

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ НАУЧНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ «НАУЧНО-ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ИНСТИТУТ
МЕДИЦИНЫ ТРУДА ИМЕНИ АКАДЕМИКА Н.Ф. ИЗМЕРОВА»

На правах рукописи



ГЕРЕГЕЙ Андрей Михайлович

**НАУЧНОЕ ОБОСНОВАНИЕ СОВРЕМЕННЫХ МЕТОДОВ
ФИЗИОЛОГО-ЭРГОНОМИЧЕСКОЙ ОЦЕНКИ
ПРОМЫШЛЕННЫХ ЭКЗОСКЕЛЕТОВ**

14.02.04 – медицина труда

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук
Глухов Дмитрий Валерьевич

Научный консультант:
доктор медицинских наук, профессор
Моисеев Юрий Борисович

Москва – 2020

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	6
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ФИЗИОЛОГО- ЭРГОНОМИЧЕСКОЙ ОЦЕНКЕ СРЕДСТВ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЗАЩИТЫ И ПРОМЫШЛЕННЫХ ЭКЗОСКЕЛЕТОВ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ).....	14
1.1 Особенности медико-биологической оценки средств индивидуальной защиты	17
1.2. Особенности медико-биологической оценки промышленных экзоскелетов.....	21
1.3 Современные подходы к оценке состояния работников при выполнении работы, связанной с физическими нагрузками	22
1.3.1 Современные подходы к оценке состояния кардиореспираторной системы	22
1.3.2 Методы оценки состояния опорно-двигательного аппарата	25
1.4 Возможности применения средств и методов оценки состояния кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата работников физического труда при использовании промышленных экзоскелетов	41
ГЛАВА 2. ОРГАНИЗАЦИЯ, МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	47
2.1 Организация исследования	47
2.2 Характеристика объектов исследования	49
2.3 Материально-техническое обеспечение исследований	50
2.4 Характеристика моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образов промышленных экзоскелетов	51
2.5 Программа и методики исследований	52
2.5.1 Моделирование физической работы	52
2.5.2 Разработка лабораторной модели трудовой деятельности работника физического труда.....	53

2.5.3 Методика оценки динамики показателей состояния кардиореспираторной системы человека с использованием эргоспирометрии....	54
2.5.4 Методики биомеханического «захвата движений» человека.....	55
2.5.5 Методика электромиографического исследования.....	61
2.5.6 Методика миотонометрического исследования.....	61
2.5.7 Методики оценки показателей тяжести трудового процесса, исследования рабочих поз и движений работников и разработки лабораторных моделей трудовой деятельности.....	63
2.5.8 Статистический анализ, оценка и визуализация результатов исследований.....	66
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ	67
3.1 Физиолого-эргономическая оценка моделей средств индивидуальной защиты, отягчающих выполнение работы, связанной с физическими нагрузками.....	67
3.1.1 Показатели состояния кардиореспираторной системы человека, регистрируемые с использованием метода эргоспирометрии.....	67
3.1.2 Показатели максимальных амплитуд активных движений работника, регистрируемые с использованием метода биомеханического «захвата движений»	68
3.2 Физиолого-эргономическая оценка экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»	74
3.2.1 Показатели тяжести трудового процесса, характеристики рабочих поз и движений логиста архивно-логистического центра	74
3.2.2 Формирование лабораторной модели трудовой деятельности логиста архивно-логистического центра	79
3.2.3 Производительность труда при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair».....	80
3.2.4 Динамика показателей кардиореспираторной системы при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»	82

3.2.5 Биомеханические характеристики движений работника при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair».....	84
3.2.6 Показатели биоэлектрической активности и тонуса скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»	86
3.3 Физиолого-эргономическая оценка экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant».....	90
3.3.1 Показатели тяжести трудового процесса, характеристики рабочих поз и движений на рабочем месте грузчика логистического центра.....	90
3.3.2 Формирование лабораторной модели трудовой деятельности грузчика логистического центра.....	95
3.3.3 Производительность труда при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant».....	96
3.3.4 Показатели состояния кардиореспираторной системы работника при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant».....	96
3.3.5 Биомеханические характеристики движений работника при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant».....	97
3.3.6 Показатели биоэлектрической активности и тонуса скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant».....	100
ГЛАВА 4. АНАЛИЗ И ОБОБЩЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ...	104
4.1 Моделирование трудовой деятельности работников физического труда в лабораторных условиях.....	104

4.2 Анализ возможности применения метода эргоспирометрии для физиолого-эргономической оценки моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов.....	104
4.3 Анализ возможности применения метода биомеханического «захвата движений» для физиолого-эргономической оценки моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов.....	109
4.4 Анализ возможности применения методов электромиографии и миотонометрии для физиолого-эргономической оценки экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов	119
4.5 Алгоритм проведения физиолого-эргономической оценки промышленного экзоскелета	125
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	131
ВЫВОДЫ.....	133
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	135
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	136
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	138

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования. Несмотря на значительный рост автоматизации и механизации производств, наиболее значимые вредные производственные факторы остаются связаны с тяжестью трудового процесса. По данным Федеральной службы по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека профессиональная заболеваемость, связанная с воздействием физических перегрузок и перенапряжением отдельных органов и систем, в 2019 году заняла, по-прежнему, второе ранговое место в структуре профессиональной патологии в зависимости от воздействующего вредного производственного фактора и составила 22,7%. Радикулопатии различной локализации составляли 58,7% от общего числа заболеваний в группе, нейропатии – 20,3%, периартрозы и деформирующие остеоартрозы – 10,2%, прочие заболевания в группе – 10,8% [15].

В случаях, когда безопасность работ не может быть обеспечена конструкцией оборудования, организацией производственного процесса, внедрением механизации и автоматизации отдельных технологических операций, системой организации безопасности проведения работ предусмотрено применение средств индивидуальной защиты (СИЗ) [66]. В настоящее время для защиты от большинства вредных и (или) опасных факторов производственной среды (физических, химических, биологических) определены СИЗ различных классов [65]. Однако для снижения воздействия тяжести трудового процесса, как неблагоприятного фактора, в силу его специфики на сегодняшний день СИЗ не разработано.

Одним из принципов, заложенных в концепцию надвигающейся четвертой промышленной революции, характеризующейся слиянием технологий и размытием граней между физическими, цифровыми и биологическими мирами, является техническая помощь машин человеку для выполнения ряда небезопасных для человека задач [63]. Актуальным и перспективным направлением является развитие технологий применения промышленных экзоскелетов (ПЭ) – носимых

устройств (как правило, антропоморфной конструкции), предназначенных для усиления естественных возможностей, уменьшения воздействия физической нагрузки на работника путем защиты его опорно-двигательного аппарата (ОДА) за счет внешнего каркаса. Экзоскелеты, как правило, повторяют биомеханику человека для пропорционального увеличения усилий при движениях, повышают защищенность работника от воздействия физических нагрузок, способствуя уменьшению профессиональных рисков заболеваний и травм ОДА. Механизированные перчатки, помогающие в манипулировании тяжелыми ручными инструментами, специальные стулья, облегчающие труд работника при преодолении нагрузок, связанных со статической работой мышц, экзоскелеты, предназначенные для разгрузки плечевого пояса, снижения нагрузки с позвоночника и мышц спины, полноразмерные экзокостюмы и роботизированные экзоскелетные модули в настоящее время уже нашли применение в различных отраслях промышленности [122], а прогнозы крупнейших аналитических компаний указывают на многократный рост их рынка в ближайшие годы [2].

Мировой рынок экзоскелетных технологий стремительно растет, и сегодня более 80 компаний по всему миру применяют ПЭ, представленные более, чем 60 разработчиками [141, 195]. Проекты, связанные с разработкой ПЭ, успешно продвигаются и на технологических площадках российских производителей [28, 72, 75, 3]. Важно отметить, что терминология в этом направлении, развивается также быстро, как и технологии [141].

Учитывая тот факт, что ПЭ используются работником для предотвращения или уменьшения воздействия вредных и (или) опасных производственных факторов, можно утверждать, что они в соответствии с разрабатываемыми стандартами системы безопасности труда смогут представить перспективный тип СИЗ, действие которых направлено на облегчение физического труда. Активные обсуждения данной проблемы состоялись в рамках мероприятий деловых программ «Безопасность и охрана труда» («БИОТ-2018»), «Всероссийской недели охраны труда» («ВНОТ-2019»), заседаний Технического комитета «Средства индивидуальной защиты» («ТК 320») ФГУП «Стандартинформ», на которых

подчеркивалась необходимость объединения усилий профессионального сообщества и предпринимателей в области внедрения передовых технологий, в частности ПЭ, направленных на оптимизацию условий труда и сохранение здоровья работников.

В соответствии с Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии № 962 от 21.05.2020 г. «Об организации деятельности технического комитета по стандартизации «Средства индивидуальной защиты» в структуру технического комитета (ТК 320) внесен подкомитет «Промышленные экзоскелеты» (ПК 11), организованный на базе ФГБНУ «НИИ МТ».

Существующие медико-биологические подходы к физиолого-эргономической оценке современных образцов ПЭ и СИЗ не могут в полном объеме удовлетворить требования к исследованиям безопасности и физиологической эффективности их применения, так как морально устарели и не учитывают возможности применения современного оборудования. Это обосновывает необходимость разработки и внедрения стандартизированных методов и критериев оценки безопасности и эффективности применения ПЭ [1].

Степень разработанности темы исследования. На сегодняшний день вопросы, связанные с испытаниями ПЭ, актуальны для специалистов компаний-разработчиков во всем мире. Как правило, значительная доля исследований в этой области направлена на непосредственное внедрение экзоскелетных технологий в производственные процессы в натурных условиях. Исследование безопасности и эффективности их применения заключается в анализе субъективных ощущений и мнений работников и оценке производительности труда. При этом в последние годы заметно увеличилось количество научных публикаций, в основном зарубежных исследователей, где разработчики оценивают физиологическую эффективность и безопасность применения ПЭ путем субъективных (опросы, анкетирования) и объективных методов исследования. В качестве последних применяют, как правило, методы оценки динамики показателей кардиореспираторной системы (КРС) и ОДА человека [48, 163, 90, 87, 85, 111].

В настоящее время ведется работа по стандартизации в терминологии, тактико-технических требованиях, подходах к оценке безопасности и физиологической эффективности применения ПЭ, а также формированию нормативных баз по данному направлению. В настоящее время в рамках Программы национальной стандартизации на 2019 год (ПНС-2019) ведутся работы по пересмотру ГОСТ 12.4.011-89 «Система стандартов безопасности труда. Средства защиты работающих. Общие требования и классификация» [51], при этом рассматривается вопрос включения в классификацию нового типа СИЗ ОДА, относящихся к группе защиты от тяжести труда.

Проведение испытаний, связанных с определением показателей защитных характеристик СИЗ, являются, в большей мере, прерогативой исследователей технических специальностей. Проблемы оценки эффективности защиты различных видов СИЗ от неблагоприятного воздействия физических, химических и биологических факторов подробно проработаны специалистами в области безопасности труда как в методическом, так и критериальном смысле [18 – 21]. В отличие от этого, вопросам, связанным с физиолого-эргономическими исследованиями СИЗ работников физического труда, уделено гораздо меньше внимания. Существенной проблемой является то, что оценка функционального состояния (ФС) организма работника, применяющего СИЗ, основана на применении малоинформативных инструментальных методов, а зачастую связана с интерпретацией лишь субъективных ощущений испытателей [21, 22]. На сегодняшний день медико-биологическая оценка образцов СИЗ осуществляется, в основном, с применением субъективных методов исследования, а существующие объективные методы базируются на регистрации ограниченного набора физиологических показателей.

Цель исследования: обосновать комплекс методов объективной физиолого-эргономической оценки экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов в лабораторных условиях.

Задачи исследования:

1. Экспериментально оценить возможность применения эргоспирометрии и метода «захвата движений» для физиолого-эргономической оценки моделей средств индивидуальной защиты, отягчающих физическую нагрузку на работников;
2. Разработать лабораторные модели трудовой деятельности работников физического труда для физиолого-эргономической оценки экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов;
3. Исследовать динамику показателей кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата работников физического труда при лабораторном моделировании использования экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов.
4. Разработать алгоритм физиолого-эргономической оценки промышленных экзоскелетов, позволяющий повысить надежность и объективность проведения медико-биологических испытаний ПЭ.

Научная новизна исследования. Впервые разработан комплекс объективных методов оценки энерготрат, биомеханических характеристик движений человека, биоэлектрической активности и тонуса мышц, позволяющих проводить физиолого-эргономическую оценку промышленных экзоскелетов, как перспективных средств индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата, который реализован в виде алгоритма.

