., 2001, 2010; Narici et al., 2003; Rittweger et al., 2018; Schoenrock et al., 2024). Выполнение ходьбы в послеполетном периоде сопровождалось увеличением ЭМГ-активности и ЭМГ-С работы мышц голени, изменениями суставной кинематики, уменьшением длины и времени ДШ. Послеполетные изменения в движениях суставов нижних конечностей связаны с особенностями двигательного управления (Serrancolí et al., 2021), в том числе и со стабилизацией суставов (Riemann and Lephart, 2002). Процесс поддержания стабильности суставов осуществляется за счет взаимодополняющих отношений между статическими и динамическими компонентами.

Стабилизация ТБС осуществляется большим количеством мышц, окружающих сустав: *mm. RF, tensor fascia lata, pectineus, adductor longus, adductor magnus, sartorius, semitendinosus, semimembranosus, BF, iliacus, gluteus maximus, gluteus medius, gluteus minimus, piriformis, obturatorius internus, obturatorius externus* (Борзяк и др., 1986; Воронов, 2004), функциональное состояние которых, по-видимому, не страдает в условиях невесомости. Минимальные изменения кинематических характеристик ТБС в послеполетном периоде связаны с функциональным состоянием мышц, окружающих сустав и обеспечивающих в нем движения и стабилизацию при ходьбе. Стабилизация КС осуществляется мышцами бедра *mm. VL, VM, vastus intermedius, RF, BF, semimembranosus, semitendinosus* и голени *GM, GL* (Соколов и др., 2023). ГС стабилизируют *mm. TA, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus, tibialis posterior, flexor digitorum longus, flexor hallucis longus, fibularis longus/brevis, GM, GL, SOL* (Борзяк и др., 1986; Воронов, 2004). Мышцы, окружающие и регулирующие движения в ТБС, не выполняют антигравитационную функцию, обеспечивают общую стабилизацию сустава и при ходьбе существенно не влияют на кинематику ТБС. Мышцы, обеспечивающие стабилизацию и движения в КС и ГС, являются в том числе гравитационно-зависимыми. В КС и ГС после ДКП происходит уменьшение разгибания во время отталкивания, что свидетельствует о негативных изменениях в состоянии мышц-разгибателей и

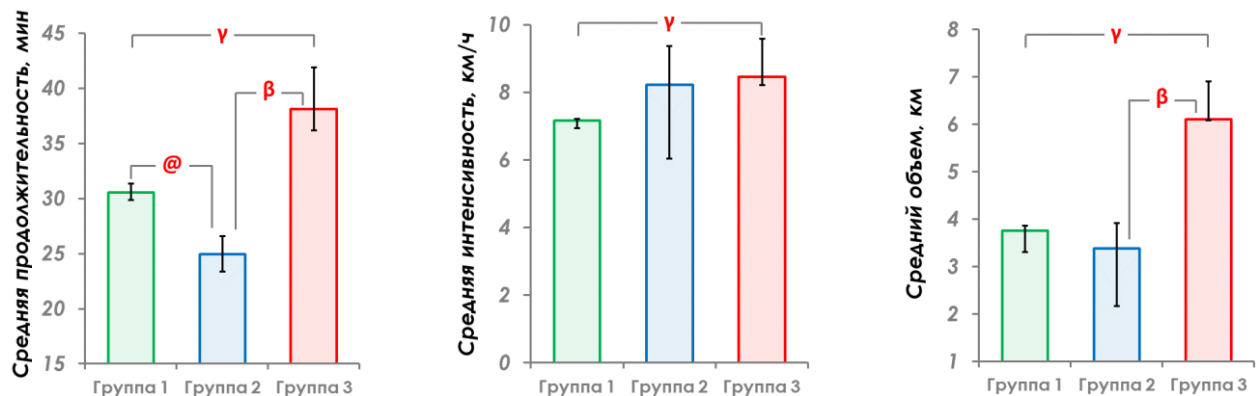
снижении эффективности отталкивания. Достоверное увеличение ЭМГ-активности мышц голени после ДКП отражается на показателях ЭМГ-С мышц в точном соответствии с их гравитационной зависимостью: изменения ЭМГ-С SOL были максимальными.

Таким образом, комплекс послеполетных изменений биомеханических характеристик ходьбы отражает адаптационные перестройки ОДА нижних конечностей вследствие влияния безопорности. Как было отмечено в работе Б.С. Шенкмана и др. (2017), а также по мнению И.Б. Козловской (2017) устранение (или снижение) уровня опорной афферентации изменяет порядок рекрутирования двигательных единиц (ДЕ), снижает активность тонических ДЕ мышц-экстензоров, не компенсируемые другими сенсорными входами.

Динамика послеполетного восстановления биомеханических характеристик локомоций после ДКП в зависимости от объема и интенсивности физических тренировок

Российская система профилактики предусматривает выполнение космонавтами ФТ на протяжении ДКП. Основным видом ФТ принято считать тренировки на беговой дорожке, представленные протоколом 4-дневного микроцикла (Козловская и др., 2013). Отличительными особенностями ФТ в ДКП являются: систематичность на всем протяжении КП, разносторонность и преимущественная направленность на поддержание физических качеств. Обязательными чертами ФТ в ДКП являются: высокая интенсивность, интервальность и четкая направленность каждого из дней цикла на воспитание различных физических качеств (Козловская и др., 2013).

ФТ космонавтов на беговой дорожке в ДКП. Для анализа были отобраны 50 тренировок, за исключением первого месяца, поскольку на начальном этапе ДКП (1-10-е сутки) нагрузка может составлять до 50% от рекомендованной (Козловская и др., 2013). Основными показателями при распределении космонавтов по группам являлись: 1) соответствие тренировок требованиям бортовой документации; 2) соблюдение принципа интервальности; 3) продолжительность выполнения отдельных тренировок. Результаты анализа тренировок представлены на Рисунке 4.



Данные представлены: Me, Q25-Q75. Отличия между группами (тест Манна-Уитни):

@ – $p < 0,05$ достоверность отличий между Группой-1 и Группой-2;

β – $p < 0,05$ достоверность отличий между Группой-2 и Группой-3;

γ – $p < 0,05$ достоверность отличий между Группой-1 и Группой-3.

Рисунок 4 – Характеристики физических тренировок космонавтов на беговой дорожке

В первую группу (*Группа-1*) были включены 7 космонавтов, которые при ФТ на беговой дорожке строго придерживались бортовой документации (БД) и рекомендаций специалистов по ФТ. Средняя продолжительность ФТ составляла 30,5 мин, средняя интенсивность – 7,2 км/ч, средний объем тренировки – 3,8 км. Характеристики тренировок этой группы (продолжительность, средняя интенсивность, объем тренировки) мы считали эталонными, относительно них были сформированы еще две группы. Во вторую группу (*Группа-2*) были включены 6 космонавтов, ФТ

которых значительно отличались от Группы-1. Средняя продолжительность ФТ была достоверно ниже и составила 24 мин, средняя интенсивность оказалась выше – 8,4 км/ч, средний объем ФТ – ниже (~3,3 км). В третью группу (*Группа-3*) были включены 5 космонавтов, ФТ которых достоверно отличались от Группы-1 по всем характеристикам, от Группы-2 – по продолжительности и объему тренировки. В Группе-3 средняя продолжительность ФТ превышала 40 мин, средняя интенсивность составляла 9 км/ч, объем тренировки превышал 6 км.

Группа 1 – соответствие тренировок БД, интервальный режим, среднее время выполнения ФТ, средняя интенсивность, средний объем тренировочной нагрузки. *Группа 2* – отсутствие следования БД, малое и не периодичное использование интервального режима, малая продолжительность ФТ, высокая интенсивность, малый объем тренировочной нагрузки. *Группа 3* – отсутствие следования БД, основное содержание ФТ составлял продолжительный бег с постоянной или повышающейся скоростью, большая продолжительность ФТ, высокая интенсивность и высокий объем. На основе данных об интенсивности и объеме как основных показателей, характеризующих эффективность ФТ (Матвеев, 1991; Зациорский, 2019), был выполнен анализ динамики восстановления биомеханических характеристик ходьбы космонавтов после ДКП. У объединенной группы космонавтов основными показателями с наибольшими изменениями в послеполетном периоде были выбраны длина ДШ и ЭМГ-С работы мышц голени.

Динамика восстановления биомеханических характеристик локомоций в послеполетном периоде. Результаты анализа ЭМГ-С работы мышц голени в трех группах космонавтов при ходьбе до и после ДКП представлены на Рисунке 5.

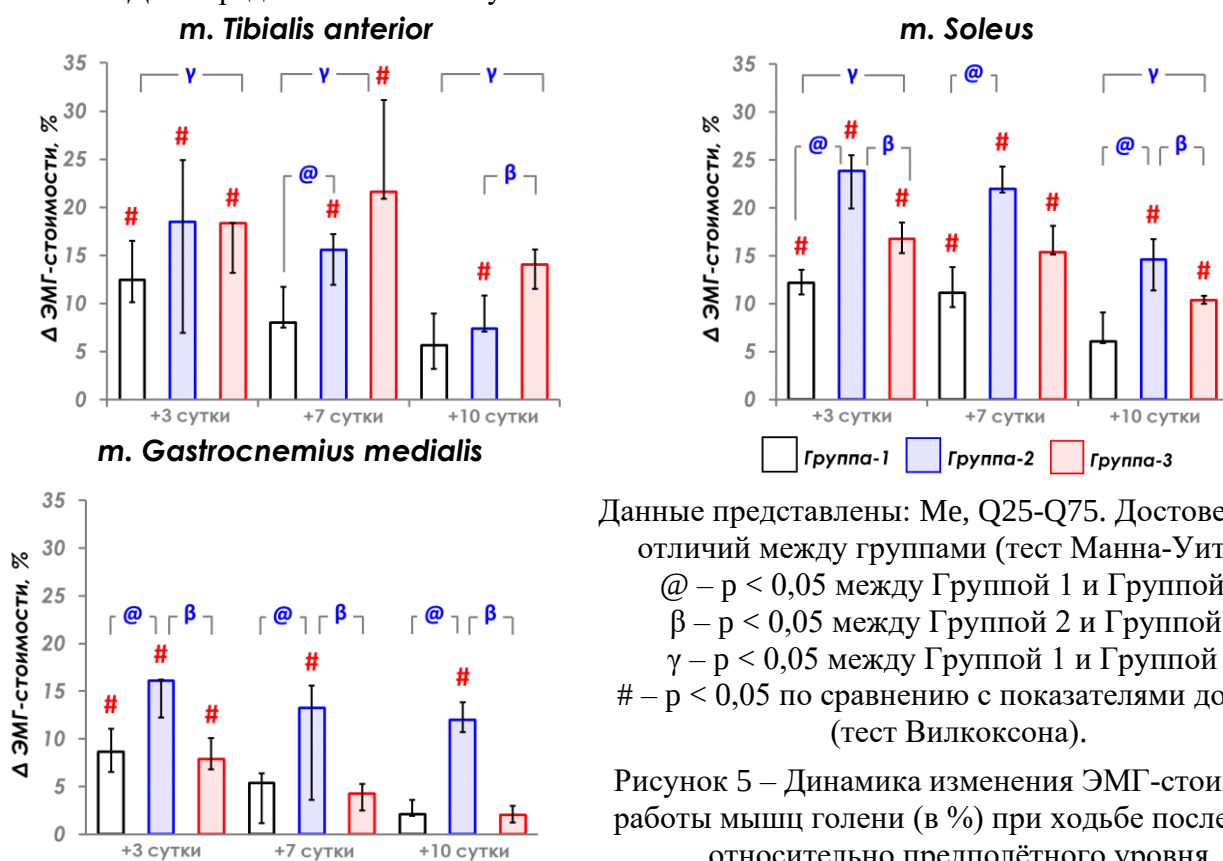
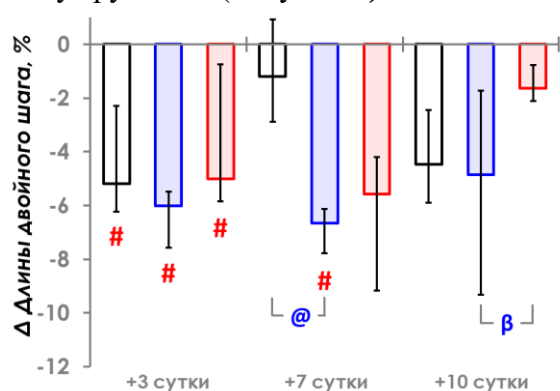


Рисунок 5 – Динамика изменения ЭМГ-стоимости работы мышц голени (в %) при ходьбе после ДКП относительно предполётного уровня

Изменения ЭМГ-С работы флексора ТА достоверно отличались между Группой-1 и Группой-3 на +3-и, +7-е и +10-е сутки. При этом в Группе-1 к +10-м суткам прослеживалась положительная динамика восстановления ЭМГ-С работы ТА к предполетным значениям. В Группе-3 восстановление ЭМГ-С происходило существенно медленнее и с увеличением на +7-е сутки. ЭМГ-С ТА в Группе-2 значительно увеличивалась после ДКП и восстанавливалась по аналогии с

Группой-1. Достоверные отличия ЭМГ-С работы *TA* после были выявлены на +7 сутки между Группой-1 и Группой-2, на +10 сутки – между Группой-2 и Группой-3. Максимальное увеличение ЭМГ-С работы *SOL* после ДКП было зафиксировано в Группе-2 от 24% (+3 сутки) до 15% (+10 сутки). Минимальный прирост ЭМГ-С *SOL* относительно предполетного уровня был в Группе-1: 12% на +3 сутки и 6% на +10 сутки. В Группе-3 изменение ЭМГ-С *SOL* занимало среднее положение – от 17% до 10% относительно предполетного уровня. Показатели ЭМГ-С *SOL* между Группой-1 и Группой-2 достоверно отличались во всех послеполетных сессиях. Группа-1 и Группа-3 отличались на +3 и +10 сутки после ДКП. ЭМГ-С работы *GM* по аналогии с *SOL* максимально возрастала в Группе-2, составляя на +3 сутки 16% относительно предполетного уровня. В Группе-1 и Группе-3 изменения ЭМГ-С работы *GM* после полета были сопоставимы, и не различались между группами. Во всех послеполетных сессиях ЭМГ-С *GM* в Группе-2 достоверно отличалась от показателей в Группе-1 и Группе-3.

Изменения длины ДШ в послеполетном периоде различались при сравнении показателей между группами (Рисунок 6).



□ Группа-1 ■ Группа-2 ■ Группа-3
 Данные представлены: Me, Q25-Q75.
 Достоверность отличий между группами (тест Манна-Уитни):
 @ – $p < 0,05$ между Группой 1 и Группой 2;
 β – $p < 0,05$ между Группой 2 и Группой 3.
 # – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до ДКП (тест Вилкоксона).

Рисунок 6 – Длина двойного шага при ходьбе до и после ДКП

На +3-и сутки длина ДШ достоверно уменьшалась в трех группах, однако без достоверных межгрупповых отличий. На +7 сутки в Группе-1 имела место тенденция к восстановлению длины ДШ до предполетных величин. В Группе-2 такой динамики не наблюдалось, длина ДШ на +7-е и +10-е сутки оставалась на уровне +3-х суток. Сравнительный анализ длины ДШ на +10 сутки выявил «возвращение» данного показателя на уровень +3 суток. Достоверно отличались показатели между Группой-2 и Группой-3. При этом положительная динамика изменения длины ДШ прослеживалась в Группе-3.

Обсуждение

Известно, что в невесомости детренирующий эффект будет гораздо выше в постуральных мышцах, чем в локомоторных (Шенкман и др., 1999, 2017; Григорьев и др., 2004; Сергеева и др., 2023). Такими мышцами являются постуральная *SOL* и локомоторная *GM*. Результаты анализа ЭМГ-С *SOL* и *GM* в Группе-2 показали, что в отсутствие должного тренировочного эффекта в невесомости страдает и локомоторная мускулатура. Увеличение ЭМГ-С *GM* после ДКП в Группе-2 превышало 16% по сравнению с предполетным уровнем. В Группе-1, космонавты которой придерживались интервального метода, ЭМГ-С даже постуральной *SOL* не превышала предполетный уровень более, чем на 12%. Это связано не только с интенсивностью самой беговой тренировки, но и с интенсивностью опорных нагрузок при выполнении ФТ на беговой дорожке в условиях ДКП. По данным Е.В. Фоминой и др. (2017, 2018), увеличение времени взаимодействия с опорой на беговой дорожке на протяжении ДКП способствует уменьшению ЭМГ-С камбаловидной мышцы после ДКП. ФТ в Группе-2 по интенсивности не отличалась от Группы-1, но объем тренировочной нагрузки был ниже вследствие меньшей продолжительности ФТ.

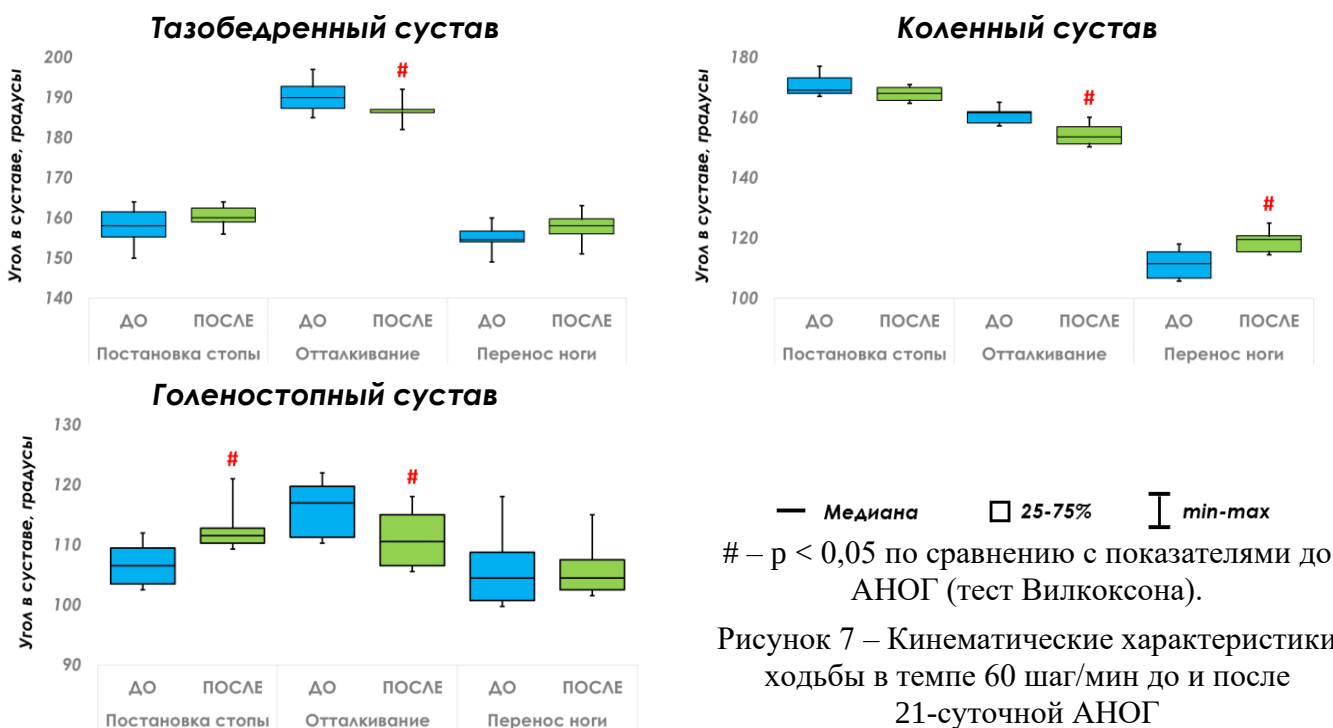
Следовательно, уменьшение объема тренировочной нагрузки приводило к снижению длительности опорной стимуляции. Также следует учитывать тот факт, что в Группе-1 космонавты придерживались в ФТ интервального метода, повышая тем самым интенсивность и тренировки, и опорной стимуляции. Космонавты Группы-3 превосходили по характеристикам ФТ первую и вторую группу. Однако показатели ЭМГ-С работы мышц голени в послеполетном периоде в Группе-3 оказались достоверно выше по сравнению с Группой-1. Главным образом эта разница проявилась в достоверно высокой ЭМГ-С работы *TA* и *SOL* в послеполетном периоде, которая в Группе-3 была выше. Согласно этим результатам значительные объем и интенсивность ФТ на протяжении ДКП не позволяют предотвратить негативные изменения в мышечном аппарате нижних конечностей в послеполетном периоде. Также следует отметить динамику восстановления ЭМГ-С *TA* и *SOL* в Группе-3, которая не отличалась от Группы-2, космонавты которой выполняли достоверно меньшие по объему ФТ. Вместе с тем тренировки большого объема и высокой интенсивности, по-видимому, способствовали сохранению после полета функциональных свойств локомоторной *GM*. Длина ДШ по динамике восстановления имела определенные сходства в первой и второй группах и оставалась несколько ниже предполетного уровня. В Группе-3, несмотря на достоверное снижение на +3 сутки, начиная с +7 суток восстановление исходных показателей длины ДШ происходило быстрее.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что не всегда увеличение объема и интенсивности ФТ в ДКП оказывает положительный эффект на состояние ОДА в послеполетном периоде. Кроме того, такие интенсивные и объемные ФТ (Группы-3), еще в полной мере не исследованы применительно к практике ДКП. Следует учитывать, что выполнение таких ФТ на протяжении достаточно длительного периода времени может негативно отразиться на состоянии других физиологических систем организма.

ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПРИ АНТИОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ГИПОКИНЕЗИИ

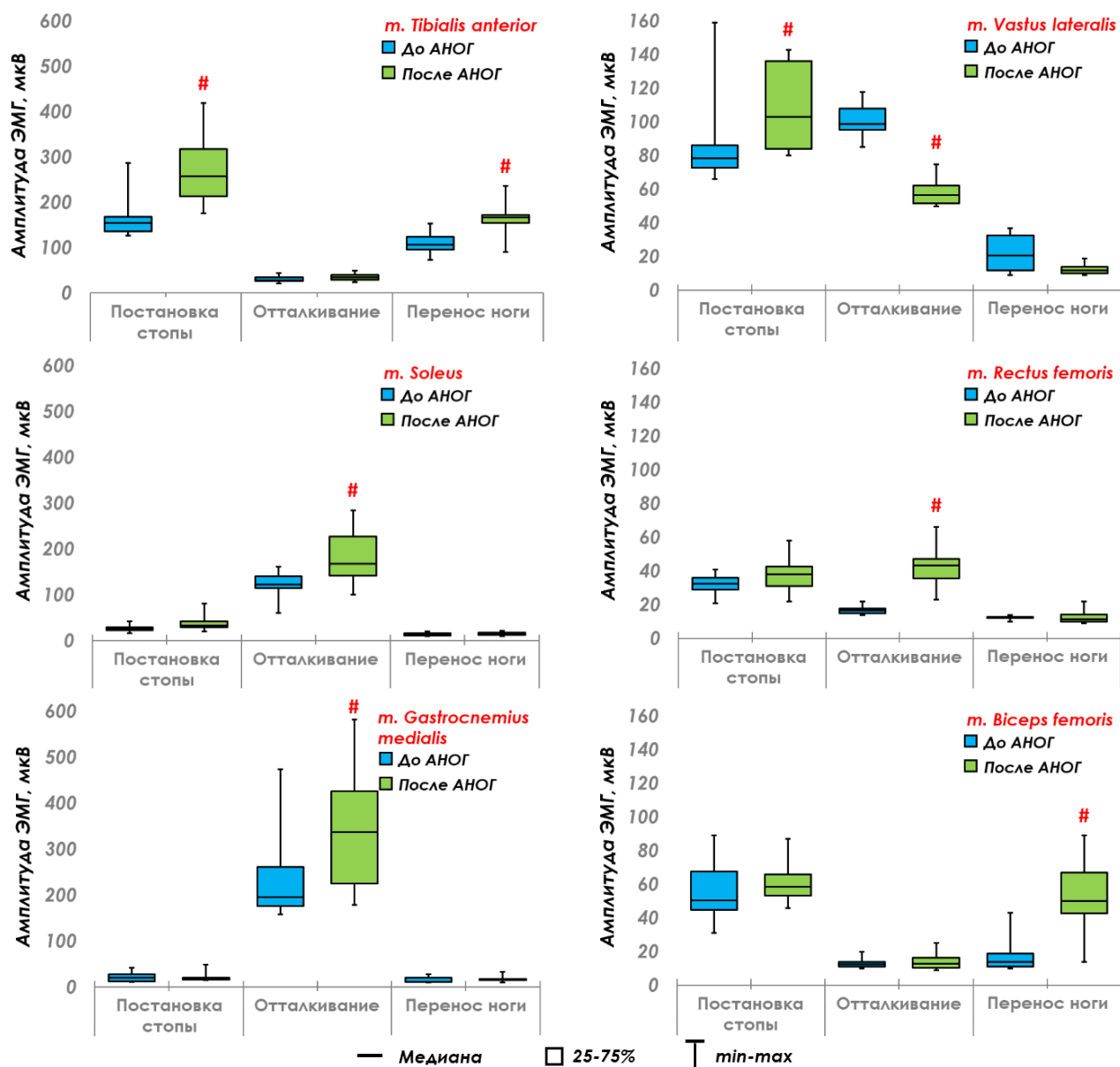
Биомеханические характеристики ходьбы до и после 21-суточной АНОГ

На Рисунке 7 представлены результаты анализа ходьбы в темпе 60 шагов/минуту.



Амплитуда угловых перемещений в ТБС и КС при постановке стопы на опору достоверно не отличалась после АНОГ по сравнению с фоновыми показателями. В ГС угол при постановке стопы при ходьбе после АНОГ увеличился по сравнению с исходным уровнем ($p < 0,05$). Достоверное уменьшение амплитуды межзвенных углов было зарегистрировано в фазе отталкивания ($p < 0,05$).

На Рисунке 8 представлены показатели амплитуды ЭМГ мышц в различных фазах ДШ.



– $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

Рисунок 8 – ЭМГ-активность мышц нижних конечностей при ходьбе до и после 21-суточной АНОГ

После АНОГ достоверное увеличение амплитуды ЭМГ TA по сравнению с фоном происходило при постановке стопы и при переносе ноги. ЭМГ-активность SOL и GM достоверно превышала исходный уровень во время отталкивания. Изменения максимума ЭМГ-активности VL и RF после АНОГ были зарегистрированы при постановке стопы: достоверное увеличение для VL и на уровне тенденции для RF. Однако при отталкивании ЭМГ-активность этих мышц после АНОГ изменялась по-разному – ЭМГ-активность VL снижалась, а RF увеличивалась ($p < 0,05$).

Вследствие длительного действия опорной разгрузки происходит изменение межмышечного взаимодействия – снижение ЭМГ-активности VL при отталкивании компенсируется возрастанием

ЭМГ-активности *RF*. Достоверное увеличение ЭМГ-активности *BF* (двухсуставная мышца) после АНОГ связано с изменением межмышечной координации. При ходьбе ЭМГ-активность *BF* в опорном периоде шага обусловлена разгибанием ТБС (Шпаков и Воронов, 2017; Hansen et al., 2017), при переносе ноги – сгибанием КС в координации со сгибанием ГС с целью контроля высоты подъема стопы (Miller et al., 2010). Однако после АНОГ сгибание КС при переносе ноги не увеличивалось, и мы можем предполагать, что увеличение активности *BF* являлось компенсацией снижения активности *VL* во время отталкивания. Основная «работа» *BF* при ходьбе после гипокинезии совершалась при переносе ноги.

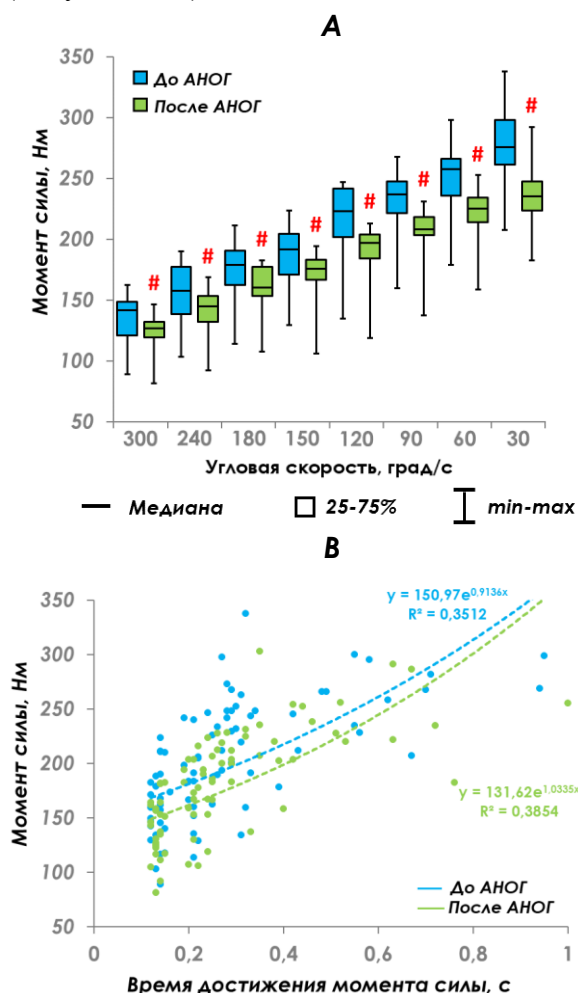
Обсуждение

Пребывание в 21-суточной АНОГ сопровождалось изменениями биомеханических характеристик локомоций. Достоверные изменения кинематических характеристик ТБС были обнаружены при отталкивании и в фазе переноса. В КС зарегистрировано уменьшение амплитуды при постановке стопы и при отталкивании – свидетельство меньшего, по сравнению с исходным уровнем, разгибания КС. После АНОГ кинематические характеристики ГС изменялись следующим образом. При постановке стопы на опору – увеличение разгибания сустава (без выраженного «пяточного» контакта). При отталкивании, напротив, амплитуда разгибания уменьшалась. Перенос ноги в периоде маха сопровождался увеличением сгибания ГС. Комплекс изменений кинематических характеристик ходьбы после 21-суточной АНОГ можно сопоставить с характеристиками ходьбы космонавтов в послеполетном периоде (Шпаков и др., 2013) и после СИ (Шпаков и др., 2008). Кинематические характеристики локомоций являются отражением «внутренней динамики» (мышечных усилий), косвенной оценкой которой служит ЭМГ-активность мышц. Адаптация суставной кинематики после АНОГ отражается на ЭМГ-активности мышц. Зависимость между развиваемым мышцей усилием и величиной ЭМГ ответа в интервале малых нагрузок имеет линейный характер (Bouisset and Maton, 1972; Whitten et al., 2021). При снижении сократительных возможностей мышцы величина ее ответа при выполнении стандартного усилия возрастает вследствие увеличения числа вовлекаемых в сокращение ДЕ (Григорьева и Козловская, 1987). Эта тенденция нашла подтверждение в результатах анализа ЭМГ характеристик локомоций: достоверное увеличение ЭМГ-активности мышц голени в цикле ДШ. Увеличение ЭМГ-активности *SOL* после АНОГ в фазе отталкивания является индикатором развития в гравитационно-зависимой мышце функциональных изменений (снижение силы). На амплитуду ЭМГ-активности мышц-разгибателей КС влияет снижение их силы, что выражается в увеличении числа рекрутированных ДЕ и, как следствие этого, увеличение амплитуды ЭМГ при выполнении стандартной нагрузки – ходьбы с заданным темпом. В КС компенсация атонии односуставной *VL* осуществляется двусуставной *RF*, которая выражается в возрастании ЭМГ-активности при отталкивании, а также изменении межмышечной координации, связанной с перераспределением активности в сторону двухсуставной мышцы.

Скоростно-силовые проявления мышечного аппарата нижних конечностей в условиях 21-суточной АНОГ

Результаты скоростно-силового тестирования до и после 21-суточной АНОГ представлены на Рисунке 9. На высокоскоростном диапазоне 300-150 град/с ММС после АНОГ достоверно снижался в пределах 10% ($p < 0,05$), на угловых скоростях 120-30 град/с ММС достоверно снижался до 15% по сравнению с исходным уровнем ($p < 0,05$). Разгибание КС на этих угловых скоростях обеспечивается активацией как быстрых двигательных единиц (БДЕ), так и более чувствительных к снижению двигательной активности МДЕ. Важным критерием специфичности

и направленности скоростно-силовых упражнений является скорость развития усилия – градиент силы (Верхошанский, 1977; Зацiorский, 2019). Т.к. после АНОГ происходит снижение силовых свойств мышц, отраженное в снижении ММС, то логично было бы предположить, что при изменении времени достижения ММС произойдут изменения зависимости «сила-время». Однако достоверные различия в показателях времени достижения ММС до и после АНОГ не были получены ни при анализе индивидуальных значений, ни при анализе среднегрупповых показателей (Рисунок 9, Б). После 21-суточной АНОГ происходит незначительное снижение градиента силы (Рисунок 9, В).



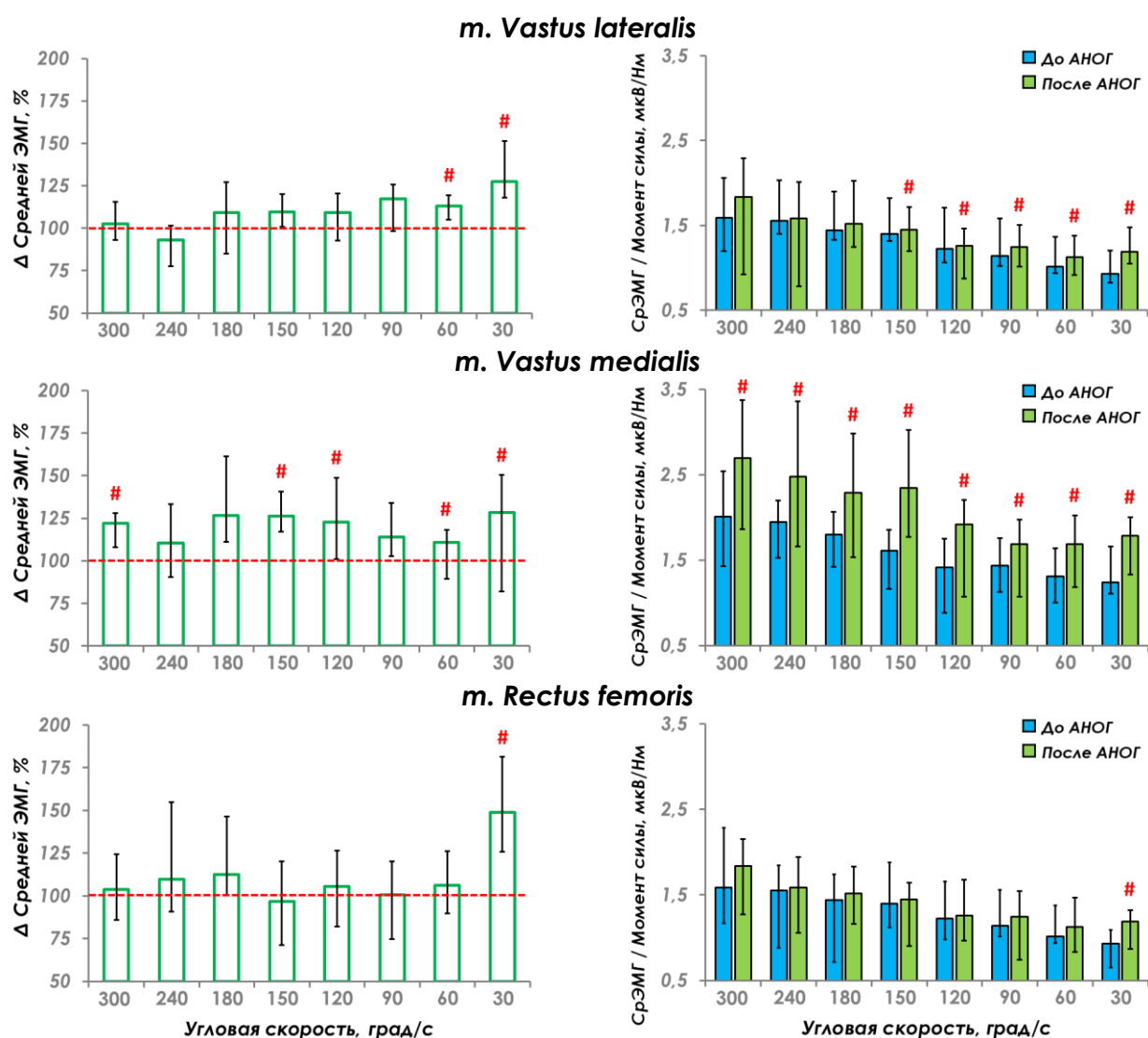
– $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

А – максимальный момент силы; Б – время достижения максимального момента силы;

В – показатели градиента силы.

Рисунок 9 – Результаты скоростно-силового тестирования в эксперименте с 21-суточной АНОГ

Показатели СрЭМГ мышц-разгибателей КС представлены на Рисунке 10. Полученные результаты демонстрируют увеличение амплитуды СрЭМГ после АНОГ на всех угловых скоростях, за исключением *RF* на угловой скорости 300 и 240 град/с. Если при стандартном усилии увеличивается амплитуда ЭМГ сигнала (в нашем исследовании – СрЭМГ), следовательно, в работу вовлекается большее количество ДЕ (Stokes, 2005; Hwang, 2007). Увеличение СрЭМГ после АНОГ указывает на снижение сократительных возможностей мышц-разгибателей КС. После АНОГ снижается МПС мышц-разгибателей КС на всех угловых скоростях, но увеличивается ЭМГ-С, что отражается в показателях отношения «СрЭМГ/момент силы». Показатель «СрЭМГ/момент силы» характеризует эффективность сокращения мышцы при выполнении движения с максимальной силой. Исходный уровень «СрЭМГ/момент силы» *VL* на высоких угловых скоростях находился в диапазоне 1,3-1,6 мкВ/Нм, на низких – 1,1-0,9 мкВ/Нм, после АНОГ – 1,58-1,83 мкВ/Нм на высоких скоростях и 1,13-1,19 мкВ/Нм на низких. До гипокинезии показатель «СрЭМГ/момент силы» *VM* составил 2,01-1,95 мкВ/Нм (300-240 град/с) и 1,31-1,24 мкВ/Нм (60-30 град/с).



Данные представлены: Me, Q25-Q75. * – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона). Пунктирная линия – исходный уровень (до АНОГ).

Рисунок 10 – Показатели СрЭМГ (слева) и «СрЭМГ/момент силы» (справа) при выполнении скоростно-силового тестирования до и после 21-суточной АНОГ

После АНОГ показатели «СрЭМГ/момент силы» выросли до 2,48-2,70 и 1,69-1,79 мкВ/Нм на высоких и низких скоростях соответственно. Отношение «СрЭМГ/момент силы» RF не меняется в диапазоне скоростей 300-60 град/с, и только при развитии максимального усилия на угловой скорости 30 град/с достоверно увеличивалось с 1,05 до 1,70 мкВ/Нм. На высоких угловых скоростях сила мышцы обеспечивается работой высокопороговых ДЕ (FO – Fast Oxidative и FG – Fast Glicolitic), синхронизация сокращения которых отражается на величине амплитуды СрЭМГ. При низких угловых скоростях активны все типы ДЕ, включая медленные (SO – Slow Oxidative), по схеме SO+FO+FG (Linnamo et al., 2003). На высоких угловых скоростях МДЕ также активны, однако не успевают развить максимальное усилие, которое ограничено заданной угловой скоростью и малым временем достижения ММС (~0,1-0,2 с, Рисунок 9, Б). В низкоскоростном диапазоне (120-30 град/с) при увеличении времени достижения ММС до 0,6-0,8 с испытуемые успевают развить значительный момент силы в суставе.