Впервые на основании результатов исследований тяжести трудового процесса, рабочих поз и движений разработаны модели трудовой деятельности работников физического труда с целью физиолого-эргономической оценки промышленных экзоскелетов в лабораторных условиях, имеющие соответствие натурным (производственным) условиям по фактору тяжести трудового процесса.

Теоретическая и практическая значимость работы.

Теоретическая значимость работы заключается в комплексном изучении соотношений различных физиологических показателей КРС и ОДА человека при моделировании профессиональной деятельности с использованием образцов СИЗ

и экспериментальных образцов (ЭО) ПЭ для формирования алгоритма их физиолого-эргономической оценки.

Результаты диссертационного исследования используются для оценки физиолого-эргономических характеристик при модернизации существующих и разработки новых образцов ПЭ. Объективная физиолого-эргономическая оценка ПЭ на основании разработанной методологии повысит надежность и объективность исследований, что окажет положительное влияние на качество проведения их испытаний на этапах разработки, создания и опытной эксплуатации. Результаты работы послужат основой для разрабатываемых в рамках Программы национальной стандартизации на 2020 г. ГОСТ, в том числе: «Система стандартов безопасности труда. Средства индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата. Промышленные экзоскелеты. Общие технические условия» и «Система стандартов безопасности труда. Средства индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата. Промышленные экзоскелеты. Методы определения степени защиты» [52]. В рамках выполнения диссертационной работы получены два патента на изобретение (RU 2671187 C1, RU 2675126 C1) и один – на полезную модель (RU 171718 U1).

Методология и методы исследования. Методологическую основу работы составляли теоретические и эмпирические методы исследований. Основным теоретическим методом исследований являлся анализ. В качестве эмпирических методов исследования применяли непосредственное открытое наблюдение, сравнение, естественный и лабораторный измерительные эксперименты; применяли физиологические методы тестирования, в том числе эргоспирометрию, биомеханический анализ («захват движений») человека, электромиографию (ЭМГ), мионометрию. Помимо этого, использовали специальные методы исследований, такие как моделирование, анкетирование и интервьюирование. При анализе результатов исследования использовали общепринятые методы статистической обработки с применением современного программного обеспечения.

Положения, выносимые на защиту:

1. Результаты оценки показателей тяжести трудового процесса, биомеханических характеристик рабочих поз и движений работников позволяют разработать адекватную лабораторную модель их трудовой деятельности.

2. Сформированный комплекс методов, включающий эргоспирометрию, биомеханический «захват движений», электромиографию и миотонометрию, позволяет объективно оценить физиологическую стоимость деятельности, степень ограничения движений в крупных суставах и сочленениях и нагрузку на опорно-двигательный аппарат работника физического труда при использовании средств индивидуальной защиты и промышленных экзоскелетов в условиях лабораторной модели трудовой деятельности.

3. Разработанный алгоритм, основанный на оценке показателей тяжести трудового процесса, биомеханических характеристик рабочих поз и движений работников и применении медико-биологических методов в условиях лабораторной модели трудовой деятельности, позволяет осуществлять физиолого-эргономическую оценку промышленных экзоскелетов.

Степень достоверности и апробация результатов исследования. Достоверность результатов диссертационного исследования подтверждается достаточным количеством (более 600) измерений с использованием современных методов, с помощью которых выполнялись задачи и достигалась цель работы. Научные положения, выносимые на защиту, и выводы подкреплены объективными данными, наглядно представленными в приведенных таблицах и на рисунках. Подготовка, статистический анализ и интерпретация полученных результатов проведены с использованием современных методов обработки информации и статистического анализа.

Основные положения диссертации были обсуждены на Юбилейной Всеармейской научно-практической конференции «Актуальные проблемы развития технических средств медицинской службы» (Санкт-Петербург, 2015), XX Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные проблемы защиты и безопасности» (Санкт-Петербург, 2017), Всероссийской научно-

практической конференции «Технологические инновации в травматологии, ортопедии и нейрохирургии: интеграция науки и практики» (Саратов, 2018), симпозиуме «Всероссийской недели охраны труда-2019» (Сочи, 2019), панельных дискуссиях международного Форума «Skolkovo Robotics-2019» (Москва, 2019), международном форуме «Армия-2019» (Москва, 2019), конгрессе «Профессия и здоровье-2019» (Самара, 2019), постерной сессии международной выставки «Ехoberlin-2019» (Германия, Берлин 2019), III Международном симпозиуме «ЕхoRehab-2019» (Москва, 2019), X Всероссийской научно-практической интернет-конференции с международным участием «Анализ риска здоровью – 2020» (Пермь, 2020), 3-й Международном молодежном форуме «Профессия и здоровье» (Суздаль, 2020).

Диссертационная работа апробирована на заседании отдела по изучению гигиенических проблем в медицине труда ФГБНУ «НИИ МТ».

Личный вклад автора. Личный вклад автора осуществлялся на всех этапах работы и состоял в планировании экспериментов, их организации и непосредственном выполнении, обработке полученных результатов, обсуждении результатов, написании статей и тезисов и всех разделов работы. Участие автора в выполнении, сборе и анализе – 90%, статистической обработке – 90%, в написании статей и тезисов – 90%, написании диссертации и автореферата – 100%.

Публикации. Материалы, касающиеся исследования представлены в 8 научных изданиях, в том числе в 6 статьях, опубликованных в перечне ведущих рецензируемых научных изданий ВАК РФ. Разработаны два патента на изобретение и один – на полезную модель.

Структура и объем диссертационной работы. Диссертация изложена на 161 странице машинописного текста и состоит из введения, 4 глав, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений списка литературы; включает 25 таблиц, 50 рисунков; список литературы содержит 199 источников, из которых 75 отечественных, 124 иностранных.

ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННЫЕ ПОДХОДЫ К ФИЗИОЛОГО-ЭРГОНОМИЧЕСКОЙ ОЦЕНКЕ СРЕДСТВ ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЗАЩИТЫ И ПРОМЫШЛЕННЫХ ЭКЗОСКЕЛЕТОВ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

Промышленные экзоскелеты, согласно российскому законодательству, на сегодняшний день не входят ни в один из существующих классов СИЗ. Эксплуатация ПЭ на российских предприятиях в настоящий момент не регламентирована и представляется возможной исключительно в научно-исследовательских целях на усмотрение руководителей организаций под непосредственным контролем специалистов по охране труда, медицинских работников и представителей компаний-разработчиков. При этом имеются существенные предпосылки, свидетельствующие о необходимости включения ПЭ в новый вид (класс или тип) СИЗ. Так, на одном из заседаний American Society for Testing and Materials (ASTM International) – одной из ведущих организаций, разрабатывающей международные стандарты для экзоскелетов – сформировалось мнение значительного количества исследователей, о том, что ПЭ, ввиду необходимости их надевания (снятия), фиксации, подгонки, регулировки непосредственно на теле работника, указывают на общие характеристики со СИЗ и в перспективе могут представить их новый класс [16]. В связи с этим целесообразно принимать во внимание подходы к физиолого-эргономической оценке СИЗ, массогабаритные и конструктивные характеристики которых схожи с таковыми у перспективных образцов ПЭ.

Известно, что разработке технического задания медико-технических требований, включающих физиолого-эргономические показатели, должны предшествовать исследования по их обоснованию с учетом назначения СИЗ, характера и условий их использования, проводимые обычно с привлечением людей в качестве испытуемых-добровольцев как в лабораторных, так и в натурных условиях [16]. Существенным преимуществом оценки СИЗ в лабораторных условиях является возможность использования сложной стационарной

аппаратуры, позволяющей проводить с большей точностью углубленное исследование многих физиологических функций человека. Испытания СИЗ с участием добровольцев-испытателей, должны проводиться в условиях, по возможности максимально приближенных к тем, в которых изучаемые СИЗ будут использоваться. Объектами исследования при этом должны являться как сами средства защиты, так и человек, использующий их, следовательно методический комплекс, применяемый для таких исследований, должен охватывать как методы количественного определения эргономических характеристик, так и методы изучения и оценки ФС и работоспособности человека [74].

Высокая эффективность и физиологическая приемлемость ПЭ, как перспективных СИЗ, будут достигнуты только в том случае, если в основу их создания будут заложены соответствующие физиолого-эргономические требования, а их эксплуатация будет осуществлена с учетом научно обоснованных рекомендаций. Наряду с защитной эффективностью, а также требованиями технико-экономического характера, ПЭ должны удовлетворять и определенным физиолого-гигиеническим и эргономическим требованиям, предъявляемых к современным СИЗ.

Как было отмечено выше, основным предназначением ПЭ является снижение негативного влияния тяжести трудового процесса на работника. Однако, эксплуатация ПЭ, несмотря на их «защитное предназначение», может отрицательно влиять на ФС работника в процессе его трудовой деятельности. Так, ПЭ за счет своей массы имеют потенциальную возможность увеличивать физическую нагрузку на работника, а конструктивно-механические особенности ПЭ способны создать препятствие для нормального функционирования ОДА. Такие воздействия совместно с регулярными физическими нагрузками могут приводить к негативным изменениям ФС работника, создавать определенные риски для здоровья и жизни работника, а также снижать его работоспособность.

Физиолого-эргономическая оценка ПЭ как перспективных СИЗ является одной из важнейших задач в комплексной системе управления качеством промышленной продукции и технологических процессов и должна составлять один

из этапов при их разработке и совершенствовании [74]. В процедуре эргономической оценки используются комплекс взаимообусловленных требований, предъявляемых к объектам оценки и детерминирующих деятельность человека с ним, которые определяются антропометрическими, физиологическими характеристиками человека, характеристиками его двигательной деятельности, психологическими и психофизиологическими возможностями, а также влиянием среды на эффективность деятельности человека [74].

Разработка оптимальной организации производственного процесса, режимов труда, его нормирование и определение допустимых зон воздействия нагрузок при эксплуатации системы «человек – промышленный экзоскелет» в полной мере могут быть осуществлены только лишь при наличии данных о специфике и особенностях различных состояний, возникающих у человека в процессе профессиональной деятельности [74]. Известно, что главным критерием оценки влияния факторов трудового процесса на организм человека является его ФС, которое, несмотря на отсутствие своего универсального определения [40, 32, 24, 23] применяется исключительно к анализу состояния человека при конкретной трудовой деятельности. По своему содержанию ФС человека является результатом взаимодействия различных систем. Это проявляется прежде всего в том, что каждое состояние характеризуется не столько количественными показателями, сколько типом динамики анализируемых процессов. Поэтому при оценке ФС человека главное значение имеет информация об основных тенденциях в характере изменения регистрируемых показателей, а не их абсолютные значения [74].

Разработка методов оценки динамики ФС человека в процессе трудовой деятельности относится к числу важнейших и сложнейших проблем физиологии труда. Выбор физиологических показателей в каждом конкретном случае осуществляется с учетом оценки состояния прежде всего тех систем организма, которые интенсивно функционируют и являются наиболее важными, решающими в обеспечении конкретной профессиональной деятельности [74].

На ФС и физическую работоспособность человека непосредственное влияние оказывает тяжесть трудового процесса, которая характеризуется

физической динамической нагрузкой, массой поднимаемого и перемещаемого груза, общим числом стереотипных рабочих движений, величиной статической нагрузки, характером рабочей позы, глубиной и частотой наклона корпуса, перемещениями в пространстве [54]. Экспериментальные методы, используемые для оценки каждой из этих характеристик, основаны, в основном, на эргометрических измерениях (определение массы груза, хронометраж, визуальное наблюдение) и не учитывают физиологические показатели систем организма [54].

Принимая во внимание то, что тяжесть трудового процесса отражает преимущественную нагрузку на ОДА и КРС [54], представляется целесообразным определить наиболее надежные, валидные и объективные методы оценки показателей их функционирования.

Учитывая вышеизложенное, в настоящем обзоре литературы внимание акцентировано на основных аспектах медико-биологической оценки СИЗ, а также современных методах оценки состояния КРС и ОДА человека применительно к физиолого-эргономической оценке ПЭ.

1.1 Особенности медико-биологической оценки средств индивидуальной защиты

Изменение физиологических функций, возникающие у человека, использующего СИЗ, обязаны своим происхождением комплексному воздействию неблагоприятных факторов, присущих не только средствам защиты, но и условиям внешней среды. Поэтому одной из центральных задач при проведении лабораторных исследований является выявление значимости и роли каждого из неблагоприятных факторов для последующего целенаправленного их изучения, а при необходимости и нормирования. Исследование монофакторов, позволяя в широких пределах изменять интенсивность изучаемого воздействия, дает возможность выявить из их числа так называемые ведущие факторы и найти физиологические критерии, адекватные и их воздействию [16].

Так как эксплуатация СИЗ всегда связана с выполнением определенной работы, то одним из главных критериев их оценки в системе является работоспособность – способность человека формировать и поддерживать рабочее состояние своего организма, то есть изменять в течение деятельности физиологические процессы (функции мышечной, нервной систем, а также систем кровообращения, дыхания, обмена веществ и т.д.), чтобы обеспечить в конечном итоге необходимый уровень производительности труда без ущерба для организма [42]. Исследование работоспособности позволяет объективно оценить сроки наступления и степень развивающегося в процессе работы «производственного утомления» [42].

При планировании физиолого-эргономического исследования СИЗ руководствуются тем, что его программа должна содержать минимально необходимый набор надежных и простых методов, позволяющих получить объем информации, достаточный для полноценной и достоверной оценки ФС человека. Методы должны быть целенаправленными, т.е. адресованы к тем функциональным системам организма, которые испытывают наибольшую нагрузку при выполнении работы в СИЗ. При этом, по возможности, должна быть обеспечена телеметрическая регистрация жизненно важных показателей состояния человека [16].

Основные методы исследования ФС и физической работоспособности человека, используемые в физиологии труда, касаются оценки показателей КРС, ОДА работника и его теплового состояния.

Для оценки показателей КРС применяют электрокардиографию (ЭКГ), велоэргометрию, реографию, проводят специальные функциональные пробы. С использованием простых инструментальных методов регистрируют частоту дыхания (ЧД), жизненную емкость легких (ЖЕЛ). С использованием спирографов, спирометаболографов и пневмотахографов комплексно исследуют состояние дыхательной системы. Имеются данные о целесообразности исследования газообмена для физиологической оценки СИЗ.

Для оценки показателей ОДА применяют электромиографию, динамометрию, теппинг-тестирование, тремографию, координациографию, стабิโลграфию, определяют точность воспроизведения заданных углов. Для оценки мышечного тонуса применяют миотометрию. Для оценки теплового состояния основными методами исследования являются определение температуры тела и кожи, а также влагопотеря организма [16].

Несмотря на широкий арсенал существующих методов, в соответствии с действующими на сегодняшний день регламентирующими документами, получение данных об эргономических характеристиках СИЗ в значительной степени основывается на субъективных оценках и ограниченном наборе объективных показателей. Это имеет под собой объективные причины, в первую очередь, особенности элементов СИЗ (большие габариты, ограничивающие возможность применения датчиков) и условий их применения (интенсивная двигательная деятельность, в т.ч. связанная с перемещениями тела в пространстве, затрудняющая использование оборудования).

Основные рекомендации, касающиеся оценки работоспособности человека в костюмах изолирующих, средствах защиты органов дыхания, рук ног и комплексных средствах, одежде специальной защитной отражены в ГОСТ 12.4.061-88 «Система стандартов безопасности труда. Метод определения работоспособности человека в средствах индивидуальной защиты» [21]. В соответствии с ГОСТ моделирование профессиональной деятельности обеспечивается восхождением испытателя на двухстороннюю лесенку с двумя ступенями в заданном ритме, либо за счет использования тренажеров, испытательных стендов и других имитаторов, конструкция которых позволяет воспроизводить основные элементы этой деятельности, регистрировать количество и качество выполняемой работы. Оценку ФС и уровень работоспособности человека проводят с помощью регистрации основных физиологических показателей работника: частоты сердечных сокращений (ЧСС), артериального давления (АД) и др. Неотъемлемым компонентом физиолого-гигиенической и

эргономической оценки СИЗ также является самооценка испытуемыми ФС организма, работоспособности [21].

Недостаток научно-технического опыта при медико-биологической оценке СИЗ наиболее ощутим в направлении биомеханических исследований. Так, в соответствии с ГОСТ 12.4.061-88 испытуемому предлагается самостоятельно оценить степень ограничения подвижности при моделировании трудовой деятельности в СИЗ. Помимо этого, при оценке эргономических характеристик СИЗ возможно использование комплекса психологических методик (анкетирование, интервьюирование, наблюдение и др.), применяемых к испытуемому, выполняющему профессиональные задачи трудовой деятельности. Все перечисленные методики имеют существенные недостатки, важнейшим из которых является низкий уровень объективности.

Не решает данную проблему и рассмотрение подходов к оценке боевой экипировки военнослужащих. Для эргономической оценки элементов средств индивидуальной бронезащиты, как правило, используют стандартные методики оценки ФС организма специалиста, физической и умственной работоспособности. Несмотря на большое разнообразие методик, их высокую объективность и надежность, результаты исследований с применением данных методик способны лишь косвенно отразить степень соответствия элементов экипировки эргономическим требованиям [73]. Требования руководящих документов определяют, что базовые элементы боевой экипировки специалистов должны обеспечивать свободу и объем движения головы, шеи, туловища, верхних и нижних конечностей, а также дыхательных экскурсий грудной клетки специалиста, однако способов оценки соответствия образцов данным требованиям документ не определяет.

Таким образом, на сегодняшний день медико-биологическая оценка образцов СИЗ осуществляется, в основном, с применением субъективных методов исследования, а существующие объективные методы базируются на регистрации ограниченного набора физиологических показателей.

Учитывая, что эксплуатация ПЭ непосредственно сопряжена с физическим трудом, представляется важным оценивать показатели функционирования КРС работника, как наиболее чувствительной к физической нагрузке. Принимая во внимание то, что основным предназначением ПЭ является защита ОДА, исследование динамики показателей его деятельности должно являться одной из главных задач при физиолого-эргономической оценке ПЭ.

1.2. Особенности медико-биологической оценки промышленных экзоскелетов

Появлению ПЭ предшествовали медицинские образцы, предназначенные для реабилитации больных, потерявших способность самостоятельно передвигаться. Разработано достаточно большое количество экзоскелетов, позволяющих пациентам с нарушениями двигательной функции передвигаться практически без посторонней помощи [128, 108, 187, 177, 107, 180, 112, 78]. Ввиду этого, подходы к оценке безопасности и эффективности более проработаны, результаты исследований описаны в литературных источниках. Как правило, анализировали среднюю скорость ходьбы, ЧСС, АД, газообмен, длину шага, кинематику движений в тазобедренном (ТС) и коленном суставах (КС), ЭМГ [162, 127, 123]. Однако, на сегодняшний день не существует общепринятой методологии исследований медицинских экзоскелетов, и, по мнению медицинских специалистов, ее разработка и внедрение представляется весьма своевременной и актуальной задачей [123].

В литературных источниках встретила лишь одна публикация, связанная с медико-биологическими исследованиями промышленных экзоскелетов российских производителей. В ней изложены результаты анализа поверхностной электромиографии четырехглавой мышцы бедра и передней большеберцовой при использовании модели ПЭ нижних конечностей [48].

Зарубежные разработчики заметно чаще обращаются к медико-биологическим испытаниям своих образцов ПЭ. Целью исследований является, в

основном, оценка физиологической эффективности применения ПЭ путем исследования функций КРС и ОДА человека [163, 90, 87, 85, 111].

В настоящее время специалисты компаний-разработчиков ПЭ во всем мире также озадачены вопросами, касающимися их испытаний. Как правило, значительная доля исследований в этой области направлена на непосредственное внедрение экзоскелетных технологий в производственные процессы в натуральных условиях. Оценка безопасности и эффективности их применения заключается в анализе субъективных ощущений и мнений работников, измерении производительности труда.

1.3 Современные подходы к оценке состояния работников при выполнении работы, связанной с физическими нагрузками

1.3.1 Современные подходы к оценке состояния кардиореспираторной системы

При физических нагрузках в организме человека происходит целый ряд структурных изменений, обеспечивающих высокую производительность систем. Наиболее чувствительной к физической нагрузке является КРС организма человека. По комплексу ее физиологических реакций на нагрузку можно сделать вывод о динамике ФС человека и его работоспособности.

Наиболее простыми методами оценки ФС человека и его работоспособности по показателям КРС являются функциональные пробы – дозированные нагрузки или возмущающие воздействия (задержка дыхания, изменение положения тела и др.), позволяющие получить объективные данные о состоянии организма [13]. Преимущественно эффективными являются функциональные пробы, характеризующиеся наличием дозированной физической нагрузки, динамикой условий внешней среды, изменением положения тела в пространстве. Самыми распространенными являются функциональные пробы со стандартизированной физической нагрузкой, гипоксические пробы как с нагрузкой, так и без нее,

ортостатические пробы и другие. Простота выполнения и малые временные затраты делают возможным применение функциональных проб в научных исследованиях, связанных с физиолого-эргономической оценкой СИЗ и промышленных экзоскелетов. Однако, стоит учесть, что на результат проведения функциональных проб весомое влияние оказывают индивидуальные особенности и волевой компонент, что ставит под сомнение надежность и валидность методики при оценке ФС кардиореспираторной системы.

В спортивной медицине для оценки ФС человека и его ФР, а также выявления толерантности к физической нагрузке независимо от воздействия окружающих факторов широкое применение находят пробы с физической нагрузкой [44, 61]. Преимущество отдают кардиореспираторным нагрузочным тестированиям (КРНТ) с использованием эргоспирометрии, для проведения которых необходимо устройство для дозирования физической нагрузки (эргометр) и оборудование для оценки функции КРС и газообмена непосредственно во время нагрузки [27, 69]. Считаясь «золотым стандартом» для оценки функции КРС [96, 95, 129, 109, 178, 179] этот неинвазивный информативный метод помогает оценить ответы организма на физические нагрузки, предоставляя врачу диагностическую информацию о ФС организма [25, 101]. КРНТ широко используется в спортивной медицине для контроля ФС и его динамики для обеспечения стабильности и соревновательной продуктивности, эффективности на протяжении спортивного сезона [6, 44, 134, 164]. Выявленные в результате функционального обследования типичные состояния и индивидуальные особенности спортсменов позволяют дать рекомендации по коррекции тренировочного процесса и индивидуализации подготовки [41, 49, 173, 68]. Применение КРНТ в комплексе с другими методами позволяет оценить текущее состояние спортсмена, выявить его функциональный резерв и границы адаптационного потенциала [8].

КРНТ позволяет получить дополнительную информацию для определения прогноза клинических инцидентов, выработки лечебной тактики больных хирургического профиля [26, 53], оптимизировать рацион питания больных с ожирением и сердечной недостаточностью [47], скорректировать тактику лечения

больных сахарным диабетом [60], артериальной гипертензией [39]. Кроме того, КРНТ является неотъемлемым элементом при функциональной оценке больных с гипертрофической кардиомиопатией, легочной артериальной гипертензией/вторичной легочной гипертензией, подозрением на ишемию миокарда и митохондриальную миопатию, хронической обструктивной и интерстициальной болезнью легких и ряда других заболеваний КРС [59, 109, 126].

Современные эргоспирометрические системы позволяют анализировать газообмен в состоянии покоя, во время нагрузки, в период восстановления и регистрировать основные показатели КРС, в том числе объемы потребляемого O_2 и выделяемого CO_2 , максимальную аэробную производительность (МЕТ), минутную вентиляцию, время нагрузки и наступления анаэробного порога, частоту сердечных сокращений (ЧСС), АД и пр. [44, 61, 95].

Имеется ряд работ, в которых анализировали эргоспирометрические показатели для оценки влияния комплектов защитной одежды на ФС организма [117, 116], для изучения степени ограничения элементов СИЗ на экскурсию грудной клетки (при ношении бронежилетов) [77, 102, 193, 115], исследования физиологических реакций при анализе влияния массогабаритных и конструктивных характеристик экипировки пожарных во время умеренных физических нагрузок [158, 100].

Стоит отметить, что на фоне наличия отдельных публикаций по использованию эргоспирометрии для оценки СИЗ, элементов одежды, экипировки отсутствует широкое обсуждение применения данного метода для решения подобных задач как изолировано, так и в комплексе с другими средствами оценки.

Имеются работы, в которых нагрузочные тесты совместно с эргоспирометрией применяли при исследовании ПЭ. Так, при изучении физиологической эффективности пассивного экзоскелета PAEXO (Ottobock SE & Co. KGaA, Duderstadt, Germany), предназначенного для облегчения физического труда при выполнении строительных работ, для определения уровней концентрации потребляемого O_2 , и выдыхаемого CO_2 совместно с измерением ЧСС использовали эргоспирометрическую систему MetaMax 3B (Cortex Biophysik,

Германия) с кардиомонитором T31 (Polar Electro Oy, Кемпеле, Финляндия) [163, 90]. В другой работе для оценки эффективности применения ПЭ с помощью непрямой калориметрии с использованием эргоспирометрической системы K4b2 (Cosmed, Италия) оценивали метаболическую стоимость нагрузки, связанной с динамической работой мышц [90].