Обсуждение

После АНОГ происходило снижение абсолютных показателей МПС при практически неизменном времени ее достижения. Можно сделать вывод, что скоростно-силовые «потери»

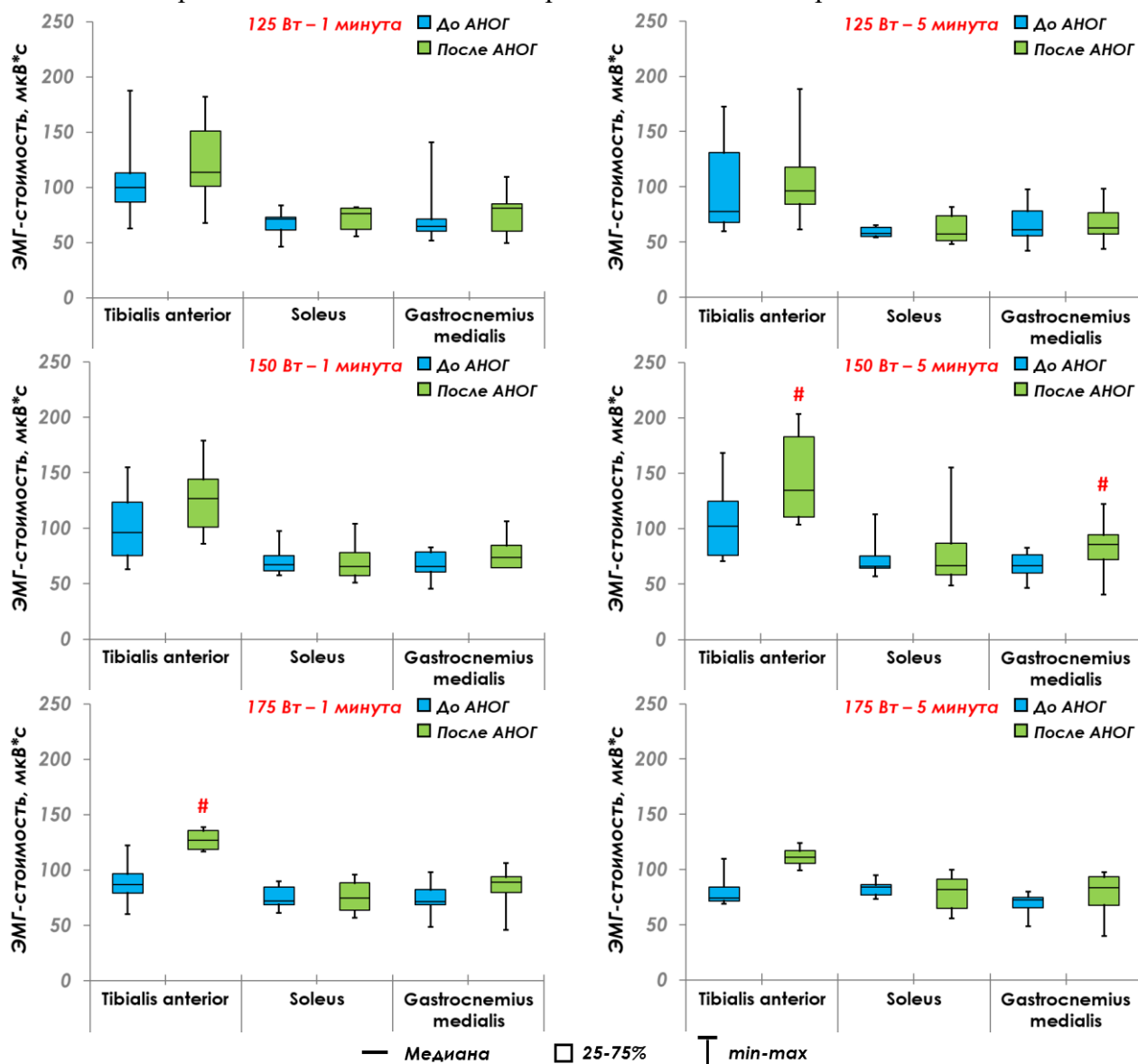
после АНОГ зависят преимущественно от снижения сократительных способностей МДЕ мышц-разгибателей КС. Длительная АНОГ не влияет на градиент силы мышц-разгибателей КС. Следовательно, можно предположить, что АНОГ не влияет на механизм рекрутирования БДЕ. Таким образом, 21-суточная АНОГ с углом наклона тела -6° обуславливает изменения состояния мышечного аппарата нижних конечностей. Сопоставление результатов скоростно-силового тестирования показало снижение МПС на всем диапазоне угловых скоростей. Согласно полученным результатам, снижение показателей МПС не зависело от изменения градиента силы. Следовательно, скоростно-силовые проявления мышц снижаются после АНОГ преимущественно за счет изменения в активности МДЕ. Влияние невесомости на состояние МДЕ подтверждено рядом работ (Шенкман и др., 1999, 2017; Narici et al., 2003, 2011; Сергеева и др., 2023). Пребывание в условиях АНОГ не приводит к значительному изменению состояния БДЕ. Подтверждают это результаты анализа ЭМГ-активности *VL*, *VM* и *RF*, которые показали увеличение СрЭМГ преимущественно на низких угловых скоростях. Также после АНОГ возрастала физиологическая стоимость работы *VL*, *VM* и *RF* при достоверном снижении силовых показателей. Подтверждение этому было получено при проведении спектрального анализа посредством быстрого преобразования Фурье, который выявил значительное увеличение как средней мощности, так и средней частоты спектра ЭМГ на низких угловых скоростях, что свидетельствует об увеличении количества активных БДЕ и частоты их импульсации (Dupont et al., 2000; Трембач и Марченко, 2000; Сергеева и Тамбовцева, 2020). Также сдвиг миозинового фенотипа мышечных волокон в быструю сторону при гравитационной разгрузке может быть частью адаптивных перестроек мышечного аппарата и способствует сохранению количества мышечных волокон в общем объеме миофибриллярного аппарата (Шенкман, 2016).

Влияние 3-суточной антиортостатической гипокинезии на состояние мышечного аппарата нижних конечностей при циклической физической нагрузке

Результаты тестирования на велоэргометре после 3-суточной АНОГ показали наличие тенденции к увеличению ЭМГ-С работы мышц голени (Рисунок 11). ЭМГ-С работы *TA* зависела от величины внешней мощности как на 1-й мин, так и на 5-й мин, увеличиваясь в 2 раза по сравнению с начальным уровнем на второй ступени и снижаясь на третьей ступени до величины, соответствующей первой ступени. Мышцы задней поверхности голени *SOL* и *GM* во время велоэргометрического теста имели более низкую ЭМГ-активность, и, следовательно, низкую ЭМГ-С работы. Лишь только на ступени 175Вт ЭМГ-С работы *SOL* и *GM* стала приближаться по значениям к ЭМГ-С работы *TA*. ЭМГ-С работы *SOL* после АНОГ имела наименьшие среди мышц голени изменения, которые на 5-й минуте на ступени 150Вт не превышали 10% по сравнению с фоном. Максимальное увеличение ЭМГ-С *GM* после АНОГ наблюдали на 5-й минуте ступени 150Вт. Следует отметить, что изменения ЭМГ-С экстензоров голени *SOL* и *GM* при физической нагрузке после АНОГ имели перекрестный характер. Так, на начальной стадии теста (мощность педалирования 125Вт) преобладало возрастание ЭМГ-С работы *SOL* (в пределах 7%) в то время, как ЭМГ-С работы *GM* по сравнению с фоном не изменялась. На последующих ступенях нагрузки (150 и 175Вт) ЭМГ-С работы *SOL* не изменялась, *GM* – увеличивалась. Это связано с тем, что *SOL* является односуставной мышцей и ее мощности «не хватает» для того, чтобы противодействовать внешней мощности во время велоэргометрического теста. Включаются двухсуставные *GM* и *GL*, передающие мощность из КС в ГС (Воронов, 2004).

Основные изменения ЭМГ-С работы *VL* и *RF* произошли на мощности 125 и 150Вт. На первой части тестового протокола происходило увеличение показателей ЭМГ-С, которое было недостоверно, но существенно – от 7 до 26%. С 5-й минуты на ступени 150Вт и до завершения

педалирования наблюдалось выраженное снижение ЭМГ-С относительно исходного уровня. Несмотря на значительно меньшие показатели как ЭМГ-активности, так и ЭМГ-С BF, профиль ЭМГ BF после АНОГ был аналогичен изменениям мышц передней поверхности бедра – увеличение в первой части и снижение во второй части тестового протокола.



– $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

Рисунок 11 – ЭМГ-стоимость работы мышц голени во время выполнения нагрузочного тестирования до и после 3-суточной АНОГ

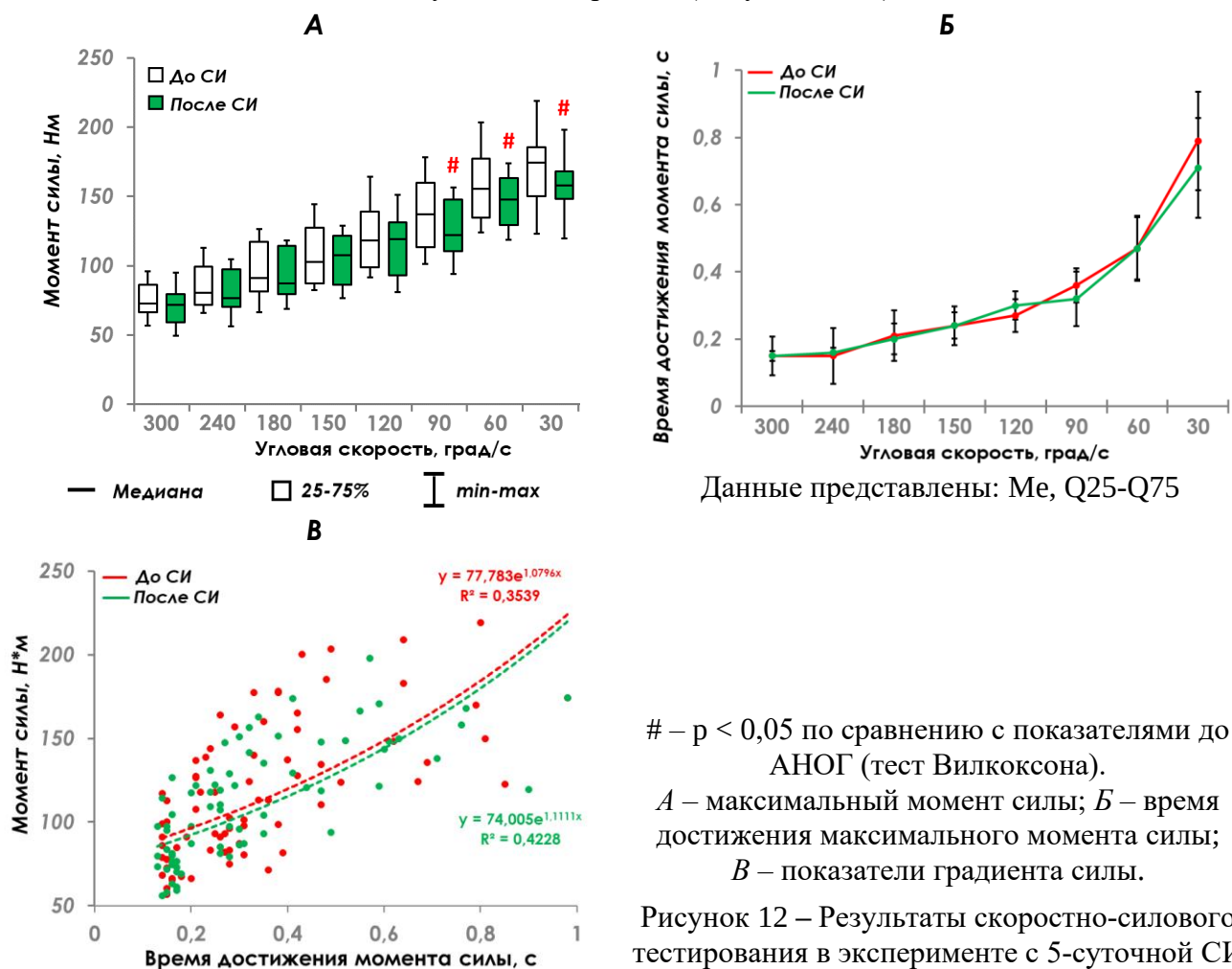
Обсуждение

При выполнении педалирования на велоэргометре запускается комплекс взаимодействия мышц, создающих крутящие моменты в суставах нижних конечностей (Sakamoto et al., 2006; Kerr et al., 2007). Ряд исследователей уделяет много внимания активности одно- и двухсуставных мышц во время педалирования как в диапазоне малых мощностей (лица, не занимающиеся регулярно тренировками на велосипеде), так и субмаксимальных и максимальных мощностей у спортсменов (Momeni et al., 2014; Bing et al., 2024). В нашем исследовании было изучено влияние 3-суточной АНОГ на ЭМГ характеристики циклических локомоций, которое оценивали по ЭМГ-С мышц голени и бедра. Среди них односуставными являются TA, SOL и VL, двухсуставными – GM, RF и BF (Zagrodny et al., 2018). Сравнительный анализ ЭМГ-С педалирования позволил

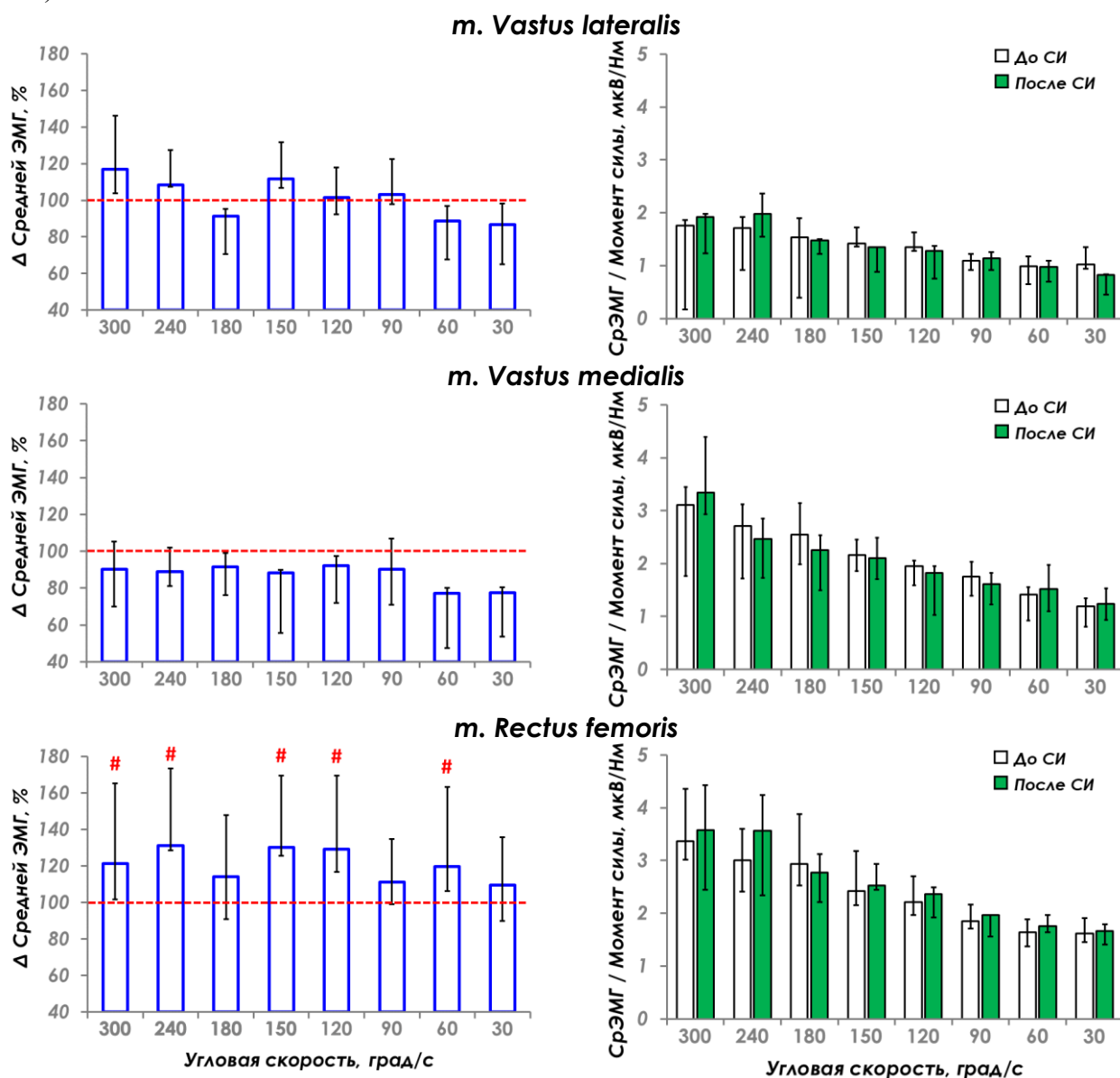
определить наличие взаимосвязей между одно- и двухсуставными мышцами не только в исходном состоянии, но и их сохранение на том же уровне после короткой экспозиции в АНОГ. Следует особо отметить практически полное отсутствие после АНОГ значительных изменений ЭМГ-С антигравитационной *SOL*. По-видимому, это является следствием переключения функций разгибания ГС при педалировании на двусуставную *GM*, возросшая активность которой компенсирует снижение «работы» *SOL*. Такую же тенденция прослеживалась в изменении ЭМГ-С работы мышц бедра: на высоких мощностях нагрузки *RF* увеличивает ЭМГ-активность при разгибании КС с повышением внешней мощности. Следствием пребывания человека в условиях 3-суточной АНОГ является снижение мышечной работоспособности. Об этом свидетельствует увеличение ЭМГ-С нагрузочного тестирования после АНОГ. Это указывает на снижение сократительных способностей мышц голени и бедра и снижение в целом уровня физической работоспособности после АНОГ. Таким образом, исследование влияния 3-суточной АНОГ на состояние мышечного аппарата нижних конечностей при циклической физической нагрузке позволило не только оценить мышечные «потери», обусловленные АНОГ, но и подтвердить изменение межмышечной координации после гравитационной разгрузки.

ВЛИЯНИЕ ИММЕРСИОННОЙ ГИПОКИНЕЗИИ НА СОСТОЯНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА

Исследования в 5-суточной СИ выполнены с участием 9 женщин. Скоростно-силовое тестирование на изокINETическом динамометре «Biodex 4 Pro» выполняли по протоколу, который использовали в эксперименте с 21-суточной АНОГ с участием мужчин. Показатели ММС после СИ снижались на всем диапазоне угловых скоростей (Рисунок 12, А).



Показатели СрЭМГ после СИ изменялись разнонаправленно для каждой из исследуемых мышц (Рисунок 13). Наименьшие изменения СрЭМГ были получены у VL, которая после СИ имела тенденцию к увеличению на скоростях 300, 240, 150 и 90 град/с. СрЭМГ VM после СИ снижалась относительно фона на всем диапазоне угловых скоростей от 8% (180 град/с) до 23% (60 и 30 град/с).



Данные представлены: Me, Q25-Q75. # – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до СИ (тест Вилкоксона). Пунктирная линия – уровень фона.