Таким образом, проведение нагрузочных тестов с применением метода эргоспирометрии позволяет решить задачи достаточно широкого круга, в том числе исследовать влияние факторов на физиологическую стоимость деятельности человека.

1.3.2 Методы оценки состояния опорно-двигательного аппарата

Известно, что при динамических, статических и смешанных нагрузках высокой интенсивности о развитии утомления нервно-мышечного аппарата свидетельствуют повышение биоэлектрической активности мышц и снижение выносливости мышц к статическому усилию. Кроме способности к биоэлектрической активности мышца имеет ряд биомеханических характеристик, основной из которых является тонус – механическое напряжение в мышце при отсутствии произвольного сокращения. Повышение или снижение тонуса относительно нормы негативно сказывается на функционировании мышцы и может привести к ухудшению ее кровоснабжения, снижению работоспособности и силы. Функциональным показателем состояния мышцы является разница между тонусом покоя и тонусом напряжения [43]. Несмотря на наличие современного оборудования, точная и неинвазивная оценка тонуса мышц по настоящее время представляет серьезную методическую проблему.

Для изучения ФС мышц при различных патологических изменениях или в результате производимого ими физиологического действия движения используют ЭМГ – электрофизиологический метод оценки функции мышц и их элементов (миоцитов, двигательных единиц) как частей ОДА [57].

Регистрация показателей при ЭМГ-исследовании может осуществляться двумя способами: посредством накожных электродов, которые крепятся к участку над исследуемой мышцей или с помощью игольчатых электродов, которые вводятся в мышцу. Регистрируются длительность электрической активности мышц, частота биопотенциалов, амплитуда биопотенциалов и суммарная электрическая активность мышц.

Определение биоэлектрической активности мышц стандартно проводится посредством ЭМГ-исследования – комплекса методов оценки ФС нервно-мышечной системы, основанного на регистрации и качественно-количественном анализе различных видов электрической активности нервов и мышц. Физиологической основой ЭМГ является способность мышцы к проведению нервного импульса по мышечному волокну, а точнее – изменение электрического потенциала биологических мембран мышечных волокон и других структур, входящих в состав нейромышечного аппарата [13]. ЭМГ широко применяется в физиологии труда, неврологии, реабилитации и спортивной медицине. Имеются данные об использовании ЭМГ в спортивной медицине и эргономических исследованиях [160, 185, 124, 143, 71]. При помощи ЭМГ-исследования имеется возможность определить наиболее целесообразную технику выполнения упражнения [113], оценить интенсивность воздействия физического упражнения на конкретные мышцы [114, 152]. Значительный интерес представляет анализ при выполнении динамических упражнений. [92, 93].

Наиболее часто применяется поверхностная ЭМГ – регистрация и изучение биопотенциалов мышц в покое и при их активации путем отведения биоэлектрической активности поверхностными электродами наочно над двигательной точкой мышцы. Это неинвазивный безболезненный метод, позволяющий оценить активность мышцы суммарно [14]. Кроме того, при выполнении поверхностной ЭМГ можно получить информацию о биоэлектрической активности сразу нескольких мышц, количество которых зависит лишь от возможностей используемого оборудования. Наряду с неоспоримыми преимуществами метода ЭМГ есть и существенные недостатки:

трудоемкость процесса, необходимость специальных знаний и умений для проведения исследования, возможность записи сигнала лишь с поверхностно расположенных мышц, часто возникающие погрешности в записи электромиограммы, значительное влияние факторов окружающей среды на проведение исследования и качество записи данных, отсутствие единого подхода к анализу полученных данных. Несмотря на это, ни одно исследование нервно-мышечного аппарата человека не обходится без ЭМГ, так как изменения параметров электромиограммы, по мнению специалистов, являются достаточно информативными для оценки его ФС [29].

Изменение параметров ЭМГ, записанной при выполнении статической нагрузки также может служить признаком развития мышечного утомления. При этом утомление будет проявляться ростом амплитуды ЭМГ и увеличением скорости ее возрастания в процессе поддержания до отказа тестового статического усилия. Под тестовым статическим усилием понимают поддержание до отказа статического усилия, составляющего 75% от максимальной произвольной силы (МПС), которая, в свою очередь, измеряется методом динамометрии. В данной методике значение имеют как параметры записанной ЭМГ, так и время удержания тестовой нагрузки [29]. Методика определения выносливости мышц к статическому усилию является общепринятой в физиологии труда и официально регламентирована [21]. Электромиографию проводят при разнообразных состояниях мышц: в состоянии покоя, в состоянии тонического напряжения, в состоянии произвольного сокращения [70].

Литературные данные свидетельствуют о возможности применения ЭМГ для оценки влияния веса обмундирования на различные группы мышц туловища человека [91, 186]. Помимо этого, ЭМГ является наиболее распространенным методом оценки эффективности применения ПЭ у зарубежных специалистов. В зависимости от предназначения ПЭ путем регистрации поверхностной ЭМГ оценивают биоэлектрическую активность мышц, участвующих в выполнении рабочих движений и сохранении рабочих поз. Наиболее часто изучают активность трапецевидной мышцы, мышцы, выпрямляющей спину, наружной косой, прямой

[182] и передней части внутренней косой мышц живота [111], дельтовидной мышцы, двуглавых мышц плеча [85] и бедра [182], в том числе при динамической работе [87].

Одним из перспективных методов оценки мышечного тонуса является миотонометрия – объективная оценка биомеханических свойств мышц. Метод не является новым и предложен специалистами еще в конце XX века как один из способов исследования ФС нейромоторного аппарата человека при выполнении работы, в том числе при эксплуатации СИЗ [16]. Аппаратные решения, рекомендованные на тот момент (электромиотонометр Уфлянда и миотонометр Сирмаи), являлись достаточно громоздкими, сложными в эксплуатации и на сегодняшний день морально устарели. Однако, учитывая наличие современных портативных миотонометров, метод, несомненно, заслуживает внимания.

Одним из таких миотонометров является прибор «MyotonPRO» («Myoton AS», Эстония). По утверждению производителей с его помощью возможно осуществление неинвазивной цифровой пальпации поверхностно расположенных и некоторых глубоких скелетных мышц. Принцип его работы основан на регистрации затухающих колебаний мышцы, вызванных внешним механическим импульсом малой силы при постоянной нагрузке. Прибор имеет компактный размер, прост в использовании и не требует особых условий для проведения измерений. Недостатками данного метода являются невозможность измерения большинства глубоко расположенных и малых по размеру мышц, а также отсутствие унифицированных норм измеряемых параметров и доказательной базы. Принимая во внимание то, что функциональным показателем состояния мышцы является разница между тонусом покоя и тонусом при нагрузке [11], использование прибора «Myoton PRO» («Myoton AS», Эстония) становится возможным и перспективным, а полученные данные позволяют глубже взглянуть на проблему мышечного утомления.

В последние годы метод широко применяется в клинической практике врачами-травматологами, ортопедами, реабилитологами, неврологами, и врачами спортивной медицины. Часто использование миотонометра дополняет другие

диагностические процедуры, что в конечном счете позволяет судить о достоверности применяемой технологии и оценивать надежность его применения.

Использование миотонометрии встречается в работах по исследованию биомеханических характеристик мышц поясничного отдела у молодых людей с хронической болью в позвоночнике [142], изучению влияния мануальной терапии на жесткость икроножных мышц у здоровых лиц [181], определению жесткости надколенника и ахиллова сухожилия у футболистов [156], изучению жесткости скелетных мышц у пациентов с болезнью Паркинсона [165], оценке вязкоупругих мышечных свойств у пациентов с хронической болезнью почек [196], изучению влияния интерференционной токовой терапии на мышечный тонус и ригидность у пациентов с хроническим инсультом [155], а также определению механических свойств мышц в области плечевого сустава (ПС) у пациентов с раком молочной железы [145].

Китайскими исследователями была определена надежность метода при оценке тонуса и жесткости четырехглавой мышцы бедра и сухожилия надколенника при различных углах сгибания колена. В результате были определены значения тонуса и жесткости четырехглавой мышцы бедра и сухожилия надколенника у здоровых людей при сгибании ноги в КС под различными углами [64].

Другие исследователи изучали биомеханические характеристики паравертебральной мышцы при подростковом идиопатическом сколиозе, впервые комбинируя миотонометрию и эластографию сдвиговой волны. Исследование показало, что биомеханические характеристики паравертебральных мышц тесно связаны с тяжестью сколиоза, а также что данные методы исследования имеют высокую валидность [88].

Британскими учеными была проведена работа по систематическому изучению влияния различных мышечных и экспериментальных состояний на значения показателей, определенных при помощи прибора «MyotonPRO». Изучали разницу показателей тонуса, жесткости и эластичности двуглавой мышцы плеча и прямой мышцы бедра в зависимости от места приложения прибора к мышце, от

длины мышцы, уровня ее сокращения и предшествующей физической активности. Были обнаружены статистически значимые различия между показателями, полученными в различных сериях тестирований по сравнению с контрольными тестированиями. При этом изменения одновременно всех показателей (тонуса, жесткости и эластичности) были выявлены только при сравнении сокращенной мышцы по сравнению с ее состоянием покоя. Полученные данные подтверждают необходимость учета состояния мышц и внешних факторов для повышения уровня надежности испытаний для оценки механических свойств мышц с использованием миотонометра «MyotonPRO» [161].

Однако, несмотря на распространенность метода, данных, свидетельствующих об использовании миотонометрии применительно к медико-биологическим испытаниям ПЭ, не обнаружено.

Учитывая факт непосредственного взаимодействия элементов ПЭ с ОДА работника, становится очевидным влияние ПЭ на биомеханику его движений. Вероятными причинами такого влияния могут служить конструктивно-механические и массогабаритные характеристики элементов ПЭ.

Для изучения и количественного описания биомеханики двигательной деятельности человека применяют биомеханические характеристики – особенности или отличительные признаки, используемые как показатели механического состояния тела, его двигательной функции и двигательных действий. Биомеханические характеристики классифицируются на кинематические (пространственные, временные и пространственно-временные), описывающие движения во времени и пространстве и отражающие форму и характер движений, и динамические (инерционные, силовые, энергетические), раскрывающие причины различия движений [7, 31, 50, 30].

При физиолого-эргономической оценке СИЗ и ПЭ наиболее важной биомеханической задачей, характеризующей безопасность их применения, является оценка кинематических (пространственных) характеристик двигательных действий, а именно оценка ограничений движений в крупных суставах конечностей и сочленениях позвоночного столба.

Несомненно, наиболее перспективным методом исследования биомеханических характеристик деятельности человека является математическое моделирование. Однако, создание биомеханических моделей всегда основывается на экспериментальных данных, полученных другими методами регистрации и анализа [12], что, ввиду отсутствия значимого задела в области эргономических исследований ПЭ, делает его применение в настоящий момент практически невозможным.

Самым простым и распространенным методом оценки углов движений в суставах является гониометрия. Более сложные методы связаны с совершенствованием компьютерных технологий [176]. Наиболее современным методом оценки биомеханических характеристик локомоций с использованием регистрирующей аппаратуры на сегодняшний день является «захват движения» (motion capture) [144, 168]. Системы захвата движений могут оптическими и электромеханическими. Оптические системы регистрируют и анализируют изображения объекта, электромеханические – определяют положение инерциальных датчиков, зафиксированных на сегментах тела человека [86, 139, 197, 80].

В травматологии, ортопедии и клинической биомеханике при осуществлении функциональной диагностики суставов конечностей и суставных сочленений позвоночника для регистрации амплитуд движений широко используется гониометрия [64]. Оценку амплитуды движений осуществляют при помощи специального инструмента – гониометра, который, как правило, имеет две бранши, на одной из которых установлена градуированная шкала. Бранши располагают по продольной оси сустава, узел вращения гониометра устанавливают над проекцией суставной щели [56]. Метод позволяет изолированно изучать отведение, приведение, сгибание, разгибание и ротацию в суставах. Традиционный гониометрический метод позволяет получить необходимую информацию непосредственно во время исследования. К его достоинствам относятся простота и доступность, возможность регистрации движений в одной плоскости независимо от движений в других. Промышленные или полупромышленные гониометры

изготавливаются с применением прецизионных потенциометров, обеспечивающих повышение точности измерения угла. Простейший гониометр состоит из собственно потенциометрического датчика и бранш, которые фиксируются к корпусу и валу потенциометра [57].