Рисунок 13 – Показатели СрЭМГ (слева) и «СрЭМГ/момент силы» (справа) при выполнении скоростно-силового тестирования до и после 5-суточной СИ

Заметно выделяется на фоне показателей СрЭМГ VL и VM активность третьей исследуемой нами мышцы – RF. ЭМГ-активность RF возрастала на всех угловых скоростях. Увеличение СрЭМГ после СИ наблюдалось как на высоких, так и на низких угловых скоростях и было статистически достоверно. Минимальные значения «СрЭМГ/момент силы» как до, так и после СИ были характерны для VL, не превышали 2,0 мкВ/Нм и практически не различались на угловых скоростях. После СИ увеличение «СрЭМГ/момент силы» было зафиксировано только на высоких угловых скоростях 300 и 240 град/с, на остальных – снижение по сравнению с исходным уровнем. «СрЭМГ/момент силы» VM после СИ на уровне тенденции увеличивалось только на угловой

скорости 300 град/с. «СрЭМГ/момент силы» RF – на всех угловых скоростях за исключением 180 град/с. Величины «СрЭМГ/момент силы» VM и RF как до, так и после СИ превосходили в 1,5 раза значение «СрЭМГ/момент силы» VL . Это может быть свидетельством большего вклада в разгибание КС именно VL относительно других головок *m. quadriceps femoris*.

Обсуждение

Влияние какого-либо фактора на состояние какой-либо системы зависит от продолжительности его действия, интенсивности, а также от его вклада в функционирование системы. В случае модельного эксперимента с СИ основным действующим фактором является безопорность (Shenkman et al., 1997; Козловская, 2008, 2017; Миллер и др., 2010; Томиловская и др., 2020). Поскольку определение интенсивности в иммерсионном эксперименте представляется сложной задачей, основным действующим фактором в условиях СИ является ее длительность.

Результаты выполненных ранее модельных иммерсионных исследований различной продолжительности доказали негативные эффекты СИ на организм человека (Шпаков и др., 2008; Vil'chinskaya et al., 2017; Rukavishnikov et al., 2017; Tomilovskaya et al., 2019; Манько и др., 2019; Томиловская и др., 2020; Зарипов и Суворов, 2020; Маркин и др., 2020; Кузичкин и др., 2020; Кукоба и др., 2020; Saveko et al., 2021). Наряду с этим, ряд авторов сходятся во мнении, что эффекты СИ проявляются в различных системах организма в значительно более короткие сроки по сравнению с другими наземными моделями невесомости (Treffel et al., 2017; Tomilovskaya et al., 2019). До 2020 года в СИ в качестве испытуемых участвовали исключительно добровольцы мужского пола (Robin et al., 2023). В связи с этим, сведений о влиянии СИ на физиологические системы женского организма в современной литературе представлено недостаточно. Следовательно, при анализе результатов исследования с участием женщин мы могли лишь оперировать данными, полученными в исследованиях с участием мужчин. Направленность изменений скоростно-силовых показателей (МПС, скорость достижения ММС, градиент силы) после СИ у женщин не имела отличий по сравнению с результатами, полученными у мужчин после АНОГ. Сравнение результатов скоростно-силового тестирования до и после СИ выявило тенденцию к статистически значимым «потерям» силы на низких угловых скоростях. Время достижения ММС не отличалось от исходного уровня. Сопоставление показателей градиента силы до и после СИ показало, что ни до, ни после экспериментального воздействия показатели МПС не зависели от времени ее достижения. Изменения в результатах скоростно-силового тестирования после СИ происходили за счет снижения силовых свойств мышц-разгибателей КС, а не за счет изменения механизма рекрутирования ДЕ. Снижение скоростно-силовых проявлений происходило исключительно вследствие изменения свойств МДЕ (Воронов и др., 2024).

Скоростно-силовые проявления мышц зависят от размеров мышцы, а также от внутри- и межмышечной координации, которая определяется работой ЦНС (Narici et al., 1988; Воронов и др., 2019). Результаты, полученные при анализе ЭМГ во время скоростно-силового тестирования, позволили выявить определенные закономерности изменения в работе мышц после СИ. «СрЭМГ/момент силы» VL , VM и RF при разгибании КС соответствует отношению 1:2:3. По-видимому, это связано с анатомическими особенностями строения мышц-разгибателей КС. Исследования по оценке вклада отдельных головок *m. quadriceps femoris* в суммарный момент силы при разгибании КС (Соколов и др., 2023) указывают на минимальное влияние двухсуставной RF на ММС, развиваемого при разгибании на высоких (240 град/с) и низких (90 град/с) угловых скоростях. Двухсуставная RF имеет самое высокое значение «СрЭМГ/момент силы» по сравнению с VL и VM , которое после СИ становится еще более высоким, что и определяет минимальный вклад RF в разгибание КС. Размер мышцы и угол перистости являются ведущими параметрами при

оценке функции мышц во время движений (Ema et al., 2013). Размеры мышцы имеют корреляцию с развиваемой силой (Freilich et al., 1995; Masuda et al., 2003), угол перистости связан с эффективной передачей силы мышечных волокон на сухожилие (Alexander and Vernon, 1975). Длина волокон и углы перистости *RF* отличаются от аналогичных показателей трех головок *VL*, *VM* и *m. vastus intermedius* (Воронов, 2003). Следовательно, при увеличении скорости сокращения вклад *RF* (мышца с короткими волокнами) в суставной момент будет уменьшаться по сравнению с моментом *mm. vastus* (мышцы с длинными волокнами).

ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ГИПОКИНЕЗИИ

Влияние 14-суточной ортостатической гипокинезии с постоянным и переменным углом положения тела на биомеханические характеристики ходьбы и бега

Кинематические характеристики. В Таблице 2 представлены результаты сравнительного анализа кинематических характеристик ходьбы до и после 14-суточной ОГ.

Таблица 2 – Кинематические характеристики ходьбы до и после гипокинезии в группах «9,6°» (постоянный угол гипокинезии) и «9,6°+горизонт» (переменный угол гипокинезии)

Группа	Постановка стопы		Отталкивание		Перенос ноги	
	ДО	ПОСЛЕ	ДО	ПОСЛЕ	ДО	ПОСЛЕ
ТАЗОБЕДРЕННЫЙ СУСТАВ						
+9,6°	156 (154-157)	155 (153-157)	191 (190-193)	191 (189-193)	155 (152-157)	155 (153-156)
+9,6°+горизонт	156 (153-156)	153 (152-156)	192 (191-192)	193 (190-193)	154 (153-155)	154 (152-156)
КОЛЕННЫЙ СУСТАВ						
+9,6°	169 (167-173)	165 * (163-167)	170 (167-172)	169 (168-171)	111 (109-116)	113 (107-116)
+9,6°+горизонт	168 (165-170)	163 * (162-167)	170 (167-174)	170 (168-172)	113 (109-115)	114 (112-116)
ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ						
+9,6°	109 (107-111)	109 (106-110)	124 (120-127)	118 * (116-125)	109 (105-110)	110 (107-113)
+9,6°+горизонт	110 (109-111)	112 (106-114)	125 (121-127)	119 * (116-121)	109 (107-110)	115 * (107-116)

П р и м е ч а н и я

- 1 Данные представлены: Ме (Q25-Q75).
- 2 * – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

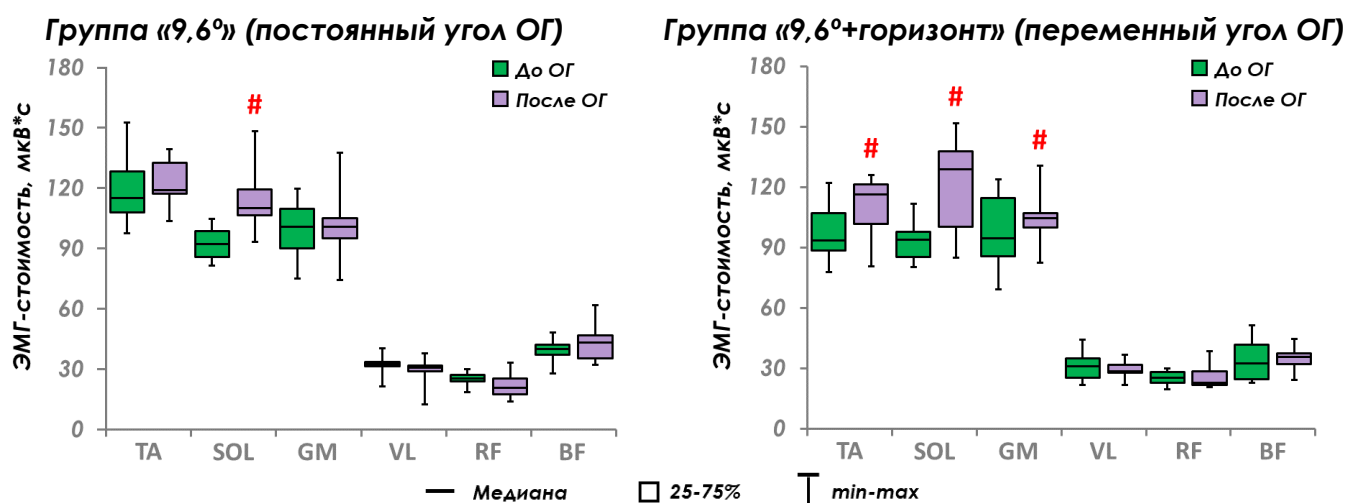
Группа «9,6°». Пребывание в течение 14 суток в условиях ОГ с постоянным углом наклона тела не приводило к каким-либо изменениям амплитуды угловых перемещений в ТБС. В КС после ОГ изменилась величина суставного угла только при постановке стопы, которая достоверно уменьшилась относительно исходного уровня в среднем на 4 градуса ($p < 0,05$). В ГС после ОГ амплитуда угловых перемещений уменьшилась во время отталкивания на 6 градусов ($p < 0,05$).

Группа «9,6°+горизонт». Изменения кинематических характеристик ходьбы в группе с переменным углом гипокинезии не отличались от группы с постоянным углом наклона тела в ходе экспериментального воздействия.

Угол наклона туловища при ходьбе после ОГ достоверно уменьшался в обеих группах. Анализ межгрупповых различий до экспериментального воздействия не выявил какой-либо статистически значимой разницы. После его завершения показатели между группами с постоянным и переменным углом гипокинезии достоверно различались ($p < 0,05$).

Во время бега после ОГ в группе с постоянным углом гипокинезии значительных изменений межзвенных углов в суставах не обнаружено. В группе гипокинезии с переменным углом амплитуда угловых перемещений в ГС достоверно увеличилась при постановке стопы на опору и уменьшалась во время отталкивания. Угол наклона туловища во время бега изменился только в группе с переменным углом гипокинезии.

ЭМГ характеристики. Показатели ЭМГ-С мышц при ходьбе представлены на Рисунке 14.



- $p < 0,05$ относительно соответствующего значения до ОГ (тест Вилкоксона).

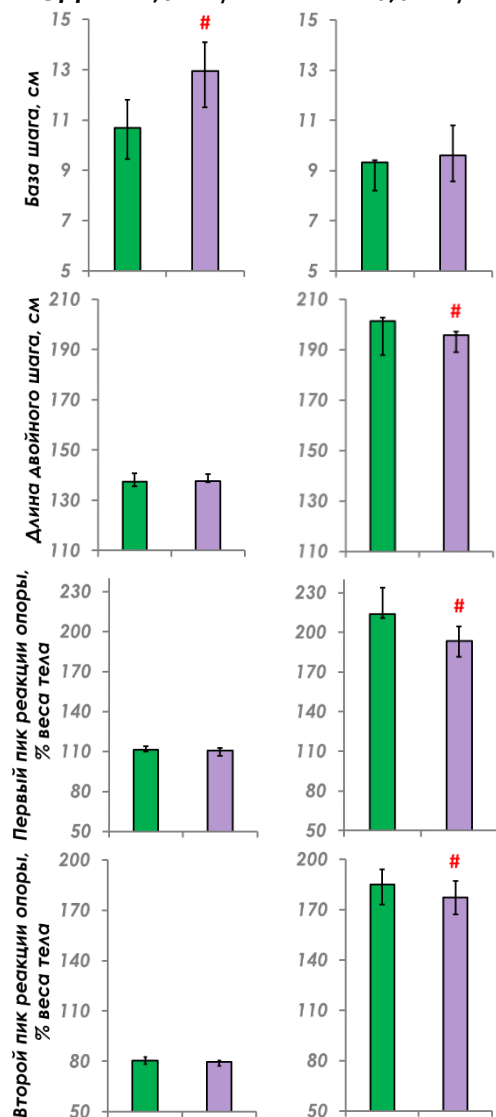
Рисунок 14 – Показатели ЭМГ-стоимости работы мышц нижних конечностей при ходьбе в группах «9,6°» и «9,6°+горизонт» до и после 14-суточной ОГ

Увеличение ЭМГ-С работы мышц голени при ходьбе после ОГ в группе с постоянным углом наклона составляло 4% (тенденция, $p < 0,1$) в TA и 19% ($p < 0,05$) в SOL. ЭМГ-С работы экстензора ГС GM после ОГ оставалась на исходном уровне. При этом ЭМГ-С работы VL и RF снижалась, BF – увеличивалась. Изменения ЭМГ-С работы мышц бедра не были достоверными и находились на уровне тенденции. В группе с переменным углом гипокинезии изменения ЭМГ-С были схожи с группой с постоянным углом. Разница заключалась в значительно большем и достоверном увеличении после ОГ ЭМГ-С работы мышц голени, прирост которой относительно исходного уровня составил: TA – 24%, SOL – 29%, GM – 11%. ЭМГ-С работы мышц бедра изменялась так же, как и в группе «9,6°» – снижение в мышцах передней поверхности бедра и увеличение в мышцах задней поверхности.

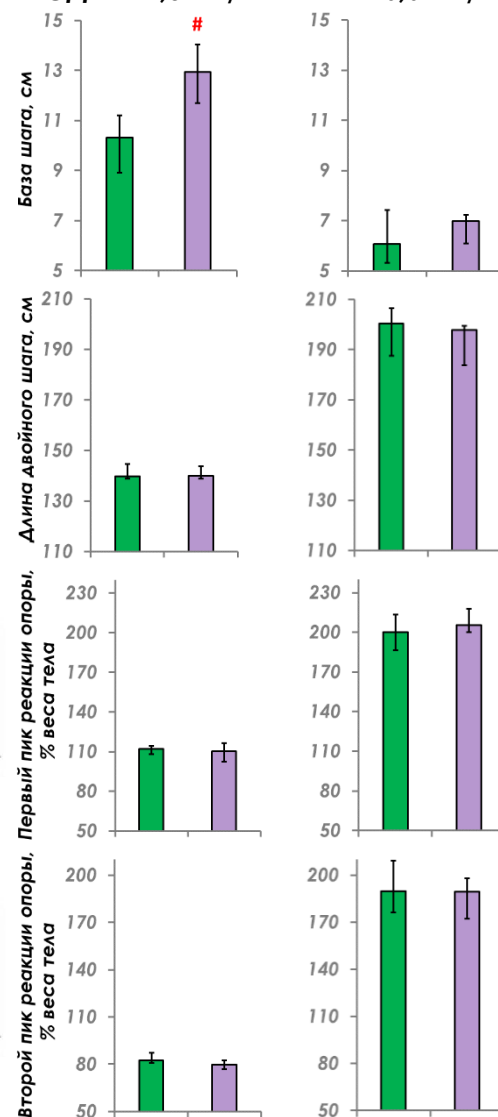
Во время бега после ОГ изменения ЭМГ-С работы мышц не достигали уровня достоверности и по направленности были аналогичны с изменениями при ходьбе.

Из всего комплекса *пространственно-временных характеристик и опорных реакций локомоций* наибольшие изменения произошли в следующих: база шага, длина ДШ, амплитуда первого и второго пика реакции опоры (Рисунок 15). В обеих группах после ОГ достоверно ($p < 0,05$) увеличилась база шага, отражающая ширину постановки стоп при локомоциях. Величины опорных реакций не претерпели существенных изменений после гипокинезии. В обеих группах после ОГ уменьшилась длина ДШ. Следует отметить статистически достоверное уменьшение длины ДШ в группе с постоянным углом наклона тела ($p < 0,05$). Опорные реакции достоверно снижались в группе с постоянным углом наклона тела ($p < 0,05$). Индекс нарастания силы при постановке стопы и индекс снижения силы во время отталкивания относительно исходного уровня изменились также только в группе с постоянным углом гипокинезии.

ПОСТОЯННЫЙ УГОЛ ГИПОКИНЕЗИИ (n=12)
ХОДЬБА 4,5 км/ч БЕГ 10,0 км/ч



ПЕРЕМЕННЫЙ УГОЛ ГИПОКИНЕЗИИ (n=12)
ХОДЬБА 4,5 км/ч БЕГ 10,0 км/ч



Данные представлены: Ме, Q25-Q75. # - $p < 0,05$ относительно соответствующего значения до ОГ (тест Вилкоксона). Зеленый цвет – до ОГ, фиолетовый – после ОГ.

Рисунок 15 – Пространственно-временные характеристики и опорные реакции ходьбы и бега до и после 14-суточной ОГ

Обсуждение

Анализ ходьбы показал изменения суставной кинематики в наиболее активных фазах – при постановке стопы и при отталкивании. Пространственно-временные характеристики и опорные реакции локомоций достоверно изменились в группе с постоянным углом гипокинезии. Возрастание ЭМГ-С работы мышц при ходьбе после 14-суточной ОГ было более выраженное и статистически значимое в мышцах голени в группе с переменным углом гипокинезии. Биомеханические характеристики бега как в группе «9,6°», так и в группе «9,6°+горизонт» после ОГ практически не изменились по сравнению с исходным уровнем.

ОГ с переменным углом наклона тела относительно горизонта обуславливает более выраженное воздействие на функциональное состояние ОДА. В первую очередь мы связываем это с поструральными стимулами, которые присутствовали при периодическом переводе испытуемых из горизонтального положения в ортостатическое. В таких условиях организм постоянно находится в состоянии адаптации: сначала к ортостатическому положению, затем – к

горизонтальному. Также снижена в 2 раза и продолжительность опорной стимуляции по сравнению с группой с постоянным углом гипокинезии, а, как известно, опорная афферентация является ведущим фактором в генезе гипогравитационных нарушений в двигательной системе (Шенкман и др., 2017; Miller et al., 2004; Хуснутдинова, 2007; Шпаков, 2012; Козловская, 2017).

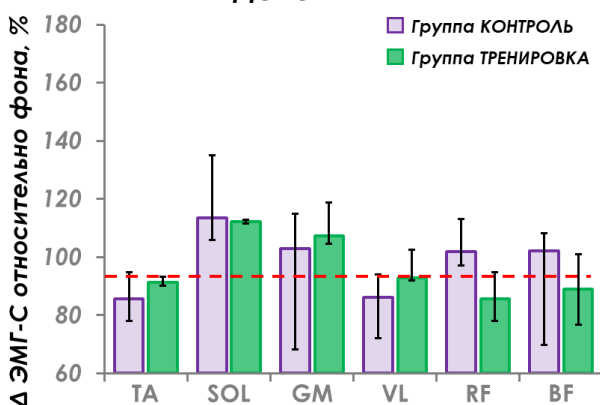
ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПРИ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОМ ВОЗДЕЙСТВИИ АНТИ- И ОРТОСТАТИЧЕСКОЙ ГИПОКИНЕЗИИ

Характеристика физических тренировок, выполняемых испытуемыми в условиях ОГ. ФТ в ходе экспериментального воздействия планировались с 4-х суток, т.е. со дня перевода испытуемых из АНОГ в ОГ. ФТ выполнялись на велоэргометре при переводе ложементов многофункционального стенда в ортостатическое положение с углом +9,6 градуса. Таким образом, испытуемый во время ФТ находился в положении лежа. При этом учитывался угол наклона ложементов, а также величина весовой нагрузки, которая регулировалась пневмокомпрессором.

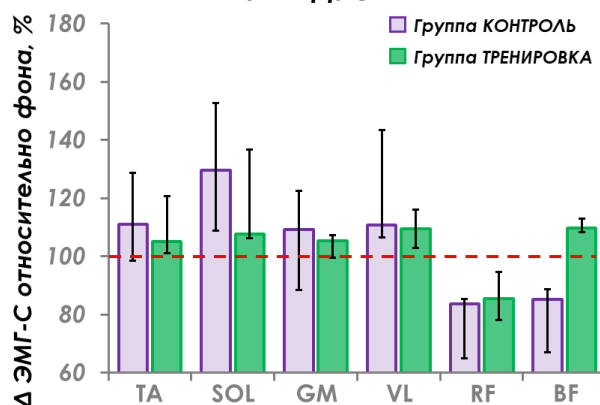
Оценка профилактической эффективности велоэргометрических тренировок в условиях последовательного моделирования физиологических эффектов невесомости и лунной гравитации по биомеханическим характеристикам ходьбы

ЭМГ характеристики ходьбы при положительных углах наклона беговой дорожки. С целью определения межгрупповых различий выполнен сравнительный анализ изменений ЭМГ-С ходьбы относительно исходного уровня (Рисунок 16).

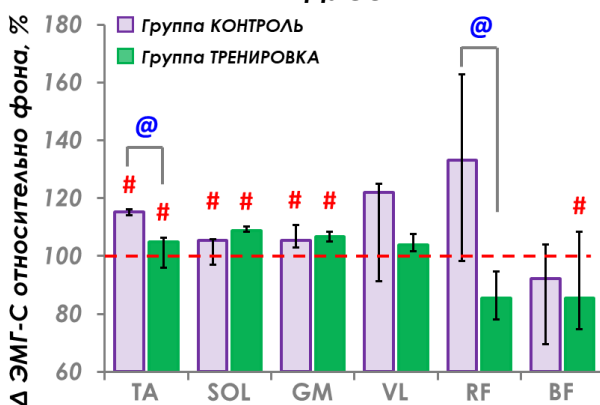
ГОРИЗОНТАЛЬНОЕ ПОЛОЖЕНИЕ БЕГОВОЙ ДОРОЖКИ



УГОЛ НАКЛОНА БЕГОВОЙ ДОРОЖКИ +3 ГРАДУСА



УГОЛ НАКЛОНА БЕГОВОЙ ДОРОЖКИ +12 ГРАДУСОВ



Данные представлены: Me, Q25-Q75.
- $p < 0,05$ относительно исходного уровня (тест Вилкоксона). @ - $p < 0,05$ при сравнении показателей между группами (U-критерий Манна-Уитни). По вертикальной оси – изменения ЭМГ-С в % относительно фона. Пунктирная линия – ЭМГ-С до гипокинезии.

Рисунок 16 – ЭМГ-стоимость работы мышц при ходьбе при положительных углах наклона беговой дорожки в группах «Контроль» и «Тренировка»

ЭМГ-С работы мышц при ходьбе с горизонтальным положением беговой дорожки не различалась между группами «Контроль» и «Тренировка». Как снижение ЭМГ-С TA, так и ее увеличение в SOL и GM практически не различалось между группами. Среди мышц бедра имело

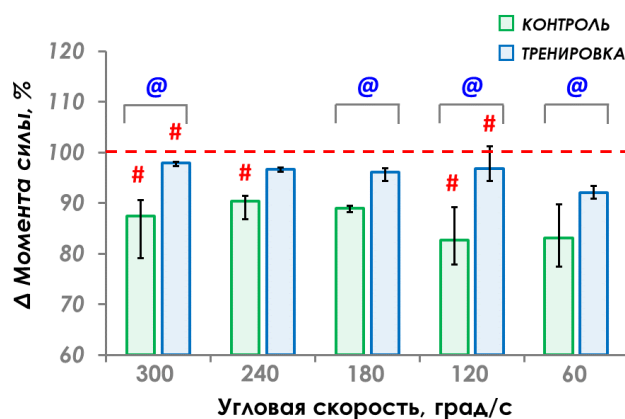
место снижение ЭМГ-С в группе «Тренировка» в отличие от контрольной группы. Показатели ЭМГ-С работы *TA*, *GM*, *VL* и *RF* при ходьбе с углом наклона +3 градуса минимально отличались от ходьбы по горизонтальной поверхности. Бóльшая разница между группами после гипокинезии на уровне тенденции была обнаружена в изменениях ЭМГ-С работы *SOL* и *BF*. При увеличении угла наклона до +12 градусов ЭМГ-С работы мышц голени у испытуемых обеих групп после гипокинезии была немногим выше исходного уровня. И если ЭМГ-С работы *SOL* и *GM* превышала исходный уровень одинаково в обеих группах, то ЭМГ-С работы *TA* была достоверно выше только в контрольной группе ($p < 0,05$). ЭМГ-С работы мышц передней поверхности бедра также меньше изменилась после гипокинезии в группе «Тренировка». Достоверные отличия были выявлены в межгрупповых показателях ЭМГ-С работы *RF*, которая была существенно выше исходного уровня в контрольной группе и значительно ниже в группе «Тренировка».

Обсуждение

Кинематические характеристики и ЭМГ-активность при ходьбе по наклонным поверхностям определяются величиной угла наклона (Lay et al., 2006). Ходьба в подъем требует бóльшего сгибания ТБС, КС, ГС и сохранения высоты ОЦМТ. Движения в суставах при разных условиях ходьбы контролируются посредством дифференциальной активации мышечного аппарата (Lay et al., 2007). Сгибатель *TA* контролирует высоту подъема стопы. Движение в суставах посредством разгибания ТБС, КС и ГС обеспечивают *BF*, *VL* и *m. triceps surae* соответственно, активность которых достаточно высока в опорном периоде ДШ. Из-за бóльшей потребности в силе отталкивания при ходьбе в подъем ЭМГ-активность этих мышц увеличивается. ЭМГ-С работы мышц голени, обеспечивающих движения в ГС, в контрольной группе была существенно выше, чем в группе «Тренировка». Минимальные изменения кинематики при ходьбе по горизонтальной поверхности сопровождались незначительными изменениями ЭМГ-С как внутри групп, так и между группами. При увеличении угла наклона беговой дорожки происходило и значительное увеличение ЭМГ-С. ЭМГ-С работы мышц голени после гипокинезии подверглась большим изменениям, чем ЭМГ-С работы мышц бедра. В группе «Контроль» изменения характеристик ходьбы были более выражены, чем в группе «Тренировка». Таким образом, изменения биомеханических характеристик ходьбы в группах «Контроль» и «Тренировка» в целом были сопоставимы по направленности, однако выраженность их различалась и была после гипокинезии больше в группе без профилактических мероприятий в условиях эксперимента. Положительный эффект ФТ на велоэргометре проявлялся в сохранении характеристик ходьбы на близком к исходному уровню и позволил снизить неблагоприятное влияние гравитационной разгрузки на изменения ЭМГ параметров ходьбы.

Оценка профилактической эффективности велоэргометрических тренировок при последовательном воздействии 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ по скоростно-силовым проявлениям мышечного аппарата нижних конечностей

В группе «Контроль» снижение показателей ММС было достоверно ниже исходного уровня на угловых скоростях 300, 240 и 120 град/с (Рисунок 17). Максимальные «потери» МПС обнаружены на 120 град/с (13% относительно фона), что связано с падением силы преимущественно МДЕ (Suter et al., 1993). В группе «Тренировка» ММС снижался на 13% на скорости 120 град/с и на 5% на скорости 300 град/с ($p < 0,05$). В группе «Тренировка» после гипокинезии «пострадал» низкоскоростной, силовой диапазон (120 и 60 град/с). При межгрупповом сравнении было обнаружено, что в группе «Контроль» снижение ММС после гипокинезии было достоверно больше, чем в группе «Тренировка».

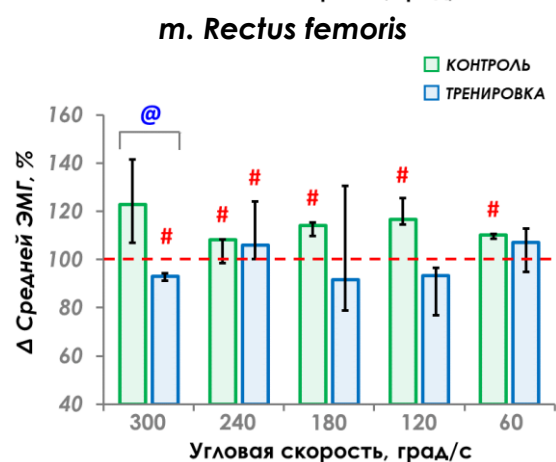
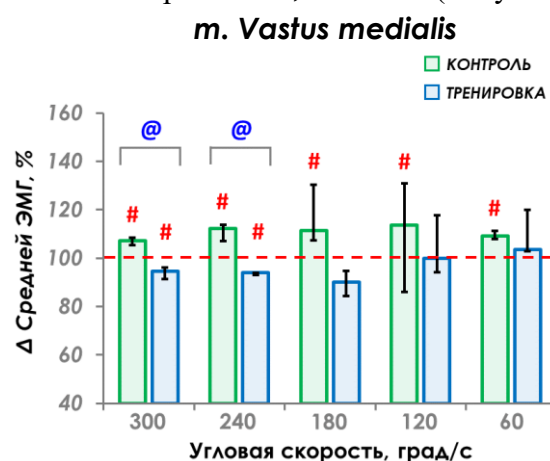
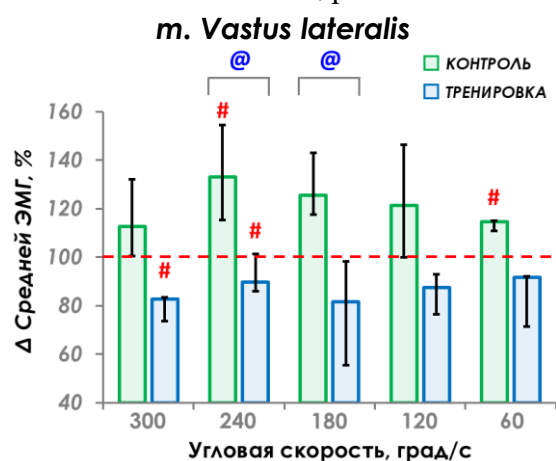


Данные представлены: Me, Q25-Q75.
– $p < 0,05$ по сравнению с показателями до гипокинезии (тест Вилкоксона).

@ – $p < 0,05$ при сравнении показателей между группами (U-критерий Манна-Уитни).
Пунктирная линия – ЭМГ-С до гипокинезии

Рисунок 17 – Показатели максимальной произвольной силы мышц-разгибателей КС до и после последовательного воздействия 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ

ЭМГ-активность мышц-разгибателей КС оценивали по СрЭМГ VL, VM и RF (Рисунок 18).



Данные представлены: Me, Q25-Q75.

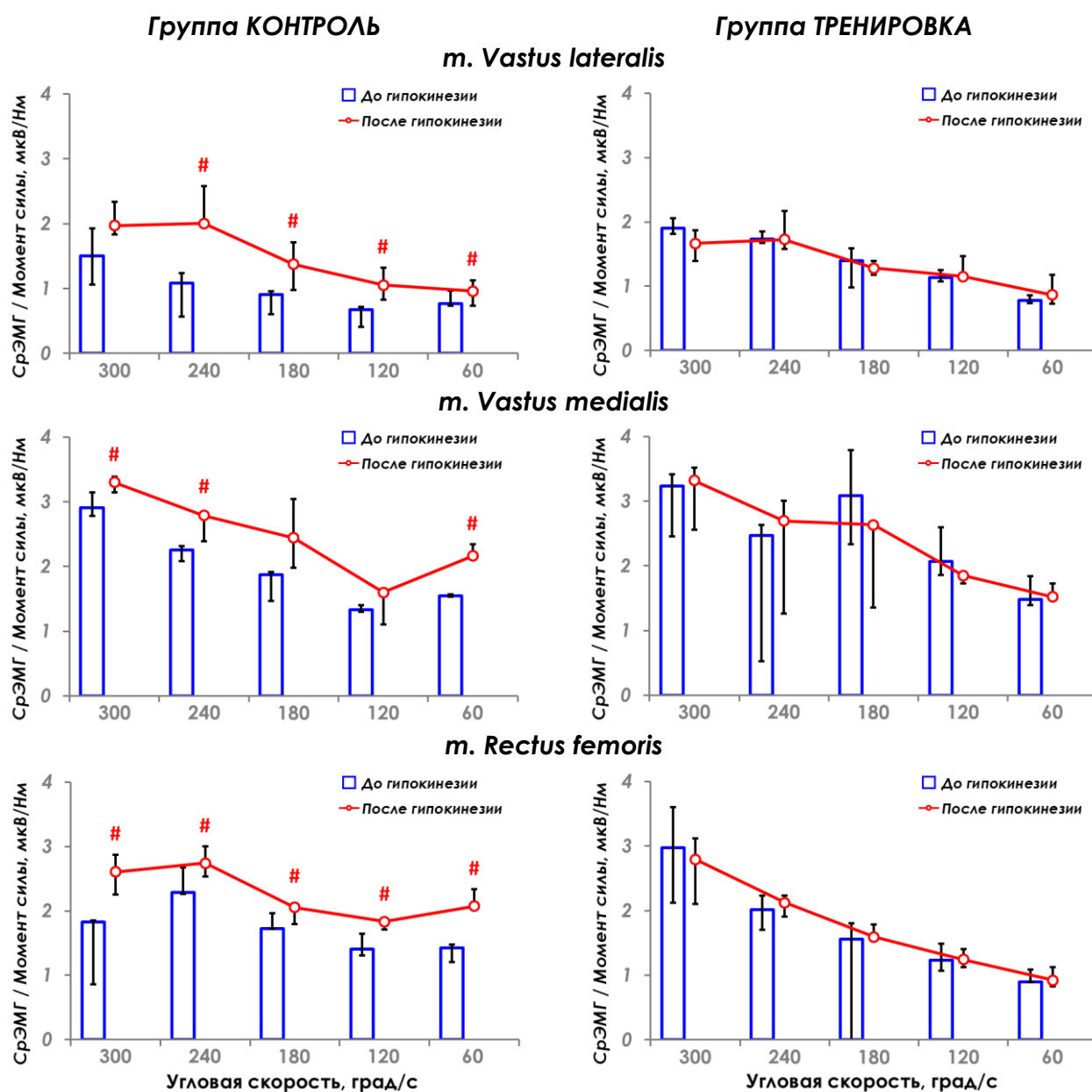
– $p < 0,05$ по сравнению с показателями до гипокинезии (тест Вилкоксона).

@ – $p < 0,05$ при сравнении показателей между группами (U-критерий Манна-Уитни).
Пунктирная линия – ЭМГ-С до гипокинезии

Рисунок 18 – Изменения показателей СрЭМГ относительно исходного уровня после последовательного воздействия 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ

Показатели СрЭМГ в группе «Контроль» достоверно увеличивались после гипокинезии: скоростно-силовое тестирование выявило увеличение ЭМГ-активности всех исследуемых мышц. СрЭМГ VL после гипокинезии была достоверно выше фоновых показателей только на скоростях 240 и 60 град/с. СрЭМГ VM и RF достоверно возрастала относительно исходного уровня на всем диапазоне угловых скоростей. ЭМГ-активность VL, VM и RF в группе «Тренировка» достоверно снижалась относительно исходного уровня на скоростях 300 и 240 град/с. При сопоставлении результатов между группами были получены достоверные отличия СрЭМГ только в высокоскоростном диапазоне от 300 до 180 град/с.

Для сравнения эффективности работы мышц во время выполнения того или иного двигательного действия необходимо учитывать как силовые показатели, так и активность мышц. В связи с этим в работе мы использовали показатель отношения амплитуды СрЭМГ и ММС (Рисунок 19).



Данные представлены: Me, Q25-Q75.

– $p < 0,05$ по сравнению с показателями до гипокинезии (тест Вилкоксона).

Рисунок 19 – Показатели «СрЭМГ/момент силы» мышц-разгибателей КС до и после последовательного воздействия 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ

До гипокинезии различий между группами «Контроль» и «Тренировка» по показателям «СрЭМГ/момент силы» не было (Рисунок 19). На высоких скоростях от 300 до 180 град/с «СрЭМГ/момент силы» VL и RF составляло 1,5-2,2 мкВ/Нм, на низких (120 и 60 град/с) – 0,8-0,9 мкВ/Нм. «СрЭМГ/момент силы» VM до гипокинезии было выше и составляло 2,5-3,2 мкВ/Нм на высоких угловых скоростях и 1,8-2,1 мкВ/Нм – на низких. После гипокинезии было зарегистрировано увеличение «СрЭМГ/момент силы» в группе «Контроль» и снижение в группе «Тренировка». Достоверные по сравнению с исходным уровнем изменения были обнаружены в показателях «СрЭМГ/момент силы» VL в группе «Контроль». Увеличение «СрЭМГ/момент силы» VM и RF после гипокинезии в контрольной группе были существенно меньше и находились на уровне тенденции. В группе «Тренировка» «СрЭМГ/момент силы» достоверно снижалось только для VL на скоростях 300 и 240 град/с. Расчет «СрЭМГ/момент силы» для других мышц выявил изменения на уровне тенденции, либо отсутствие изменений после гипокинезии.

Обсуждение

Изменения ММС при разгибании КС после гипокинезии оказались однонаправленными для обеих групп. На всем диапазоне угловых скоростей снижение ММС в группе «Тренировка» были меньше, чем в группе «Контроль». Наибольшие «потери» силовых проявлений мышц-разгибателей КС в обеих группах были получены в низкоскоростном диапазоне – 120 и 60 град/с. Анализ результатов тестирования выявил статистически значимые различия МПС между группами только в высокоскоростном диапазоне от 300 до 180 град/с. Большие силовые «потери» в группе «Контроль» сопровождались увеличением показателей ЭМГ-активности мышц, которые не достигали уровня достоверности по сравнению с исходным уровнем, но были значительны для всего диапазона угловых скоростей. Различия в отношении «СрЭМГ/момент силы» между мышцами можно объяснить тем, что активность каждой из трех головок *m. quadriceps femoris* не может быть одинаково распределена между мышцами, которые имеют различное анатомическое строение и места прикрепления (Eloranta and Komi, 1980; Воронов, 2003). После гипокинезии мы видим различия не только между мышцами, но между группами испытуемых. Применение ФТ на велоэргометре в ходе экспериментального воздействия обуславливало меньшие силовые «потери» на высоких угловых скоростях (300-180 град/с). Полученные в 3-суточной АНОГ и 7-суточной ОГ результаты сопоставимы с результатами изучения скоростно-силовых свойств мышц как в модельных наземных экспериментах, так и в условиях реальной микрогравитации (Portero et al., 1996; Antonutto et al., 1999; Netreba et al., 2006; Mulder et al., 2015; Rittweger et al., 2018; Фомина и Кукоба, 2019; Кукоба и др., 2020; Когуак, 2020; Шпаков и др., 2024). В исследовании, по условиям которого испытуемые находились 3 суток в АНОГ и 7 суток в ОГ, мы получили несколько другие результаты, что, по-видимому, связано с особенностью модели ОГ. Это – фактор реакции опоры. При нахождении в ОГ испытуемые опираются ногами на площадку для стоп многофункционального стенда. Скорее всего, это способствует стимуляции опорных зон стоп и расположенных на подошвенной поверхности механорецепторов. А именно устранение весовых нагрузок с главных сенсорных зон весовой чувствительности, к которым относится подошвенная поверхность стоп, является ведущим фактором в развитии гипогравитационного двигательного синдрома (Григорьев и Козловская, 2004). В группе «Тренировка» дополнительным фактором, позволившим нивелировать силовые «потери», выступили ФТ на велоэргометре во время ОГ.