Имеются данные о применении гониометрии с целью физиолого-эргономической оценки влияния конструктивно-механических свойств элементов военной одежды на биомеханические характеристики движений в суставах и позвоночнике [33 – 37]. В соответствии с методикой перед исследованием испытуемый выполнял несколько легких физических упражнений, совершая движения в крупных суставах и позвоночнике. Затем испытуемый производил максимально возможные по амплитуде движения в суставах и позвоночнике. Исследовали два вида объема движений: активный (обследуемый производил движение самостоятельно, без помощи исследователя) и пассивный (движение в суставе производилось исследователем согласно физиологическому направлению исследуемого движения). Измерение движений в позвоночнике представляло собой более трудную задачу по сравнению с оценкой подвижности в суставах конечностей. В силу значительных индивидуальных различий ориентировались на динамику показателей при повторных обследованиях [5].

Подвижность верхних конечностей оценивали по величине амплитуд сгибания-разгибания в локтевом суставе (ЛС), а также сгибания-разгибания, отведения вертикального-приведения вертикального, отведения горизонтального-приведения горизонтального в ПС. Подвижность нижних конечностей оценивали по степени подвижности в КС и ТС. В КС оценивали сгибание и разгибание, а в тазобедренном – сгибание при выпрямленной и согнутой в колене конечности, а также отведение при выпрямленной в колене конечности. Подвижность в позвоночнике оценивали по сгибанию и разгибанию туловища, наклонам вправо и влево. По мнению автора, методики дают объективные данные, применимы как в лабораторных, так и в натурных условиях [45].

По мнению многих авторов, одним из наиболее точных методов регистрации и оценки кинематических характеристик движений человека, является «захват

видеоизображений». Он осуществляется без использования проводной связи регистрирующего устройства с объектом исследования [148, 81]. Существует два типа систем видеозахвата – маркерные (с применением специальных маркеров, которые прикрепляются к телу испытуемого), и безмаркерные, основанные на технологиях компьютерного зрения и распознавания образов. Маркеры бывают активными и пассивными (маркеры-отражатели). Безмаркерные технологии видеоанализа основаны на анализе взаимного расположения неоднородных частей изображений объекта на последовательных кадрах и требуют более сложных вычислений [99, 151, 10]. Метод широко зарекомендовал себя в клинической практике [9], спорте, реабилитации, киноиндустрии и робототехнике [80, 148].

На сегодняшний день в клинической практике наиболее распространены технологии видеозахвата с применением пассивных маркеров, имеющих шаровидную форму, незначительные массогабаритные характеристики и покрытые световозвращающим материалом [58, 151]. Направленная подсветка маркеров осуществляется инфракрасными светодиодами, расположенными вокруг объективов камер (применение инфракрасного диапазона позволяет проводить исследование при видимом свете); свет отражается от маркеров и возвращается в объектив камеры с последующим определением координат маркеров в пространстве. Световые сигналы от маркеров, зафиксированных на теле обследуемого, регистрируются видеокамерами, данные передаются на персональный компьютер, на основании конкретной компьютерной модели проводится обработка информации: движения реального объекта анимируются и формируется отчет, позволяющий проанализировать наглядно представленные кинематические характеристики изучаемых движений [148]. Достоверность информации зависит от количества видеокамер, конструкции, числа и расположения маркеров, построения отвечающей задачам исследования модели и выбора программного пакета аналитической обработки данных [192].

Регистрация положения исследуемого сегмента тела в пространстве возможна при одновременной работе нескольких камер, расположенных таким образом, чтобы объект исследования все время находился в пределах их видимости

[82]. Существуют двухмерные и трехмерные системы захвата движений [136]. Для получения трехмерных изображений минимальное число камер должно быть не менее восьми; большее число камер повышает точность исследования, но делает его более трудозатратным и дорогостоящим. Все камеры в системах видеозахвата синхронизированы, их управление осуществляется с помощью локальной компьютерной сети. Частота видеосъемки обычно составляет 100 кадров в секунду, т.е. распознавание маркеров обновляется 100 раз в секунду, что в несколько раз превосходит частотный спектр угловых перемещений при двигательных актах человека [10]. Для того, чтобы каждая пара камер образовывала бинокулярное поле зрения необходимых размеров, площадь помещения, где проводится видеоанализ, должна составлять 100–150 м² [58]. Для определения взаиморасположения камер и системы координат зоны исследования необходима процедура калибровки с эталонным маркированным объектом с известными геометрическими характеристиками и положением в пространстве.

Для «привязки» индивидуальных размеров регистрируемых сегментов тела к компьютерной модели перед началом исследования проводят калибровку параметров обследуемого. Для этого на нем размещают калибровочные маркеры, которые необходимы для определения физических размеров исследуемых сегментов.

Калибровочные маркеры устанавливают на костные выступы тела обследуемого таким образом, чтобы обозначить границы сегментов конечностей или туловища; точная локализация этих маркеров определяется используемой компьютерной моделью и принятыми стандартами [170].

Во время калибровки параметров обследуемого помимо калибровочных маркеров на его теле устанавливают и трекерные (англ. tracker — датчик слежения), чтобы определить физические размеры исследуемого сегмента тела и «привязать» к данному сегменту расположение трекерных маркеров. Затем при проведении собственно исследования калибровочные маркеры могут быть удалены, поскольку информация о движении основана на перемещении трекерных маркеров. Программная обработка координат трекерных маркеров дает возможность

анализировать угловые и линейные кинематические характеристики изучаемых движений, позволяет строить усредненные профили суставных углов и угловых скоростей, рассчитывать стандартные отклонения, производить сравнительный анализ результатов исследования нескольких пациентов или одного пациента в разные периоды времени, использовать для сравнения эталонные варианты.

Число маркеров, устанавливаемых на сегменты тела, зависит от задачи исследования: в пределах видимости как минимум двух камер всегда должно быть не менее трех маркеров (так как плоскость определяется в пространстве тремя точками), в реальных условиях для учета изменения положения сегмента тела во время движения и перекрытия зон перемещения различных сегментов обычно используется значительно большее число маркеров. Как правило, современные системы видеозахвата представляют собой уже готовые кластеры маркеров в виде пластинок с размещенными на них четырьмя маркерами для длинных сегментов конечностей, «шапочки» с маркерами для головы и т.д. [58, 80].

Распознавание формы и положения сегментов тела на основании получаемой от датчиков информации является наиболее сложным этапом видеоанализа [198]. Существуют различные подходы: без использования или с использованием модели. Наиболее часто применяют модель, в которой сегменты тела (плечо, предплечье, таз, бедро, голень, стопа и пр.) условно рассматриваются как жесткие (не меняющие форму) линейные отрезки, соединение между которыми происходит по принципу «шар–корзина». В современных системах видеоанализа обычно реализована возможность построения любых двух- и трехмерных моделей исследования, позволяющих отображать интересующие исследователя сегменты локомоторного аппарата [80, 171, 189].

Программные средства современных систем видеоанализа обеспечивают предоставление первичных кинематических данных в соответствии со стандартами Международного общества биомехаников (International Society of Biomechanics). Стандарты регламентируют терминологию, костные ориентиры для определения границ сегментов тела, виды движений и их систему координат (оси). В настоящее

время такие стандарты разработаны для движений стопы, голени, бедра, таза, позвоночника, кисти, предплечья, плеча [131, 132].

В клинической практике видеоанализ движений человека используется с целью диагностики локомоторных нарушений и мониторингирования динамики восстановления двигательных функций в процессе лечения [184]. Он позволяет изучать кинематические характеристики движений, а комбинированное применение видеоанализа, тензодинамометрических платформ, электромиографии – исследовать силовые и энергетические характеристики движений [58].

«Золотым стандартом» при исследовании движений тела и наиболее частым типом локомоций, который изучается с помощью видеосистем, является ходьба [58, 184]. При кинематическом анализе ходьбы определяют перемещение общего центра массы тела и угловые перемещения в суставах нижних конечностей с расчетом линейных и угловых скоростей и ускорений, с определением формы и площади фазовых траекторий в суставах. Видеоанализ движений дает возможность оценивать не только ходьбу, но и возможности передвижения пациентов с помощью вспомогательных приспособлений, что представляется крайне важным для усовершенствования конструкции средств, обеспечивающих мобильность пациентов с ограниченными способностями к ходьбе.

Показано, что видеоанализ может стать надежным способом объективной оценки гипермобильности либо, наоборот, ограничений движений в ПС. Появились работы, подтверждающие целесообразность использования трехмерного видеоанализа движений в ПС в качестве метода контроля за эффективностью артропластики либо протезирования ПС [184, 191, 199, 154, 106]. Однако, стоит отметить, что методики изучения движений в суставах верхних конечностей с помощью видеоанализа стандартизированы в значительно меньшей степени [7].

Продолжаются разработки безмаркерных технологий видеоанализа, пригодных для использования в клинической практике, которые позволяют преодолеть такие недостатки маркерных методик, как исчезновение датчиков из

поля видения камер при повороте конечности, исчезновение части траектории движения при перекрытии маркеров сегментами тела [7, 99, 151, 154].

Перспективы развития технологий видеоанализа движений в клинической практике связаны с совмещением процедур регистрации и анализа кинематических и силовых характеристик движения, что требует синхронизации данных, получаемых с помощью видеоанализа и других методов исследования [83, 146]. Использование тензометрических платформ и силовых инверсивных динамических датчиков дает возможность оценивать силу реакции опоры при ходьбе и величины вращающих моментов того или иного движения в суставе, а применение специальных программ – рассчитывать затрачиваемую при этом механическую энергию [118, 166, 175].

Современные системы видеоанализа движений дают возможность получать трехмерные изображения локомоций и совмещать данные видеоанализа с анализом сигналов, полученных с других измерительных устройств [192, 130].

Оптический «захват движений» успешно применяется при исследованиях, связанных с оценкой безопасности и физиологической эффективности ПЭ. Метод использовали специалисты для физиолого-эргономической оценки пассивных экзоскелетов PAEXO (Ottobock SE & Co. KGaA, Германия), Laevo (Laevo BV, Нидерланды) и пр., используя при этом оптико-электронные системы регистрации движений VICON (Оксфорд, Великобритания), Certus, (Optotrak, Norton Digital Inc.) [163, 90, 111].

Для регистрации параметров движения в пространстве в настоящее время широкое распространение получило использование инерциальных сенсоров «захвата движений», основанных на функционировании микроэлектромеханических систем (МЭМС) – устройств, составляющих комбинацию трехосных датчиков ускорения, угловой скорости и магнитного поля. В последнее время активное развитие МЭМС-технологий сделало применение инерциальных датчиков гораздо доступнее [67]. Современные датчики являются функциональными и надежными, обладают высокой точностью при их использовании в динамическом режиме [62]. Они имеют малые размеры, низкое

энергопотребление, решают задачи трехмерного ориентирования, позиционирования, измерения скорости и ускорений по трем осям, а также имеют набор необходимых информационных интерфейсов, отвечающих различным научно-исследовательским задачам. Инерциальные датчики способны регистрировать линейное и угловые ускорения, угловую скорость и магнитное поле вектора в собственной трехмерной системе координат. Некоторые устройства включают алгоритмы, с помощью которых можно вычислить положение сенсора относительно неподвижной системы координат [4].

Одним из активно развиваемых направлений использования МЭМС в настоящее время является кинопроизводство и компьютерная анимация. Индустрия кинопроизводства использует «захват движения» для создания эффектов компьютерной графики, в некоторых случаях заменяющих традиционную анимацию. С 2001 года системы «захвата движения» широко применяются для производства фильмов, которые симулируют или приближают внешний вид живого кинематографа с почти фотореалистичными цифровыми моделями персонажей. Инерциальные системы «захвата движений» часто используют в программной среде для управления сгенерированными компьютером персонажами в режиме реального времени [197].

Широкое применение инерциальные датчики нашли в биомеханике, эргономике, спорте высоких достижений, двигательной реабилитации и других областях. Применение систем «захвата движений» активно используют для анализа походки [79, 183] и бега [188]. Последние разработки в области носимых беспроводных сенсорных технологий позволяют проводить непрерывный трехмерный анализ биомеханики бега в полевых условиях [104]. Многие клиники, научные центры и лаборатории используют захват движений как объективный способ диагностики опорно-двигательного аппарата и количественной оценки реабилитации пациента после инсульта [190], нарушений функции ОДА [174], при болезни Паркинсона [140], для оценки баланса тела [120] и пр. [153]. Технологии активно применяют для оценки биомеханики движений спортсменов различных видов спорта [97, 110, 138, 150].

Технологию широко применяют специалисты военной медицины для оценки амплитуд движений в суставах и сочленениях тела человека [194] при изучении влияния нагрузки на биомеханику движений [149], эргономической оценке СИЗ военнослужащих [186] и экзоскелетов при выполнении боевых задач [94, 105, 125, 159].