ОСОБЕННОСТИ ОРГАНИЗАЦИИ ЛОКОМОЦИЙ ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ ГРАВИТАЦИОННОЙ РАЗГРУЗКИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОГО АППАРАТА МЕТОДОМ ВЕРТИКАЛЬНОГО ВЫВЕШИВАНИЯ

Вертикальное вывешивание как элемент виртуальной реальности

Согласно определению, термин *виртуальная реальность* обозначает комплекс технологий, посредством которых можно создать искусственный мир (или какие-либо его элементы), физически не существующий, но ощущаемый органами чувств человека в реальном времени. Виртуальное окружение и объекты, созданные с использованием технических средств, могут оказывать влияние на сенсорные системы человека: обоняние, чувство равновесия и положения в пространстве, зрение, слух (Pourmand et al., 2017; Taghian et al., 2023). Для моделирования различных уровней гравитационной разгрузки ОДА, соответствующих гравитационным условиям на Марсе (38% веса тела) и Луне (17% веса тела), использовали моделирование локомоций при вертикальном вывешивании. Чтобы подтвердить эффективность данного метода, необходимо было оценить перестройку ОДА человека на использование вертикального вывешивания. Для этого были определены биомеханические характеристики локомоций (ходьбы) человека, а именно: угловые скорости в суставах нижней конечности.

Частная гипотеза – при разгрузке ОДА человека создается виртуальная реальность, в которой воссоздаются условия пребывания в среде с измененной силой тяжести, в которой, в свою очередь, биомеханические характеристики локомоций будут отвечать уровню воссозданной виртуальной силы тяжести. Для подтверждения этой гипотезы были рассмотрены движения нижней конечности человека в цикле ДШ на временном интервале от момента отрыва стопы при завершении отталкивания до момента прохождения стопы маховой ноги в плоскости опорной ноги. На этом временном отрезке нижняя конечность совершает движение из своего максимального поднятого положения. При этом движение нижней конечности можно сопоставить с движением физического маятника, выведенного из состояния равновесия (Мельник и др., 2006; Awrejcewicz et al., 2008). Когда физический маятник проходит через вертикальную плоскость, достигается максимально возможная угловая скорость колебательного движения – ϖ . Эту скорость можно вычислить с использованием формулы (3):

$$\varpi = \sqrt{\frac{g}{l}} \quad (3)$$

где l – длина физического маятника, g – ускорение свободного падения на небесных телах (Земле, Луне, Марсе).

Если рассматривать колебания физического маятника в разных гравитационных условиях, то можно записать отношение максимальных значений угловых скоростей как (4):

$$\frac{\varpi_1}{\varpi_2} = \sqrt{\frac{g_1}{g_2}} \quad (4)$$

где g – ускорение свободного падения на небесных телах (Луна, Марс), индексы 1 и 2 отвечают гравитационным условиям для лунной и марсианской силы тяжести.

Результаты расчета отношений угловых скоростей ТБС (рассчитаны экспериментально методом видеоанализа движений) и отношения ускорений свободного падения на Земле, Марсе и Луне приведены в Таблице 3. Выполненные расчеты показывают незначительную разницу между теоретическими и экспериментальными показателями. На основании этого мы полагаем, что человек адекватно воспринимает созданный элемент виртуальной реальности (вертикальное вывешивание), в котором моделируются измененные гравитационные условия.

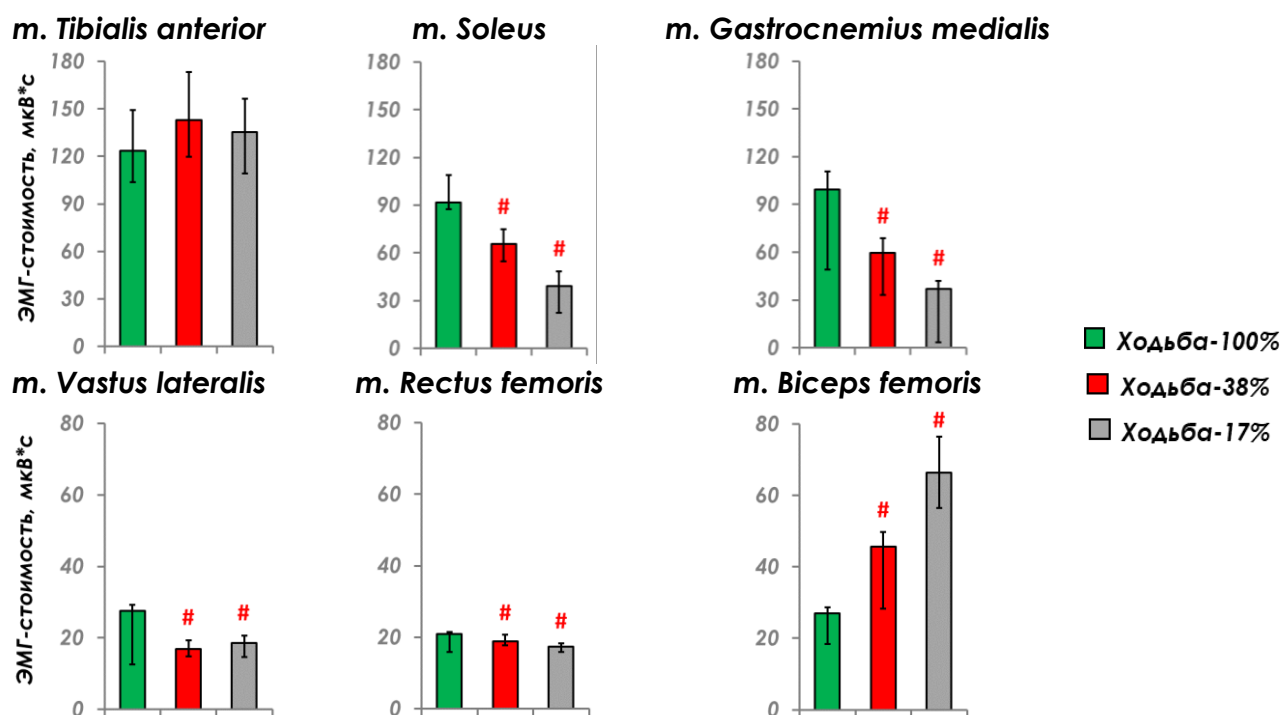
Таблица 3 – Отношение угловых скоростей в ТБС и ускорений свободного падения в разных гравитационных условиях

Соотношения	Теоретическое вычисление	Экспериментальное вычисление
$\frac{\text{Земля}}{\text{Марс}}$	$\sqrt{\frac{g_{\text{Земля}}}{g_{\text{Марс}}}} = 1.63$	$\frac{\varpi_{\text{Земля}}}{\varpi_{\text{Марс}}} = 1.79 \pm 0.33$
$\frac{\text{Земля}}{\text{Луна}}$	$\sqrt{\frac{g_{\text{Земля}}}{g_{\text{Луна}}}} = 2.46$	$\frac{\varpi_{\text{Земля}}}{\varpi_{\text{Луна}}} = 2.66 \pm 0.31$
$\frac{\text{Марс}}{\text{Луна}}$	$\sqrt{\frac{g_{\text{Марс}}}{g_{\text{Луна}}}} = 1.51$	$\frac{\varpi_{\text{Марс}}}{\varpi_{\text{Луна}}} = 1.44 \pm 0.16$

Таким образом, моделирование локомоций человека с использованием вертикального вывешивания применительно к пребыванию на поверхности небесных тел (Луна, Марс), уровень гравитации которых отличен от земного, является информативным методом и адекватно воспроизводит изменения биомеханических характеристик локомоций в условиях измененной гравитационной нагрузки на ОДА.

Биомеханические характеристики ходьбы при разгрузке ОДА до 17% и 38% веса тела

ЭМГ характеристики. Результаты анализа ходьбы при различных уровнях разгрузки ОДА показывают разнонаправленность изменений ЭМГ-С мышц-сгибателей и мышц-разгибателей нижних конечностей (Рисунок 20). Выявлена тенденция к увеличению ЭМГ-С *TA* и достоверное увеличение ЭМГ-С *BF* при ходьбе с разгрузкой ОДА. ЭМГ-С разгибателей *SOL*, *GM*, *VL* и *RF* при ходьбе с разгрузкой ОДА достоверно снижалась по сравнению с нормальной ходьбой ($p < 0,05$).

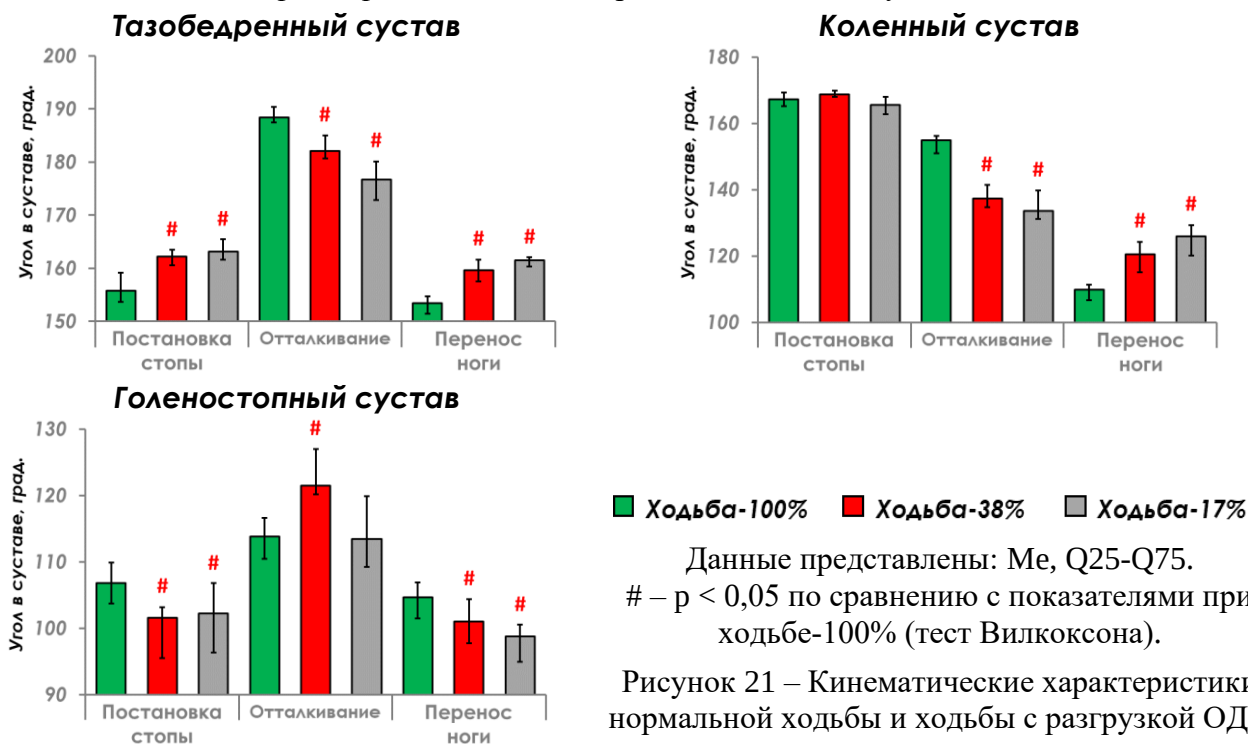


Данные представлены: Ме, Q25-Q75.

– $p < 0,05$ по сравнению с показателями при Ходьбе-100% (тест Вилкоксона).

Рисунок 20 – ЭМГ-стоимость работы мышц при нормальной ходьбе и ходьбе с разгрузкой ОДА

Кинематические характеристики ходьбы представлены на Рисунке 21.



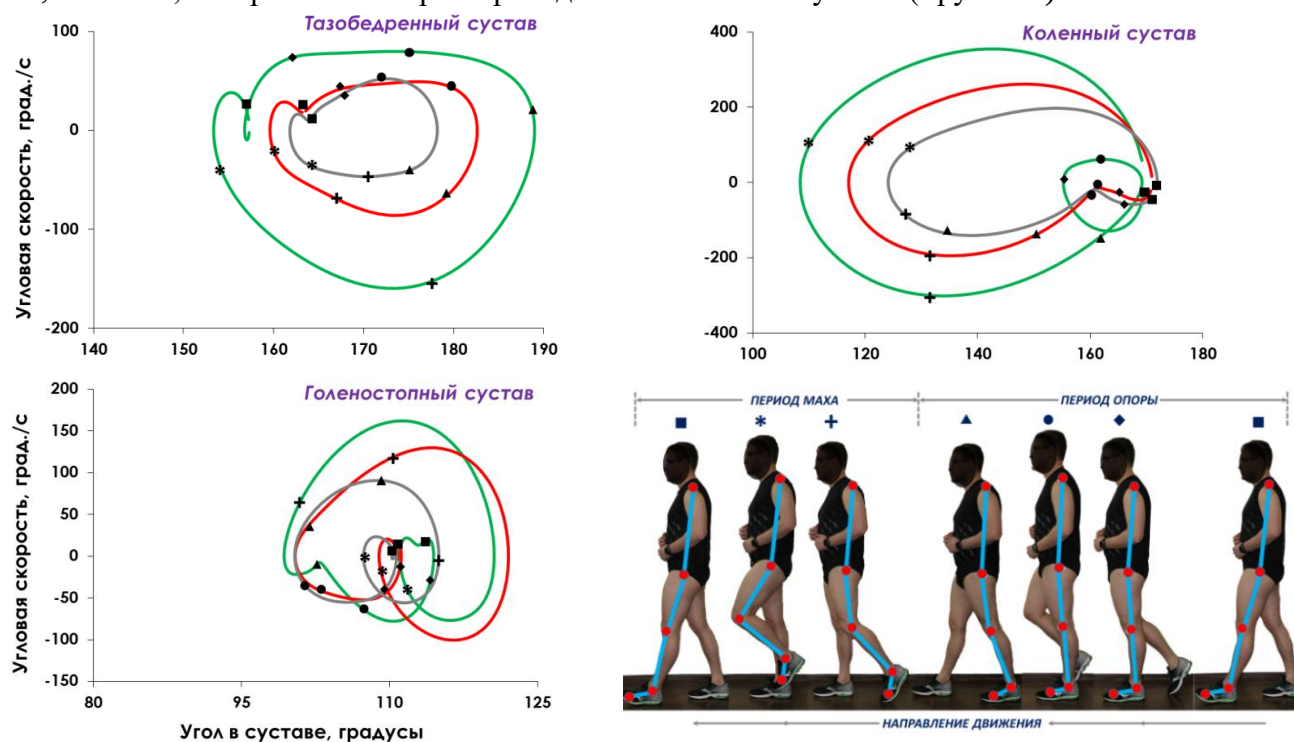
Данные представлены: Ме, Q25-Q75.

– $p < 0,05$ по сравнению с показателями при ходьбе-100% (тест Вилкоксона).

Рисунок 21 – Кинематические характеристики нормальной ходьбы и ходьбы с разгрузкой ОДА

При ходьбе с разгрузкой ОДА угол в ТБС при постановке стопы достоверно увеличивался по сравнению с нормальной ходьбой. Во время отталкивания происходило уменьшение угла в ТБС. Перенос ноги выполнялся с увеличением амплитуды угловых перемещений, которое было достоверно при обоих уровнях разгрузки ОДА. В КС при постановке стопы изменений кинематических характеристик при ходьбе с разгрузкой ОДА не было выявлено. Разгрузка ОДА обуславливала уменьшение разгибания КС при отталкивании и переносе ноги по сравнению с ходьбой при 100% веса тела ($p < 0,05$). Изменения амплитуды угловых перемещений ГС во время ходьбы с разгрузкой ОДА характеризовались уменьшением угла при постановке стопы и переносе ноги, увеличением при отталкивании. В целом, изменения кинематических характеристик ходьбы при разгрузке ОДА показали следующую закономерность: изменение постановки стопы на опору за счет увеличения разгибания ТБС и уменьшения сгибания ГС, снижение эффективности отталкивания вследствие уменьшения амплитуды в ТБС и КС, а также изменение кинематики суставов при переносе ноги.

Анализ фазовых траекторий. На Рисунке 22 представлены фазовые траектории движений в ТБС, КС и ГС, которые были характерны для 11 из 15 испытуемых (Группа-1).



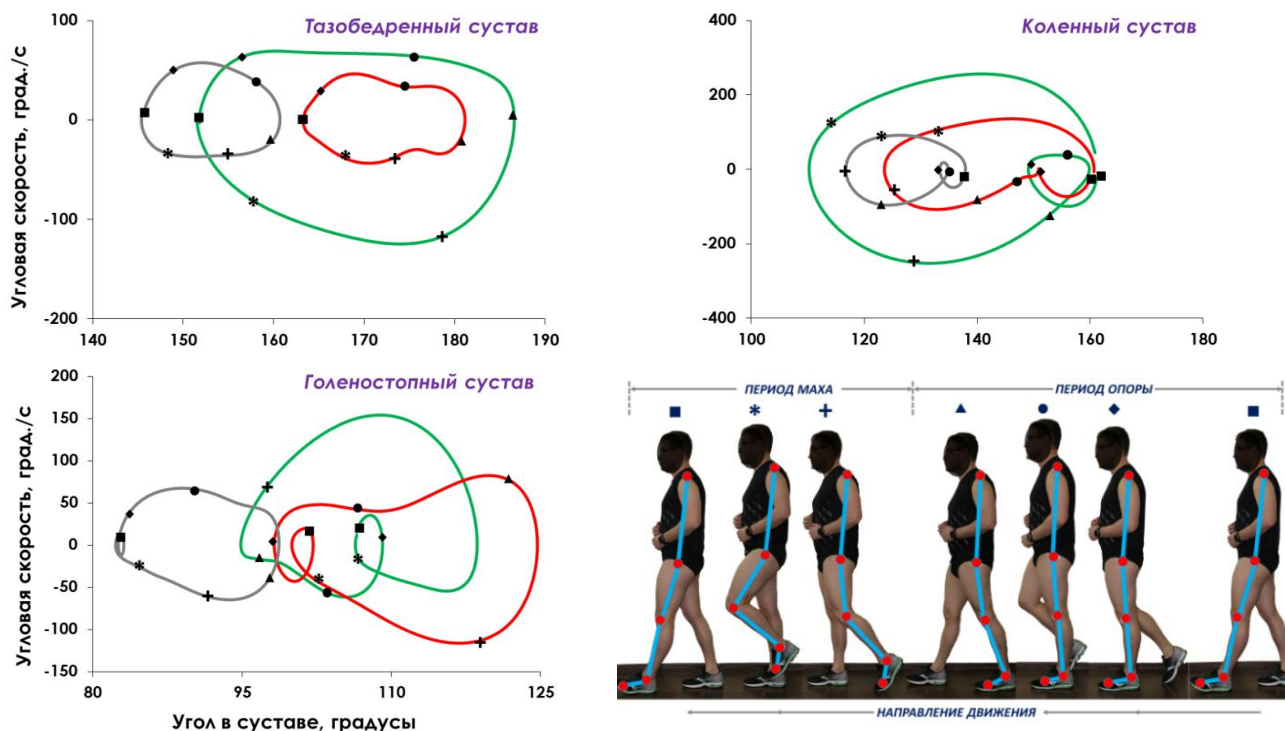
Зеленый цвет – ходьба при 100% веса тела, красный – при 38%, серый – при 17%.

- – Пяточный контакт – постановка стопы на опору (первый пик опорной реакции);
- ◆ – Полный контакт подошвенной поверхности стопы с опорной поверхностью;
- – Момент «вертикали»;
- ▲ – Момент отрыва пятки от опоры (начало отталкивания);
- ⊕ – Момент отрыва стопы, завершение отталкивания (второй пик опорной реакции);
- * – Момент прохождения стопы маховой ноги в плоскости опорной ноги;
- – Пяточный контакт при постановке стопы на опору (начало следующего шага).

Рисунок 22 – Фазовые траектории суставов при ходьбе с разгрузкой ОДА (Группа-1)

Для всех фазовых траекторий, кроме ГС, наблюдалось последовательное уменьшение площади фазовой траектории с увеличением разгрузки ОДА. Для того, чтобы компенсировать эти изменения, происходит перераспределение двигательных функций на ГС. В результате с увеличением разгрузки ОДА площади фазовых траекторий ГС увеличивались. На Рисунке 23 представлены фазовые траектории в суставах нижних конечностей, характерные для 4-х

испытуемых, составивших Группу-2. Происходило смещение фазовых траекторий с тенденцией к уменьшению углов и угловых скоростей в ТБС и ГС. Такая стратегия реализации локомоций может быть объяснена тем фактом, что испытуемые Группы-2 полностью полагались на систему поддержки веса тела и принимали полусогнутую позу.



Обозначения – см. Рисунок 22.

Рисунок 23 – Фазовые траектории суставов при ходьбе с разгрузкой ОДА (Группа-2)

При ходьбе с разгрузкой ОДА до 38% веса тела относительные изменения площади фазовой траектории ТБС и КС составили $52,7 \pm 8,9$ у.е. и $54,4 \pm 8,5$ у.е. соответственно (Таблица 4). В ГС площадь фазовой траектории при разгрузке ОДА до 38% веса тела составила $130,1 \pm 32,0$ у.е. Это подтверждает вывод о том, что при локомоторной стратегии реализации локомоций в Группе-1 происходит перенос двигательных функций на ГС при ходьбе с разгрузкой ОДА.

Таблица 4 – Площади фазовых траекторий ТБС, КС и ГС в Группе-1 при нормальной ходьбе и ходьбе с разгрузкой ОДА до 38 % и 17 % веса тела $F_i^{\pm} (k)$

Разгрузки, % веса тела	ТАЗОБЕДРЕННЫЙ	КОЛЕННЫЙ	ГОЛЕНОСТОПНЫЙ
38% веса тела	$52,7 \pm 8,9$	$54,4 \pm 8,5$	$130,1 \pm 32,0$
17% веса тела	$33,2 \pm 7,3$	$35,4 \pm 8,9$	$90,3 \pm 20,0$

Пространственно-временные характеристики и опорные реакции. Время и длина ДШ при ходьбе с разгрузкой ОДА до 38% и 17% веса тела не изменялись. Время одиночной опоры имело тенденцию к уменьшению. Время двойной опоры при 38% и 17% веса тела по сравнению с нормальной ходьбой сократилось в два раза ($p < 0,05$). При разгрузке ОДА изменялось соотношение опорного и безопорного периодов ДШ до 55:45 (ходьба с 38% веса тела) и до 54:46 (ходьба с 17% веса тела), которое при нормальной ходьбе составляло 65:35. Опорные реакции – амплитуда первого пика и второго пика реакции опоры увеличились почти на 200% по сравнению с нормальной ходьбой. Это довольно неожиданный результат, логично было бы ожидать при снижении гравитационной (весовой) нагрузки и снижение опорных реакций при ходьбе. Причиной этого является «ударная» постановка стопы на опору и увеличение скорости снижения ОЦМТ. Показатели, характеризующие контакт стопы с опорой, изменялись параллельно с уменьшением

гравитационной нагрузки на ОДА. Снижение индекса нарастания силы при постановке стопы указывает на более медленную постановку стопы, а уменьшение индекса снижения силы при отталкивании свидетельствует о снижении скорости выполнения отталкивания.

Обсуждение

Разгрузка ОДА методом вертикального вывешивания существенно изменяет моторный паттерн ходьбы. Это, в первую очередь, проявляется в изменениях профилей ЭМГ-активности мышц нижних конечностей в цикле ДШ, что особенно заметно на примере разгибателей ГС *SOL* и *GM*. ЭМГ-активность этих мышц претерпела наибольшие изменения при ходьбе с разгрузкой ОДА до 38% и 17% веса тела. Отличительной особенностью мышц передней поверхности бедра при ходьбе с разгрузкой ОДА от нормальной ходьбы являлось достоверное снижение ЭМГ-активности *VL* и *RF* при постановке стопы в начале шага. При нормальной ходьбе амплитуда ЭМГ-активности *BF* после постановки стопы плавно снижалась к середине опорного периода. При ходьбе с разгрузкой ОДА до 38% и 17% веса тела ЭМГ-активность *BF* возрастала после контакта стопы с опорой и снижалась только к завершению опорного периода, когда ее участие в стабилизации ТБС снижается. Сравнительный анализ фазовых траекторий суставов разделил испытуемых на две группы. Для первой группы была характерна стратегия реализации локомоций, при которой уменьшаются вариации углов и угловых скоростей, уменьшаются площади фазовых траекторий ТБС и КС пропорционально величине разгрузки ОДА. В ГС с увеличением разгрузки ОДА вариативность кинематических характеристик возрастала. Это, по-видимому, связано с тем, что таким образом в условиях разгрузки ОДА компенсируется объем движений в ТБС и КС. Для второй стратегии реализации локомоций было характерно уменьшение межзвенных углов в ТБС, КС и ГС. Как следствие этого – поза при ходьбе с разгрузкой ОДА принимала «пригибной» характер. Такая поза не является стабильной с точки зрения эффективности ходьбы в данных условиях, поскольку возникают ограничения в движении и, как следствие, нарушается правильная техника ходьбы. Все эти изменения отражены в изменениях фазовых траекторий. При снижении весовой нагрузки до 17% от веса тела фазовая траектория смещается в сторону меньших величин суставных углов. Результаты исследования биомеханических особенностей ходьбы указывают на сохранение кинематических характеристик ходьбы даже при значительной разгрузке ОДА до 17% веса тела. Поддержание заданной скорости ходьбы достигается за счет адаптации паттернов мышечной активности – снижение ЭМГ-активности мышц-разгибателей и увеличение ЭМГ-активности мышц-сгибателей. Таким образом, разгрузка ОДА до 38% и 17% веса тела обуславливает изменения как амплитуды ЭМГ, так и максимальной и минимальной активности мышц в цикле ДШ, приводит к значительным изменениям кинематических характеристик, а также изменениям опорных реакций и временных характеристик ходьбы.

Биомеханические характеристики циклических локомоций низкой и высокой интенсивности (ходьба, бег) при разгрузке ОДА до 70% веса тела

Кинематические характеристики локомоций (Таблица 5) достоверно отличались при переносе ноги: одновременное уменьшение сгибания в ТБС и КС компенсировалось увеличением разгибания ГС во время отталкивания. При беге с разгрузкой до 70% веса тела достоверно увеличивалась амплитуда угловых перемещений в ТБС при постановке стопы и переносе ноги. Во время отталкивания каких-либо изменений амплитуды угловых перемещений в ТБС при беге с 70% веса тела выявлено не было. В КС амплитуда угловых перемещений достоверно увеличивалась только при переносе ноги. Кинематические характеристики ГС при беге с разгрузкой 70% веса тела не изменялись.

Таблица 5 – Кинематические характеристики ходьбы и бега при 100% веса и с разгрузкой ОДА

РЕЗУЛЬТАТЫ АНАЛИЗА ХОДЬБЫ						
Сустав	Постановка стопы		Отталкивание		Перенос ноги	
	Ходьба-100%	Ходьба-70%	Ходьба-100%	Ходьба-70%	Ходьба-100%	Ходьба-70%
ТБС	156 (154-157)	161 * (157-163)	192 (190-194)	191 (189-192)	158 (155-159)	162 * (161-165)
КС	171 (167-173)	171 (170-174)	156 (154-158)	150 * (144-154)	113 (109-115)	119 * (116-121)
ГС	110 (106-111)	108 (105-110)	115 (112-117)	122 * (117-128)	109 (105-110)	107 (104-110)
РЕЗУЛЬТАТЫ АНАЛИЗА БЕГА						
Сустав	Постановка стопы		Отталкивание		Перенос ноги	
	Бег-100%	Бег-70%	Бег-100%	Бег-70%	Бег-100%	Бег-70%
ТБС	155 (152-158)	158 (156-160)	195 (193-198)	196 (194-197)	152 (149-156)	160 * (156-162)
КС	154 (152-157)	158 (157-161)	143 (142-146)	142 (139-145)	91 (83-98)	103 * (95-107)
ГС	100 (97-103)	100 (94-102)	126 (121-127)	129 (126-134)	103 (95-105)	102 (97-104)

Примечания

- 1 Данные представлены: Ме (Q25-Q75).
- 2 * – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

Высота подъема стопы над опорой при локомоциях человека является показателем, с помощью которого можно описать изменения характеристик ходьбы в условиях разгрузки ОДА (Ivanenko et al., 2002; Miller et al., 2010; Simonsen, 2014). При локомоциях со 100% веса тела высота подъема стопы при ходьбе составляла 36,4 (31,6-46,2) мм, при беге – 60,8 (48,6-85,4) мм. При локомоциях с 70% веса тела происходило достоверное снижение высоты подъема стопы над опорной поверхностью до 30,1 (24,1-37,1) мм при ходьбе и до 45,3 (37,4-72,3) мм при беге.

ЭМГ характеристики. При локомоциях с разгрузкой ОДА до 70% веса тела происходило значительное снижение ЭМГ-С работы мышц голени и бедра (Таблица 6).

Таблица 6 – ЭМГ-стоимость работы мышц при 100% и с разгрузкой ОДА до 70% веса тела

Мышца	Результаты анализа ходьбы		Результаты анализа бега	
	100% веса тела	70% веса тела	100% веса тела	70% веса тела
ТА	108,4 (95,4-125,1)	91,6(85,0-109,6)	150,8 (133,8-179,1)	133,9 (124,2-154,7)
SOL	95,7 (85,0-102,5)	74,8 * (63,1-93,1)	104,1 (96,7-121,1)	90,5 * (73,0-101,8)
GM	100,4 (92,4-110,9)	82,8 * (65,9-88,6)	112,9 (100,3-125,8)	104,1 (97,3-117,1)
VL	32,3 (27,6-35,0)	24,3 * (21,2-25,6)	58,3 (49,5-69,7)	34,6 * (32,0-49,7)
RF	23,3 (21,3-25,6)	19,4 (18,0-23,8)	37,3 (32,2-49,4)	24,0 * (19,8-26,8)
BF	37,6 (34,4-44,2)	40,8 (36,5-54,1)	71,1 (61,5-81,1)	56,1 * (52,5-66,5)

Примечания

- 1 Данные представлены: Ме (Q25-Q75).
- 2 * – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

При ходьбе наиболее выражено было снижение ЭМГ-С работы SOL, GM, VL. Во время бега достоверно снижалась ЭМГ-С работы SOL, VL, RF. Суммарная ЭМГ-С работы мышц голени при ходьбе составляла 77%, мышц бедра – 23%. Разгрузка ОДА приводила к снижению вклада мышечных групп голени до 73% и увеличению вклада мышц бедра до 27%. При беге без разгрузки ОДА вклад мышц голени составлял 68%, мышц бедра – 32%. При выполнении бега с разгрузкой

ОДА до 70% веса тела суммарная ЭМГ-С работы мышц голени увеличивалась до 73%, при этом вклад мышц бедра снижался до 27%.

Анализ профилей ЭМГ-активности ходьбы с разгрузкой ОДА до 70% веса тела выявил снижение ЭМГ-активности *SOL* и *GM* в опорном периоде ДШ, когда эти мышцы принимают участие в разгибании ГС. ЭМГ-активность *VL* и *RF* снижалась в самом начале шага, что связано с уменьшением «работы» мышц по разгибанию КС и поддержанию веса тела. Увеличение ЭМГ-активности *BF* при ходьбе с разгрузкой до 70% веса тела происходило при постановке стопы на опору. При ходьбе с разгрузкой ОДА сила отталкивания мышц не изменялась (вес тела уменьшился на 30%, а пик вертикальной составляющей реакции опоры практически не изменился). Следовательно, чтобы выполнять ходьбу со скоростью 4,5 км/час необходимо дополнительно снизить скорость перемещения ОЦМТ при постановке стопы на опору. Наряду с этим увеличение ЭМГ-активности *BF* было связано со стабилизацией ТБС в опорном периоде шага. Изменения ЭМГ-активности при беге с разгрузкой ОДА до 70% веса тела соответствовали изменениям при ходьбе и отличались только большей величиной амплитуды ЭМГ, которая является следствием возросшей нагрузки на мышечный аппарат при увеличении скорости локомоций.

Пространственно-временные характеристики и опорные реакции ходьбы и бега при разгрузке ОДА представлены в Таблице 7.

Таблица 7 – Пространственно-временные характеристики и опорные реакции локомоций при 100% веса и с разгрузкой ОДА до 70% веса тела

Показатели	Ходьба-100%	Ходьба-70%	Бег-100%	Бег-70%
Время двойного шага, с	1,11 (1,09-1,13)	1,07 (1,04-1,19)	0,74 (0,72-0,78)	0,78 * (0,74-0,80)
Длина двойного шага, см	138,6 (134,3-140,3)	132,9 (129,5-149,1)	201,3 (195,6-214,7)	219,6 * (203,9-231,2)
Время одиночной опоры, с	0,72 (0,72-0,74)	0,67 * (0,63-0,72)	0,33 (0,32-0,35)	0,32 * (0,30-0,34)
Время двойной опоры, с	0,16 (0,15-0,16)	0,12 * (0,11-0,13)	-	-
База шага, см	12,9 (11,8-14,2)	14,4 (12,9-15,4)	8,5 (6,9-9,2)	10,1 * (8,3-11,5)
Первый пик опорной реакции, % веса тела	111,8 (109,0-114,9)	115,2 (111,9-123,6)	209,2 (188,2-215,8)	195,2 (182,3-208,5)
Второго пик опорной реакции, % веса тела	81,3 (78,1-83,9)	73,7 * (68,0-78,3)	187,4 (172,1-200,8)	168,2 * (152,5-184,0)
Индекс нарастания силы при постановке стопы, у.е.	6023 (5422-6500)	6515 (5865-7329)	14718 (12141-16834)	18843 * (14920-20846)
Индекс снижения силы во время отталкивания, у.е.	4602 (4322-4951)	1268 * (1075-1881)	11141 (8862-11725)	7374 * (6088-8460)

П р и м е ч а н и я

1 Данные представлены: Ме (Q25-Q75).

2 * – $p < 0,05$ по сравнению с показателями до АНОГ (тест Вилкоксона).

Сравнительный анализ ходьбы при 100% и 70% веса тела выявил изменения *временных* характеристик: уменьшение времени одиночной опоры и увеличение времени двойной опоры ($p < 0,05$). Индекс нарастания силы при постановке стопы при ходьбе с 70% веса тела увеличивался относительно ходьбы при 100% веса тела. *Опорные реакции* во время отталкивания (второй пик реакции поры, индекс снижения силы во время отталкивания) достоверно снижались ($p < 0,05$), что указывало на снижение эффективности отталкивания при выполнении ходьбы при разгрузке

ОДА. При беге с разгрузкой до 70% веса тела достоверно увеличились время, длина и базы шага. Величины опорных реакций как при постановке стопы, так и при отталкивании снижались. Увеличение индекса нарастания силы при постановке стопы указывало на более быструю постановку стопы на опору, а уменьшение индекса снижения силы при отталкивании – о снижении скорости отталкивания.

Обсуждение

Результаты исследования показали, что выполнение циклических локомоций в условиях разгрузки ОДА до 70% веса тела сопровождается существенными изменениями биомеханических характеристик ходьбы. Анализ пространственно-временных характеристик и опорных реакций локомоций выявил изменения почти всего комплекса исследуемых параметров. Снижение величины опорной реакции второго пика во время отталкивания подчинялся линейному характеру изменений опорных реакций при разгрузке ОДА: «уменьшение» веса тела снижает величину давления на опору. Величина опорной реакции первого пика имела нелинейные изменения. При локомоциях с разгрузкой до 70% веса тела отмечена тенденция к увеличению опорной реакции при постановке стопы. Следуя этой зависимости, изменялись индексы нарастания и снижения силы при контакте стопы с опорной поверхностью – увеличение при постановке и значительное снижение при отталкивании. Кинематические характеристики локомоций при разгрузке ОДА практически не отличались от характеристик ходьбы и бега при 100% веса тела. При разгрузке ОДА ЭМГ-активность мышц голени и бедра снижалась. Во время ходьбы это было не столь явно выражено, за исключением *GM*: снижение ЭМГ-активности при отталкивании отражало изменения и опорной реакции (за счет уменьшения силы отталкивания), и изменения углов КС и ГС наряду с уменьшением высоты подъема стопы. При ходьбе с разгрузкой до 70% веса тела возрастала активность *BF* в периоде опоры, что обусловлено участием этой мышцы в стабилизации ТБС (Hansen, 2017). Вклад мышц голени в осуществление ходьбы и бега 3-кратно превосходил вклад мышц бедра. При разгрузке ОДА до 70% веса тела происходило незначительное перераспределение ЭМГ-С, а соответственно, и изменение вклада в осуществление локомоций между мышечными группами голени и бедра.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты выполненных исследований с участием космонавтов доказывают наличие значительных изменений в состоянии ОДА нижних конечностей. В послеполетном периоде происходят комплексные изменения кинематических (амплитуда угловых перемещений в суставах, угол наклона туловища), электромиографических (амплитуда ЭМГ, ЭМГ-С) и пространственно-временных (длина и длительность ДШ, соотношения опорного и безопорного периодов) характеристик ходьбы. Ключевым фактором, обуславливающим указанные изменения локомоций в послеполетном периоде, является снижение или устранение наземного уровня опорных нагрузок на протяжении ДКП. Проведенный анализ динамики восстановления некоторых биомеханических характеристик локомоций (ЭМГ-С работы мышц голени, длина ДШ) в зависимости от объема и интенсивности ФТ в ДКП показал, что предотвращение негативных последствий влияния невесомости зависит от рационального использования режима физических упражнений. Оптимальное сочетание объема и интенсивности тренировочных нагрузок, а также соблюдение интервальности и принципа цикличности являются ключевыми факторами в развитии положительной динамики восстановления ходьбы после возвращения космонавтов на Землю.

Сравнительный анализ биомеханических характеристик ходьбы в эксперименте с 21-суточной АНОГ позволил выявить признаки изменения в стратегии ходьбы, обусловленные

нарушениями в системе управления двигательными функциями и снижением функциональных свойств мышц бедра и голени. Достоверные изменения ЭМГ-активности и кинематических характеристик отражали увеличение физиологической стоимости ходьбы. Наряду с изменениями локомоций после 21-суточной АНОГ были выявлены изменения и скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей. Анализ комплекса показателей, полученных при скоростно-силовом тестировании, указывает на снижение скоростно-силовых проявлений мышц после АНОГ, которое сопровождалось достоверным увеличением физиологической стоимости работы мышц. Значительно менее выраженными (по сравнению с ходьбой или скоростно-силовыми движениями) были изменения физиологической стоимости работы мышц нижних конечностей при циклических локомоциях (на примере велоэргометрического теста) после 3-суточной АНОГ. Однако даже такое непродолжительное воздействие опорной разгрузки повлияло на функциональное состояние мышечной системы нижних конечностей.

Модель ОГ с изменением направления действия вектора гравитации на тело человека отличается от других общепризнанных моделей, используемых в космической медицине. Пребывание в условиях ОГ обуславливает сопоставимые с общепринятой моделью АНОГ изменения в состоянии ОДА. По результатам исследований с ОГ было показано, что изменение положения тела в ходе экспериментального воздействия (гипокинезия с переменным углом наклона тела, при которой испытуемые 16 часов находились в ортостатическом положении с углом наклона тела +9,6 градуса и 8 часов в горизонтальном) вызывает более выраженные изменения как биомеханических характеристик ходьбы и бега, так и показателей скоростно-силовых проявлений мышц по сравнению с гипокинезией с постоянным углом наклона тела. Доказательством более выраженного негативного влияния ОГ с переменным углом наклона тела является достоверное увеличение ЭМГ-С работы гравитационно-зависимых мышц голени.