Измерение движения с помощью инерционных датчиков нашло применение в разработке первых виртуальных обучающих систем для армии США «Dismounted Soldier» и «Virtual Immersion System» [175, 169, 137].

Используют технологию и в робототехнике. Описаны исследования, которые доказывают, что применение инерционных систем захвата движений является основным инструментом в оценке двигательной активности не только человека, но и робота [89, 133].

Технология зарекомендовала себя как инструмент оптимизации рабочего процесса в различных производственных отраслях. Программный продукт «Vive Lab Ergo» совместно с инерционной «системой захвата» движений «Xsens» позволяет оценить влияние негативных факторов тяжести трудового процесса на работника [98]. Инерциальные датчики нашли свое применение в работах по мониторингу производственных процессов и когнитивному обучению [103, 121].

Внедрение инерциальных систем «захвата движения» находит применение при изучении влияния конструкций экзоскелетов на человека. Применяя данную технологию, исследователи дают количественную оценку амплитуд движений в суставах и сочленениях тела человека. На основании измерений делают вывод о безопасности и эффективности применения экзоскелетов. Примерами исследований в данной области являются ряд работ, посвященных испытаниям медицинских [119, 147] и промышленных [182] экзоскелетов.

Наиболее ярким представителем, предлагающим использование инерциальных датчиков для отслеживания движений человека, является голландская компания Xsens Technologies B.V. [157]. В настоящее время она является ведущим мировым разработчиком и производителем компактных приборов для измерения параметров пространственного движения на основе

МЭМС-датчиков. Датчики Xsens фиксируются на различных частях тела человека для оценки их пространственного положения при движении, в результате чего аккумулируются данные о движениях, имеющих шесть степеней свободы по отношению к системе координат, не привязанной к телу. Каждый датчик анализирует данные с помощью интегрированных акселерометров, гироскопов, магнитометров. В зависимости от модификации комплексов, информация, поступающая с сенсоров, обрабатывается с помощью инерциальных цифровых сигнальных процессоров, находящихся в корпусе датчика, или с помощью внешних компьютерных устройств, таких как персональный компьютер или микроконтроллер, после чего совокупная информация с каждого из датчиков анализируется с помощью специальных алгоритмов. В линейке продукции компании имеется Xsens MVN (Moving), состоящий из специального костюма с интегрированными в него МЭМС-датчиками [157].

Результаты поиска российских аналогов оборудования для «захвата движений» с использованием инерциальных датчиков позволили установить наличие отечественного оборудования для решения поставленных задач – комплекса для диагностики, лечения и реабилитации больных с двигательными патологиями «Траст-М», производства ООО «Неврокор». В стандартную комплектацию оборудования входит 7 беспроводных инерциальных датчиков с системами крепления на поверхности тела человека, а также программное обеспечение для регистрации, обработки и анализа полученных данных.

В целом анализ литературных данных указывает на недостаточную проработку вопросов, связанных с использованием современных медико-биологических методов применительно к физиолого-эргономической оценке СИЗ и ПЭ, что указывает на актуальность настоящей работы и определяет выбор направления деятельности.

1.4 Возможности применения средств и методов оценки состояния кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата работников физического труда при использовании промышленных экзоскелетов

При изучении ФС и работоспособности человека необходимо прежде всего иметь четкие количественные критерии, характеризующие степень отклонения изучаемых показателей от их некоторых исходных значений, принимаемых в качестве так называемый нормы. В основе этих исследований должны быть положены методические подходы, базирующиеся на изучение изменений физиологического статуса человека, с акцентом на те функциональные системы, которые подвергаются наибольшей нагрузке в изучаемых условиях [16].

Помимо физиологических показателей, характеризующих состояние КРС и ОДА человека, необходимо также оценивать влияние конструктивно-механических свойств ПЭ на движения в суставах работника.

Для решения поставленных задач с учетом специфики применения, возможностей и условий проведения экспериментальной оценки, необходимо было выбрать оптимальные средства и методы исследований. С этой целью перед началом экспериментальной части работы нами были сформированы специальные требования к измерительному оборудованию и методам исследований КРС и ОДА работников физического труда при использовании ПЭ. Методы оценки должны быть стандартными, надежными, валидными и объективными [13], измерительное оборудование должно обладать возможностью регистрации и анализа максимального количества необходимых показателей, не препятствовать естественным движениям, в том числе при сочетании с конструктивными элементами промышленных экзоскелетов, иметь возможность применения как в лабораторных, так и в натурных условиях (за счет автономности и высокой степени защиты средств регистрации от внешних воздействий, их способности к дистанционной работе в радиусе действия не менее 50 м от средств приема).

Являясь «золотым стандартом» оценки показателей КРС организма человека, эргоспирометрия, помимо количественного определения ключевых показателей работоспособности, таких как максимальное потребление кислорода (МПК), порог анаэробного обмена, дыхательный коэффициент (ДК), позволяет определять метаболический эквивалент нагрузки, регистрировать основные показатели функции внешнего дыхания, такие как ЖЕЛ, минутный объем дыхания, форсированная жизненная емкость и др.

Универсальность, неинвазивность и высокая достоверность метода лежат в основе его выбора. Несомненным преимуществом эргоспирометрии при использовании ее в интересах медицины труда является возможность расчета энергозатрат в процессе выполнения конкретной функциональной пробы или на определенной ступени нагрузки с использованием показателей ДК и калорического эквивалента по кислороду.

Применение специализированного оборудования, использующего беспроводную передачу данных, позволяет регистрировать все ключевые физиологические показатели и оценивать энерготраты в условиях моделирования профессиональной деятельности, что дает возможность оценить влияние СИЗ и ПЭ на динамику работоспособности человека.

В связи с этим, проведение эргоспирометрического исследования в большинстве случаев способно полностью заменить существующие методы оценки нагрузки на кардиореспираторную систему работника и существенно расширить возможности физиолого-эргономических исследований СИЗ и ПЭ.

Наиболее компактной из беспроводных эргоспирометрических систем является «MetaMax 3B». Возможность фиксации системного блока прибора как на передней, так и на задней части туловища, является одним из определяющих факторов в пользу выбора данного средства измерений.

Гониометрия является простейшим методом оценки биомеханических характеристик двигательных действий работника. Однако, существенным недостатком его применения для физиолого-эргономической оценки ПЭ является

необходимость доступа к анатомическим ориентирам человека и невозможность его использования при динамической работе.

Из числа известных, интерес представляет способ регистрации биомеханических характеристик движения человека с помощью видеоанализа (видеозахвата) его движений (Motion capture), который широко используют в спортивной биомеханике. Возможность искажения естественной двигательной активности испытуемого исключается [9]. Метод соответствует большинству требований к оценке биомеханических характеристик движений и обладает рядом преимуществ, в том числе тем, что на теле человека отсутствуют устройства, ограничивающие его свободное перемещение, исключающие возможность искажения естественной двигательной активности, в первую очередь, кинематики локомоций. Система видеоанализа двигательных действий характеризуется универсальностью и обеспечивает единый технологический цикл получения необходимой информации.

Однако, при использовании такого метода возникает ряд технических трудностей. Во-первых, в процессе движения в течение некоторого промежутка времени светоотражатели могут перекрываться от объектива камеры, что препятствует регистрации значений одного или нескольких углов, возникающих между сегментами тела при их движении. Во-вторых, зоны видеосъемки ограничены, что заставляет проводить исследование на ограниченных площадях. В-третьих, качественное проведение видеозахвата движений возможно только при низкой освещенности, что не всегда приемлемо при исследовании биомеханических характеристик движений работников, осуществляющих свою профессиональную деятельность в полевых условиях. Использование данного способа для оценки влияния элементов СИЗ и ПЭ работников на биомеханические характеристики движений ограничивает еще один существенный недостаток, а именно то, что доступ к костным выступам испытуемого ограничивают элементы СИЗ и, что требует, нарушая методику проведения измерений, устанавливать светоотражатели на элементы СИЗ и ПЭ. В связи с этим, реальная картина положения сегментов тела в пространстве визуализируется недостаточно объективно, что в итоге может существенно исказить результаты измерений [57,

46]. Поэтому использование указанного способа для оценки влияния элементов ПЭ на биомеханические характеристики движений работников крайне затруднительно.

Существенно объективизировать исследования по оценке влияния конструктивно-механических свойств ПЭ на движения работника может применение инерциальных датчиков. Основным преимуществом применения инерциальных систем при выборе средств для решения задач по физиолого-эргономической оценке ПЭ является возможность беспроводной регистрации параметров. Так как инерциальные датчики связываются с персональным компьютером по беспроводному каналу 802.11, существует возможность при помощи маршрутизатора увеличить дальность приема сигнала. Это позволяет регистрировать биомеханический анализ движений при выполнении простых движений и сложных элементов трудовой деятельности. Устройства способны регистрировать значительное количество необходимых биомеханических параметров, связанных с перемещением как отдельных сегментов, так и всего тела работника. Низкие массогабаритные показатели и автономность работы современных сенсоров не препятствуют естественным локомоциям специалиста при выполнении элементов профессиональной деятельности, что и определяет потенциальную возможность использования методик оценки с их использованием.

Однако известно, что со временем интеграция информации, полученная с инерциального датчика, приводит к ошибкам из-за «ухода» параметров за границы допустимого значения ввиду наличия помех, смещения сигнала или ошибки расположения датчика, что нивелируется программным обеспечением с помощью сложных математических алгоритмов, заложенных в основу анализа регистрируемых данных.

Исходя из вышеизложенного, наиболее предпочтительным решением являлось взаимодействие с российскими производителями систем «захвата движений». Вполне адекватным для выполнения поставленных задач выглядело использование комплекса для диагностики, лечения и реабилитации больных с двигательными патологиями «Траст-М» (ООО «Неврокор», г. Москва). Помимо регистрации угловых и линейных скоростей и перемещений, датчики комплекса

обладают возможностью записи биоэлектрической активности мышц (поверхностной ЭМГ). Однако, результаты апробации комплекса, доказали неработоспособность оборудования, что было связано со следующими факторами:

- отсутствовала возможность привязки положения датчика в соответствии с реальным расположением непосредственно на теле человека, что заставляло снимать сенсоры с участков тела и «обнулять» их повторно на горизонтальной поверхности в тех случаях, когда подготовка к процессу записи показателей занимала более 2 минут;

- гироскопы, встроенные в МЭМС-устройство, регистрировали углы Эйлера, отражающие местоположение датчика в пространстве; алгоритм программного обеспечения не выполнял их проекцию на двоичную систему координат, в системе измерения которой заложены принятые за стандарты значения в ортопедии и травматологии. Согласно объяснению производителя, при регистрации использовался алгоритм расчета положения сенсора в пространстве с использованием гироскопов с корректирующей обратной связью по показаниям акселерометров и магнитометров, вследствие чего регулярно наблюдались ошибки в расчете углов, связанные с неравномерным распределением магнитного поля и искажением показаний магнитометров.

В связи с этим был сформирован перечень недостатков, препятствующих выполнению задач данной работы, который был рассмотрен специалистами компании-разработчика, после чего производитель модернизировал систему.

Технические возможности оборудования новой версии позволили корректно регистрировать биомеханические характеристики движений в течение 10 мин, «привязывать» датчик непосредственно во время исследования на теле специалиста. В состав сенсоров нового образца вошли гироскопы с более высокой точностью, применялись алгоритмы расчета показателей угловых перемещений без использования магнитометров. Был разработан специальный алгоритм и система термостатирования для компенсации температурных перепадов, уменьшения дрейфа сигналов с гироскопов и акселерометров, увеличения времени автономной работы. Модернизация оборудования позволила существенно повысить качество

регистрации данных и использовать комплекс «Траст-М» для исследования биомеханических характеристик в крупных суставах применительно к физиолого-эргономической оценке ПЭ.

Одним из существенных преимуществ комплекса «Траст-М» в рамках предстоящих задач являлась возможность регистрации ЭМГ, причем передача информации при этом могла осуществляться по беспроводному каналу связи.

Для решения задач, связанных с оценкой мышечного тонуса, наиболее приемлемым объективным методом является миотонометрия. В качестве средства измерения был выбран портативный прибор для осуществления неинвазивной цифровой пальпации поверхностно расположенных и некоторых глубоких скелетных мышц «MyotonPRO» («Myoton AS», Эстония). Основным фактором, заставившим остановиться на данном приборе при выборе средств измерений, послужило наличие значительного количества информации о результатах его использования за рубежом.