В исследовании с использованием последовательного воздействия АНОГ (модель эффектов невесомости) и ОГ (модель эффектов лунной гравитации) впервые были получены следующие результаты. Для проведения этого исследования использовали специальные стендовые комплексы, которые позволяют воспроизводить в наземных условиях эффекты невесомости (с углом наклона тела -6 градусов) и гипогравитации (с углом наклона тела +9,6 градуса). Сопоставление профилактической эффективности ФТ в условиях моделированной лунной гравитации показало, что выполнение в ходе эксперимента ФТ на велоэргометре позволяет нивелировать изменения биомеханических характеристик ходьбы. Положительный эффект применения тренировок на велоэргометре на этапе ОГ проявлялся в сохранении на исходном уровне скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей.

Результаты исследований по изучению особенностей организации локомоций при разгрузке ОДА до величин 17%, 38% и 70% веса тела позволяют сделать следующие заключения. Разгрузка ОДА вызывает изменения в функционировании мышечного аппарата и сопровождается значительными изменениями кинематических характеристик и моторного паттерна ходьбы. Это нашло отражение в изменении профилей ЭМГ-активности мышц нижних конечностей. Следует отметить сходство полученных результатов для различных уровней разгрузки веса тела и для локомоций, выполняемых с разным темпом и скоростью.

Результаты исследований с участием космонавтов имеют сходство с результатами, полученными при моделировании эффектов невесомости и гипогравитации. Используемые в работе экспериментальные модели сопоставимы по ряду факторов и имеют сходство с реальным КП (Козловская, 2007, 2017). Во всех физиологических моделях микрогравитации имеет место снижение механических нагрузок и объема движений (гипокинезия и гиподинамия). Меньше всего

объём движений снижается в условиях КП. Значительную разницу можно наблюдать при сопоставлении величины опорной разгрузки в разных моделях. Опора полностью отсутствует в условиях реальной микрогравитации и практически полностью устранена в условиях СИ. В условиях АНОГ опора сохранена, но перераспределена на более широкие поверхности тела. При ОГ, как модели пониженной гравитации на поверхности Луны (ОГ +9,6 градуса), действие фактора опоры снижено и опора перераспределена на подошвенную поверхность стоп до 1/6 веса тела. При последовательном действии АНОГ и ОГ имеет место последовательное действие фактора опоры на двигательную систему. При вывешивании опора снижается до величин разгрузки ОДА.

Как свидетельствуют полученные результаты, глубина изменений показателей, характеризующих состояние ОДА, в модельных экспериментах в ряде случаев может превосходить аналогичные показатели у космонавтов после ДКП, даже несмотря на значительно меньшую продолжительность. Использование профилактических мер в экспериментальных условиях по аналогии с ФТ космонавтов способствовало снижению негативных изменений и поддержанию функционального состояния ОДА на исходном или близком к нему уровне.

Сходство реального КП и наземных экспериментальных моделей по действию, оказываемому на двигательную систему человека, отражается в совокупности изменений показателей функционального состояния ОДА. Схема адаптационных перестроек ОДА человека при различных методах и уровнях гравитационной разгрузки представлена на Рисунке 24. После ДКП и модельных экспериментов различной продолжительности наблюдается изменение биомеханической структуры циклических локомоций (кинематики движений, межмышечной координации, изменения координационной структуры локомоций) и увеличение физиологической стоимости работы мышц при локомоциях (ходьбе, беге). В модельных исследованиях (СИ, АНОГ, ОГ, АНОГ+ОГ) происходит снижение скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей, увеличение физиологической стоимости работы мышц, а также перераспределение активности МДЕ и БДЕ при скоростно-силовых упражнениях (возрастание вклада БДЕ в разгибание КС). При выполнении локомоций на тренажерных устройствах (VELOЭРГОМЕТР) выявлено перераспределение активности одно- и двусуставных мышц. При локомоциях в условиях разгрузки ОДА (вертикальное вывешивание) происходит снижение опорных реакций, снижение физиологической стоимости локомоций, изменение стратегии реализации локомоций и изменение моторного паттерна локомоций.

Таким образом, полученные результаты позволяют сделать заключение о схожей направленности адаптационных перестроек ОДА человека при различном уровне гравитационной разгрузки. Степень выраженности изменений отдельных характеристик функционального состояния ОДА зависит от конкретного способа моделирования и его продолжительности. Восстановление показателей функционального состояния ОДА после воздействия гравитационной разгрузки в полной мере зависит от использования профилактических мероприятий.

Для успешной реализации лунных миссий необходимо использовать эффективные средства профилактики. В целях поддержания высокой физической работоспособности и двигательной активности космонавтов применительно к реализации лунных миссий возникает необходимость усовершенствования системы профилактики влияния на организм человека негативных эффектов микро- и гипогравитации. При этом следует учитывать следующие особенности пребывания человека в условиях лунной гравитации: снижение до 1/6 веса тела опорных нагрузок при локомоциях и поддержании позы, снижение механической нагрузки на структуры ОДА, а также возможное снижение объема движений вследствие выполнения некоторых работ с использованием технических устройств и нахождения в ограниченном объеме лунной станции.

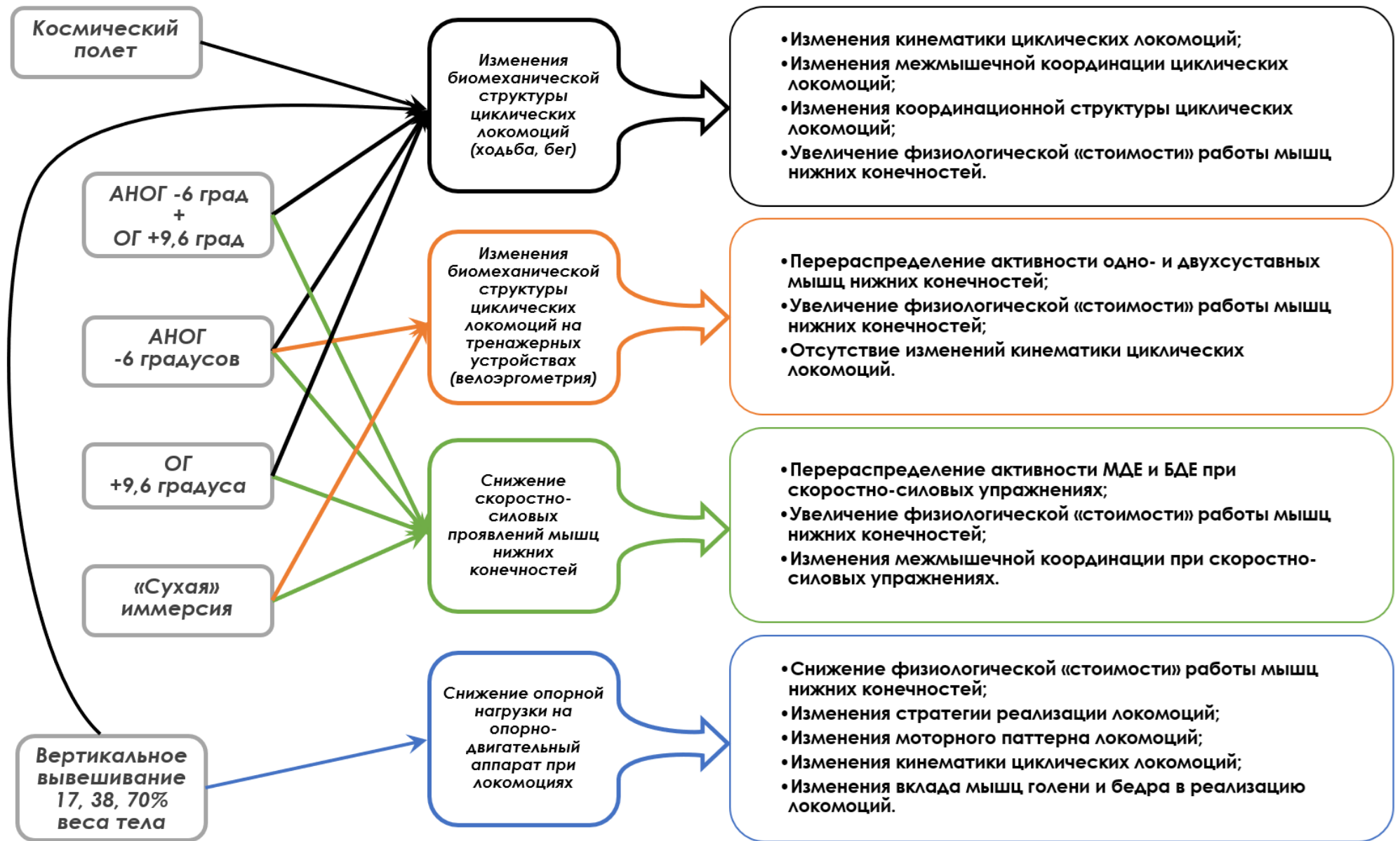


Рисунок 24 – Схема адаптационных перестроек опорно-двигательного аппарата человека при различных методах и уровнях гравитационной разгрузки

ВЫВОДЫ

1. Длительное пребывание в невесомости сопровождается изменением биомеханических характеристик локомоций в послеполетном периоде. Динамика восстановления биомеханических характеристик ходьбы в послеполетном периоде зависит не только от оптимального сочетания объема и интенсивности ФТ, но также от соблюдения принципов интервальности и цикличности физических нагрузок.
2. При моделировании физиологических эффектов невесомости и лунной гравитации различной продолжительности биомеханические характеристики циклических локомоций подвержены изменениям, независимо от формы гипокинезии (АНОГ или ОГ), способа выполнения локомоций (естественные локомоции или на тренажере), а также скорости и темпа их реализации.
3. Пребывание человека в условиях 21-суточной АНОГ и 5-суточной СИ, несмотря на различную продолжительность, приводит к значительным и однонаправленным изменениям скоростно-силовых проявлений мышц. При этом снижение скоростно-силовых проявлений в обеих моделях гравитационной разгрузки происходит преимущественно за счет изменения в активности МДЕ.
4. Моделирование физиологических эффектов лунной гравитации методом ОГ с переменным углом наклона тела обуславливает более выраженные изменения как биомеханических характеристик локомоций, так и скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей. Это связано с периодическим перераспределением опорных стимулов при переводе испытуемых из ортостатического положения в горизонтальное, а также постоянным адаптационным процессом к изменяющимся условиям организма в целом.
5. Разгрузка ОДА методом вертикального вывешивания существенно изменяет моторный паттерн локомоций, обуславливает изменения межмышечной координации и вклада мышечных групп голени и бедра в реализацию локомоций. Локомоции в условиях вертикального вывешивания воспринимаются человеком как локомоции в условиях изменённой силы тяжести с заданной величиной гравитационной разгрузки.
6. Реализация локомоций при гравитационной разгрузке осуществляется по двум стратегиям. Первая характеризуется уменьшением амплитуды движений в проксимальном (тазобедренном) суставе и увеличением вариативности кинематических характеристик в дистальном (голеностопном) суставе. При второй стратегии нарушается стабильность ходьбы вследствие уменьшения величин углов и угловых скоростей во всех суставах нижних конечностей.
7. Снижение скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей при последовательном воздействии АНОГ и ОГ сопровождается увеличением физиологической стоимости работы мышц, что связано со снижением зависимости «сила-скорость».
8. Анализ биомеханических характеристик локомоций и скоростно-силовых проявлений мышц нижних конечностей при моделировании физиологических эффектов лунной гравитации указывает на менее выраженные по сравнению с моделированием невесомости изменения функционального состояния ОДА.
9. Применение тренировок на велоэргометре в условиях последовательного воздействия АНОГ и ОГ обуславливает меньшие силовые «потери», а также нивелирует изменения циклических локомоций человека.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. **Шпаков А.В.**, Артамонов А.А., Воронов А.В., Мельник К.А. Влияние иммерсионной гипокинезии на кинематические и электромиографические характеристики локомоций человека // Авиакосм. и экол. мед. – 2008. – Т. 42, № 5. – С. 24-29.

2. **Shpakov A.V.**, Artamonov A.A., Voronov A.V., Melnik K.A. The effect of immersion hypokinesia on the kinematic and electromyographic parameters of human locomotion // *Human Physiology*. – 2010. – V. 36, № 7. – P. 828-832.
3. **Shpakov A.V.**, Fomina E.V., Lysova N.Y., Chernova M.V., Kozlovskaya I.B., Voronov A.V. Comparative efficiency of different regimens of locomotor training in prolonged space flights as estimated from the data on biomechanical and electromyographic parameters of walking // *Human Physiology*. – 2013. – V. 39, № 2. – P. 162-170.
4. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В., Фомина Е.В., Лысова Н.Ю., Чернова М.В., Козловская И.Б. Сравнительный анализ эффективности различных режимов локомоторных тренировок в длительных космических полетах по данным биомеханических и электромиографических характеристик ходьбы // *Физиология человека*. – 2013. – Т. 39, № 2. – С. 60-69.
5. Баранов М.В., Катунцев В.П., **Шпаков А.В.**, Баранов В.М. Метод наземного моделирования физиологических эффектов пребывания человека в условиях гипогравитации // *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины*. – 2015. – Т. 160, № 9. – С. 392-396.
6. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В. Сравнительный анализ биомеханических параметров ходьбы человека с различным темпом в исследовании с моделированием невесомости и лунной гравитации // *Медицина экстремальных ситуаций*. – 2016. – №1 (55). – С. 30-39.
7. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В. Изучение влияния моделированной невесомости и лунной гравитации на биомеханические параметры ходьбы человека // *Рос. Физиол журн. им. И.М. Сеченова*. – 2016. – Т. 102, № 10. – С. 1253-1264.
8. Baranov M.V., Katuntsev V.P., **Shpakov A.V.**, Baranov V.M. A method of ground simulation of physiological effects of hypogravity on humans // *Bulletin of experimental biology and medicine*. – 2016. – V. 160, № 3. – P. 401-405.
9. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В. Моторный паттерн ходьбы человека в условиях различной по величине гравитационной нагрузки на опорно-двигательный аппарат // *Медицина экстремальных ситуаций*. – 2017. – Т. 62, № 4. – С. 95-104.
10. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В. Особенности организации ходьбы человека в условиях различной по величине гравитационной нагрузки на опорно-двигательный аппарат // *Авиакосм. и экол. мед.* – 2017. – Т. 51, № 7. – С. 38-47.
11. Баранов В.М., Катунцев В.П., Баранов М.В., **Шпаков А.В.**, Тарасенков Г.Г. Вызовы космической медицине при освоении человеком луны: риски, адаптация, здоровье, работоспособность // *Ульяновский мед.-биолог. журнал*. – 2018. – № 3. – С. 109-123.
12. **Шпаков А.В.**, Артамонов А.А., Пучкова А.А., Натура Е.С. Стратегия организации локомоций человека и энергетические траты при выполнении ходьбы с различным уровнем весовой нагрузки // *Медицина экстремальных ситуаций*. – 2018. – Т. 20, № 2. – С. 188-196.
13. Артамонов А.А., **Шпаков А.В.** Анализ стратегии локомоций человека при выполнении ходьбы в условиях различной весовой нагрузки на опорно-двигательный аппарат // *Рос. Физиол. журн. им. И.М. Сеченова*. – 2018. – Т. 104, № 9. – С. 1027-1038.
14. **Shpakov A.V.**, Voronov A.V. Studies of the effects of simulated weightlessness and lunar gravitation on the biomechanical parameters of gait in humans // *Neuroscience and behavioral physiology*. – 2018. – V. 48, № 2. – P. 199-206.
15. Воронов А.В., Воронова А.А., Квашук И.В., Малкин Р.В., **Шпаков А.В.** Физиологический поперечник и сила мышц-разгибателей коленного сустава в зависимости от уровня физической подготовленности // *Вестник спортивной науки*. – 2019. – № 5. – С. 31-35.

16. Артамонов А.А., Орлов Д.О., Пучкова А.А., **Шпаков А.В.**, Воронов А.В. Вертикальное вывешивание как элемент виртуальной реальности при выполнении локомоций человека // Авиакосм. и экол. мед. – 2020. – Т. 54, № 2. – С. 60-64.
17. **Шпаков А.В.**, Артамонов А.А., Орлов Д.О. Влияние вертикального вывешивания на кинематические характеристики и "энергетику" нижней конечности во время ходьбы на беговой дорожке // Медицина экстремальных ситуаций. – 2020. – Т. 22, № 2. – С. 248-255.
18. **Shpakov A.V.**, Artamonov A.A., Voronov A.V., Plotnikov E.V., Puchkova A.A., Orlov D.O. Human locomotion strategies under changed bodyweight support // Aerospace medicine and human performance. – 2021. – V. 92: (1). – P. 4-10.
19. **Shpakov A.V.**, Artamonov A.A., Orlov D.O., Puchkova A.A., Voronov A.V. Biomechanical characteristics of walking and running during unloading of the musculoskeletal system by vertical hanging // Human Physiology. – 2021. – V. 47, № 4. – P. 419-428.
20. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В., Артамонов А.А., Орлов Д.О., Пучкова А.А. Биомеханические характеристики ходьбы и бега при разгрузке опорно-двигательного аппарата человека методом вертикального вывешивания // Физиология человека. – 2021. – Т. 47, № 4. С. – 68-79.
21. Saveko A., Brykov V., Kitov V., **Shpakov A.**, Tomilovskaya E. Adaptation in gait to lunar and martian gravity unloading during long-term isolation in the ground-based space station model // Frontiers in human neuroscience. – 2022. – V. 15: 742664.
22. **Shpakov A.V.**, Primachenko G.K., Voronov A.V., Sokolov N.N., Voronova A.A., Puchkova A.A. Influence of 21-day antiorthostatic hypokinesia on the functional state of the musculoskeletal system of human // Human Physiology. – 2023. – V. 49 (6). – P. 617-624.
23. **Шпаков А.В.**, Воронов А.В., Пучкова А.А., Примаченко Г.К. Биомеханические характеристики циклических локомоций человека в исследованиях с различными наземными моделями анти- и ортостатической гипокинезии // Авиакосм. и экол. мед. – 2024. – Т. 58, № 2. – С. 28-40.
24. **Шпаков А.В.**, Примаченко Г.К., Воронов А.В., Соколов Н.Н., Воронова А.А., Пучкова А.А. Влияние 21-суточной антиортостатической гипокинезии на функциональное состояние опорно-двигательного аппарата человека // Физиология человека. – 2024. – Т. 50, № 1. – С. 73-82.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АНОГ – антиортостатическая гипокинезия
 БДЕ – быстрые двигательные единицы
 ГС – голеностопный сустав
 ДКП – длительный космический полет
 ДЕ – двигательная единица

КП – космический полет
 КС – коленный сустав
 МДЕ – медленные двигательные единицы
 МПС – максимальная произвольная сила
 ММС – максимальный момент силы
 ОГ – ортостатическая гипокинезия
 ОДА – опорно-двигательный аппарат
 ОЦМТ – общий центр масс тела
 ПАК – программно-аппаратный комплекс
 СИ – «сухая» иммерсия

СрЭМГ – средняя электромиограмма
 ТБС – тазобедренный сустав
 ФТ – физические тренировки
 ЭМГ – электромиография
 ЭМГ-активность – электромиографическая активность
 ЭМГ-С – электромиографическая стоимость
 BF – m. biceps femoris
 GM – m. gastrocnemius medialis
 GL – m. gastrocnemius lateralis
 RF – m. rectus femoris
 SOL – m. soleus
 TA – m. tibialis anterior
 VL – m. vastus lateralis
 VM – m. vastus medialis