Таким образом, для выполнения задач, связанных с оценкой состояния КРС и ОДА человека нами были выбраны наиболее адекватные методы, в том числе эргоспирометрия, биомеханический «захват движений» (с использованием инерциальных датчиков), ЭМГ и миотонометрия, а также определены доступные и приемлемые средства измерений, которые легли в основу разработанных методик, представленных во II главе настоящей работы.

ГЛАВА 2. ОРГАНИЗАЦИЯ, МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Организация исследования

Исследование выполнено в ФГБНУ «НИИ МТ» в два этапа.

На первом этапе были обоснованы наиболее адекватные решаемым задачам современные методы и средства, позволяющие оценить показатели состояния КРС и ОДА человека в процессе физической работы. Разработаны модель физической работы и методики оценки состояния КРС и ОДА добровольцев, часть из них апробирована как в лабораторных, так и полевых условиях применительно к физиолого-эргономической оценке моделей СИЗ (мСИЗ), отягчающих физические нагрузки.

На втором этапе с использованием современного оборудования для медико-биологических исследований был разработан комплекс методик физиолого-эргономической оценки ПЭ. В ходе испытаний двух экспериментальных образцов (ЭО) ПЭ была проведена апробация разработанных методик.

Исследования выполняли с привлечением здоровых добровольцев в соответствии с этическими принципами проведения медицинских исследований с участием человека в качестве субъекта согласно Хельсинкской декларации Всемирной Медицинской Ассоциации и ГОСТ Р 56509-2015 «Услуги населению. Надлежащая практика гуманитарных исследований». Проведение исследований было одобрено комиссиями по биомедицинской этике (заключение Комитета по этике биомедицинских исследований в ГНИИИ (ВМ) МО РФ от 21.06.2016 г. и Протокол заседания № 3 Локального этического комитета ФГБНУ «НИИ МТ» от 20.03.2019 г.).

Программа, методы, объем и объекты исследования представлены в таблице 2.1.

Таблица 2.1 – Программа, методы, объем и объекты исследования

№ этапа	Программа исследования	Основные методы и объем (количество) исследований	Объекты исследований (количество)	Общее кол-во исследований
1	Анализ подходов к физиолого-эргономической оценке СИЗ и ПЭ	– библиографический; – аналитический	Литературные источники отечественных и зарубежных авторов (189), нормативные документы (10)	-
	Обоснование средств и методов оценки состояния КРС и ОДА работников физического труда при использовании ПЭ			
	Оценка возможности применения методов оценки показателей КРС и ОДА работников физического труда применительно к физиолого-эргономической оценке моделей СИЗ	– антропометрия (12); – эргоспирометрия (36); – биомеханический «захват движений» (108); – статистический анализ	Здоровые добровольцы, не имеющие противопоказаний к участию в исследовании (n=12 чел.)	156
2	Формирование модели трудовой деятельности работников физического труда в лабораторных условиях с использованием ЭО ПЭ	– составление профессиограмм работников физического труда (2); – регистрация показателей, обуславливающих тяжесть трудового процесса, эргономические характеристики рабочих поз и движений (4); – оценка показателей тяжести трудового процесса (4); – регистрация эргономических показателей рабочих поз и движений (фотогониометрия) (4)	Работники физического труда (n=4 чел.)	236
	Разработка и апробация комплекса методик физиолого-эргономической оценки ПЭ с использованием современного оборудования	– антропометрия (6); – эргоспирометрия (24); – биомеханический «захват движений» (72); – электромиография (60); – мионометрия (60); – статистический анализ	Здоровые добровольцы, не имеющие противопоказаний к участию в исследовании (n=6 чел.)	222

2.2 Характеристика объектов исследования

На первом этапе работы в качестве добровольцев привлекались 12 практически здоровых мужчин в возрасте от 18 до 45 лет, ростом от 170 до 191 см, массой тела от 57 до 94 кг, с индексом массы тела от 21 до 28. Второй этап работы состоял из двух подэтапов, отличающихся тем, что на каждом из них исследовали различные модели ЭО ПЭ. Для оценки показателей тяжести трудового процесса в производственных условиях привлекались 4 человека (специалисты двух профессий); в качестве добровольцев привлекались 6 практически здоровых мужчин в возрасте от 24 до 38 лет, ростом от 172 до 190 см, массой тела от 67 до 90 кг, с индексом массы тела от 20 до 27.

Перед началом практической части исследования все добровольцы подвергались обследованию с применением инструментальных (ЭКГ, измерение АД, температуры тела и пр.) и лабораторных методов диагностики, в том числе клинических (общий анализ мочи и расширенный общий анализ крови), биохимических (биохимический анализ крови) и иммунологических (анализ крови на ВИЧ (ВИЧ 1/2, антиген + антитело), сифилис (RPR, anti-Tr.pallidum IgG+IgM), гепатиты В (HBsAg) и С (anti-HCV total), а также медицинскому осмотру неврологом, дерматовенерологом и терапевтом.

Критериями отбора (допуска) добровольцев являлись:

- верифицированный диагноз «здоров»: отсутствие на момент обследования симптомов заболеваний пищеварительной, мочевыделительной и нервной систем, КРС, ОДА (с учетом предварительно проведенных стандартных клинико-лабораторные и инструментальных исследований);
- отсутствие в анамнезе черепно-мозговых и скелетно-мышечных нарушений, травм позвоночника, хронических заболеваний ОДА, в т.ч. в стадии ремиссии;
- отрицательные результаты анализов крови на вирус иммунодефицита человека (ВИЧ), сифилис (RW), гепатит В (HbsAg) и гепатит С (HCV РНК);

– отсутствие значительных ограничений амплитуд движений в крупных суставах и позвоночнике (относительно референсных значений).

Лица, имеющие медицинские противопоказания, к исследованию не допускались.

2.3 Материально-техническое обеспечение исследований

Для проведения исследований в качестве оборудования использовали:

- портативную систему для проведения эргоспирометрического тестирования «MetaMax 3B» (Cortex, Германия);
- монитор сердечного ритма Polar H10 (Polar Electro, Финляндия);
- комплекс для лечения и реабилитации больных с двигательными патологиями «Траст-М» (ООО «Неврокор», г. Москва), укомплектованный 7 беспроводными инерциальными датчиками и системой для их фиксации на поверхности тела человека;
- прибор для измерения тонуса и жесткости мышц «MyotonPRO» (Myoton AS, Эстония);
- дальномер «Leica DISTO D1» (Leica Geosystems, Швейцария);
- рулетку измерительную «Standart» (FIT, Канада);
- безмен электронный «Zencro» (Zhen Branch, Китай);
- секундомер механический «Агат СОПр-2а-2-010» (ОАО «Златоустовский часовой завод», г. Златоуст, Россия);
- весы напольные «SECA-769 с ростомером «SECA-220» (Seca gmbh & co, Германия);
- прибор для измерения параметров микроклимата «Метеоскоп-М» (ООО «НТМ-Защита», г. Москва);
- программное обеспечение (ПО) «Metronome Beats Pro».

2.4 Характеристика моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образов промышленных экзоскелетов

На 1 этапе работы в качестве факторов, оказывающих отягчающее воздействие на ФС организма человека, использовали комплекты экипировки – мСИЗ в трех модификациях:

- мСИЗ-0 (спортивная обувь, трусы, футболка), общей массой не более 1,5 кг, условно обозначенная как модель, не оказывающая существенного влияния на ФС человека в процессе выполнения физической работы;

- мСИЗ-1 (белье нательное, ботинки с высоким берцем, костюм из тканевых материалов), общей массой 3 кг, условно обозначенная как модель, оказывающая незначительное негативное влияние на ФС человека в процессе выполнения физической работы;

- мСИЗ-2 (белье нательное, ботинки с высоким берцем, костюм из тканевых материалов, бронежилет 6Б45 в основной комплектации, жилет 6Ш117, боевой ранец, бронешлем 6Б47, комплекты защиты суставов), общей массой 32 кг, условно обозначенная как модель, оказывающая значительное негативное влияние на ФС человека в процессе выполнения физической работы.

На 2 этапе работы в качестве ЭО ПЭ использовали:

- «Exochair» (ООО «Полезные роботы», г. Москва, Россия), массой 6 кг, предназначенный для уменьшения негативного влияния статических нагрузок на ОДА работников физического труда, в частности, при поддержании рабочей позы «стоя»;

- «ExoAtlant» (ООО «Экзоатлант», г. Москва, Россия), массой 6 кг, предназначенный для уменьшения негативного влияния динамических нагрузок, связанных с подъемом тяжестей и наклонами корпуса, на ОДА работников физического труда.

Непосредственно перед началом исследования осуществляли «подгонку» м-СИЗ-1, м-СИЗ-2, ЭО ПЭ в соответствии с антропометрическими характеристиками добровольцев.

2.5 Программа и методики исследований

Перед началом исследования добровольцы были ознакомлены с его характером и условиями проведения, обучены работе с используемыми техническими средствами. От каждого добровольца в письменной форме было получено информированное согласие на участие в экспериментальных исследованиях. Каждый был проинструктирован о запрете приема алкоголя, кофеин-содержащих средств (напитков), лекарственных и физиологически активных средств накануне исследования, а также курения за 3 часа до его начала.

2.5.1 Моделирование физической работы

На 1 этапе исследований добровольцы были рандомизированы на 3 группы по 4 человека. На протяжении 16 дней добровольцы каждой группы подвергались нагрузкам и тестированиям в различных мСИЗ таким образом, чтобы перерыв между тестированиями составлял не менее 3 суток.

Моделирование физической работы на 1 этапе проводили путем предъявления высокоинтенсивных нагрузок, связанных с динамической работой мышц. Для этого в условиях пересеченной местности было организовано совершение марш-броска на 5 км с раздельным стартом добровольцев в каждой из мСИЗ. Средние значения температуры воздуха в период проведения исследований находились в пределах 14,6 – 16,7°C и его относительной влажности – в диапазоне 76,2%–84,7%.

2.5.2 Разработка лабораторной модели трудовой деятельности работника физического труда

Вначале 2 этапа с целью формирования лабораторной модели трудовой деятельности (ЛМТД) работников физического труда был осуществлен выезд на производственные площадки, где были определены тип работы, профессии и

производственные операции специалистов – потенциальных потребителей ПЭ, составлены их профессиограммы, зарегистрированы показатели, обуславливающие тяжесть трудового процесса и эргономические характеристики рабочих поз и движений, проведена оценка показателей тяжести трудового процесса.

Ориентируясь на показатели, полученные при исследовании трудовой деятельности работников, была разработана ЛМТД.

Для исследования безопасности и физиологической эффективности применения ЭО ПЭ «Exochaig» моделировали трудовую деятельность логиста архивно-логистического центра (в течение 8 часов с перерывом на обед) – производственная операция № 1.

Для исследования безопасности и физиологической эффективности применения ЭО ПЭ «ExoAtlant» моделировали трудовую деятельность грузчика логистического центра (в течение 2 часов с перерывом) – производственная операция № 2.

Дизайн исследования был сформирован таким образом, что каждый из добровольцев осуществлял МТД как без применения ПЭ (I группа), так и с его применением (II группа).

Медико-биологические методы оценки состояния КРС и ОДА человека включали в себя оценку общего состояния добровольцев, биомеханический «захват движений», эргоспирометрию, ЭМГ, миотонометрию.

Оценку показателей состояния КРС и ОДА осуществляли до начала (фоновые тестирования), в перерывах (промежуточные тестирования) и по окончании МТД (контрольные тестирования) одинаково на обоих этапах исследования.

Дизайн исследований в условиях ЛМТД каждой из профессий представлен на рисунках 2.1 и 2.2.

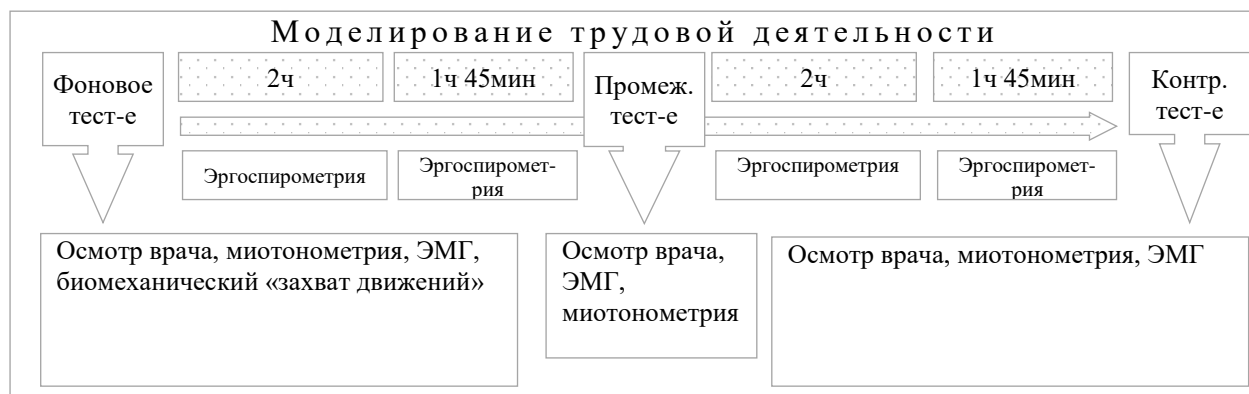


Рисунок 2.1 – Дизайн исследования для модели трудовой деятельности логиста архивно-логистического центра (исследование ПЭ «Exochair»)

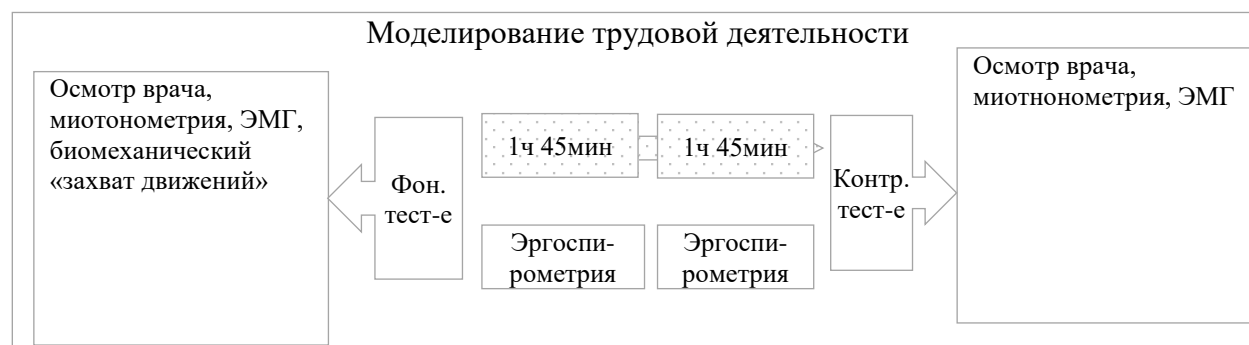


Рисунок 2.2 – Дизайн исследования для модели трудовой деятельности грузчика логистического отдела (исследование ПЭ «ExoAtlant»)

2.5.3 Методика оценки динамики показателей состояния кардио-респираторной системы человека с использованием эргоспирометрии

Для регистрации показателей состояния КРС человека использовали портативную систему для проведения эргоспирометрического тестирования «Metamax 3B» (Cortex, Германия) и монитор сердечного ритма Polar H10 (Polar Electro, Финляндия) с эластичным поясом.

Перед началом исследования в соответствии с Руководством пользователя проводили калибровку газоанализатора. В ПО «MetaSoftStudio» вносили антропометрические данные добровольца (длину и массу тела), необходимые для расчета удельных показателей работы и газообмена. Для регистрации ЧСС до

начала исследования на поверхности грудной клетки с помощью эластичного пояса фиксировали монитор сердечного ритма. На лице добровольца с помощью системы креплений закрепляли маску для газоанализа таким образом, чтобы при закрытии входного отверстия маски на выдохе воздух не выходил за ее пределы. Портативный газоанализатор с использованием системы ремennого крепления располагался на поверхности одежды добровольца.

Показатели состояния кардио-респираторной системы, в том числе VO_2 , VCO_2 , легочной вентиляции (ЛВ), ЧСС, ДК, ДО, ЧД и энерготрат регистрировались в автоматическом режиме в процессе выполнения работы на всем ее протяжении.

2.5.4 Методики биомеханического «захвата движений» человека

Биомеханический «захват движений» человека заключался в регистрации и сравнительной оценке максимальных амплитуд активных движений (МAAD) в крупных суставах и позвоночнике добровольцев с использованием комплекса для лечения и реабилитации больных с двигательными патологиями «Траст-М» (ООО «Неврокор», г. Москва).

Количественными характеристиками МААД человека являлись проекции трехмерных углов, зарегистрированных в пространстве при перемещении инерциальных датчиков, закрепленных на сегментах тела, на одну из плоскостей: сагиттальную (при выполнении сгибания-разгибания), фронтальную (при выполнении отведения-приведения и латерофлексии) и горизонтальную (при выполнении ротации в позвоночнике). С помощью системы креплений на поверхности тела добровольца фиксировали инерциальные датчики, после чего доброволец в одинаковом темпе 10-кратно выполнял определенные упражнения в соответствии с методиками, представленными ниже. Не допускали смещения датчиков относительно первоначального положения.

С целью регистрации МААД в крупных суставах верхних конечностей с помощью системы креплений на поверхности тела добровольца фиксировали 5 датчиков (рисунок 2.3): в области грудины (1), верхней трети латеральной

поверхности правого плеча (2), верхней трети латеральной поверхности левого плеча (3), нижней трети латеральной поверхности правого предплечья (4), нижней трети латеральной поверхности левого предплечья (5).

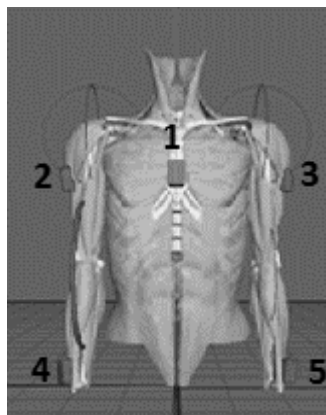


Рисунок 2.3 – Схема расположения инерциальных датчиков на сегментах тела для регистрации МААД в крупных суставах верхних конечностей (интерфейс ПО «Траст-М»)

Для подготовки оборудования к выполнению методики доброволец занимал положение стоя, верхние конечности и ладони были направлены параллельно полу и перпендикулярно туловищу. После настройки оборудования и «привязки» датчиков, доброволец занимал исходное положение – ладони прижаты к бедрам, кисти направлены перпендикулярно полу, и выполнял цикл упражнений с 10-ти кратными повторениями максимальных по амплитуде сгибания, разгибания, отведения в ПС и сгибания в ЛС: (рисунок 2.4):

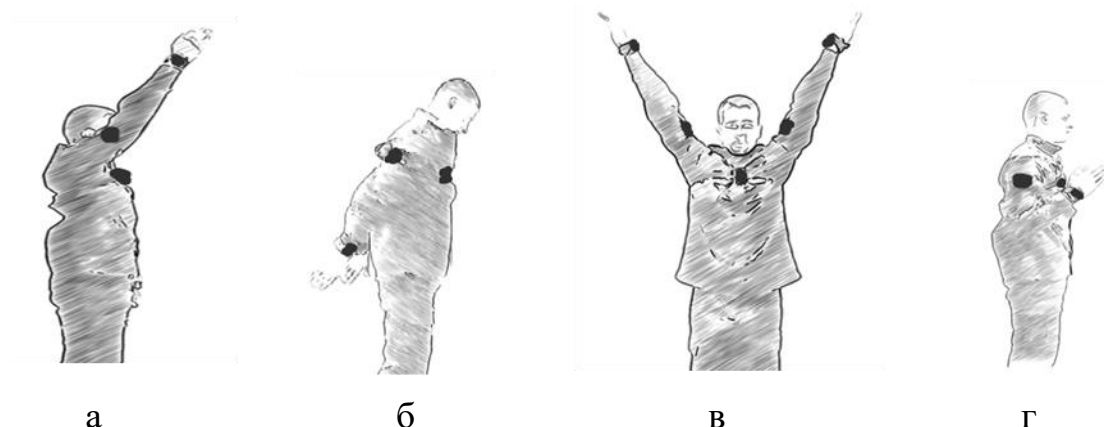


Рисунок 2.4 – Осуществление сгибания (а), разгибания (б), отведения (в) в ПС и сгибания (г) в ЛС

Для регистрации МААД в крупных суставах нижних конечностей на поверхности тела добровольца фиксировали 5 датчиков (рисунок 2.5): в области крестцового отдела позвоночника по задней срединной линии, проекции остистых отростков L5 – S1 (1), верхней трети латеральной поверхности правого бедра (2), верхней трети латеральной поверхности левого бедра (3), нижней трети латеральной поверхности правой голени (4), нижней трети латеральной поверхности левой голени (5).

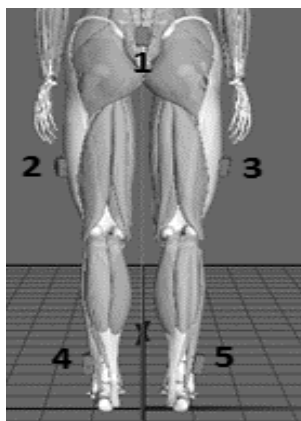


Рисунок 2.5 – Схема расположения инерциальных датчиков на сегментах тела для регистрации МААД в крупных суставах нижних конечностей (интерфейс ПО «Траст-М»)

Для подготовки оборудования к выполнению методики доброволец занимал положение стоя, верхние конечности и ладони были направлены параллельно полу и перпендикулярно туловищу. После настройки оборудования и «привязки» датчиков, доброволец занимал исходное положение – стоя, ноги вместе, и осуществлял цикл упражнений с 10-ти кратными повторениями максимальных по амплитуде сгибания, разгибания, отведения в ТС, сгибания в КС (поочередно левой и правой ногой), а также сгибание в ТС и КС при выполнении глубоких приседаний (рисунок 2.6).

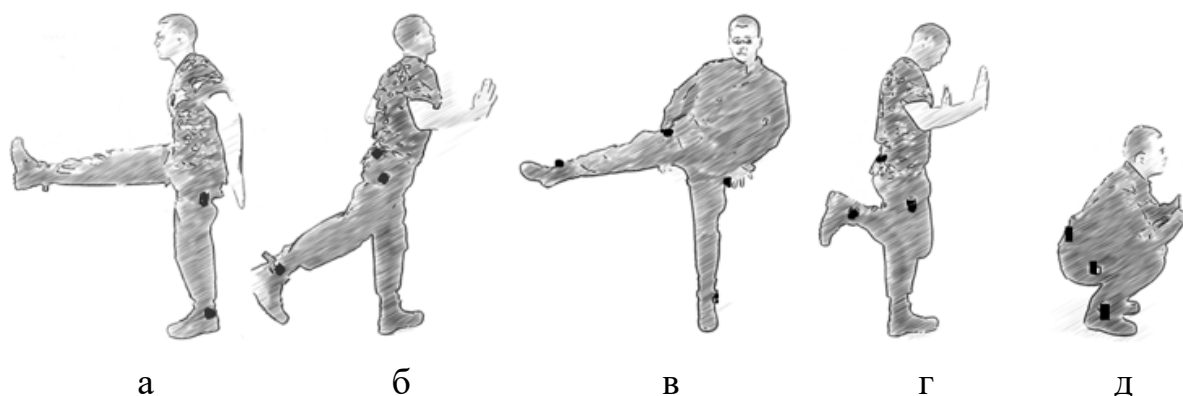


Рисунок 2.6 – Осуществление сгибания (а), разгибания (б), отведения (в) в ТС и сгибания (г) в КС, а также сгибания в ТС и КС при выполнении глубоких приседаний (д)

Для биомеханического «захвата движений» сочленений позвоночника на поверхности тела фиксировали 4 датчика: в области проекций теменной кости, остистого отростка С7, остистых отростков Th1- L1, остистых отростков L5 – S1 (рисунок 2.7).

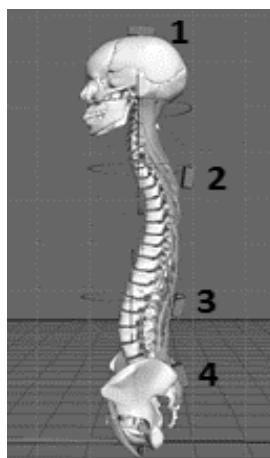


Рисунок 2.7 – Схема расположения инерциальных датчиков на сегментах тела для регистрации МААД в сочленениях позвоночника (интерфейс ПО «Траст-М»)

Для подготовки оборудования к выполнению методики доброволец занимал положение стоя, верхние конечности и ладони были направлены параллельно полу и перпендикулярно туловищу. После настройки оборудования и «привязки» датчиков, доброволец занимал исходное положение – стоя, ноги вместе, и выполнял цикл упражнений с 10-ти кратными повторениями максимальных по

амплитуде сгибание, разгибание в шейном отделе позвоночника в сагиттальной и фронтальной плоскостях (рисунок 2.8), сгибание, разгибание в пояснично-грудном отделе позвоночника в сагиттальной и фронтальной плоскостях, ротация (в горизонтальной плоскости), а также сгибание в пояснично-грудном отделе позвоночника в сагиттальной плоскости при выполнении глубоких приседаний (рисунок 2.9).

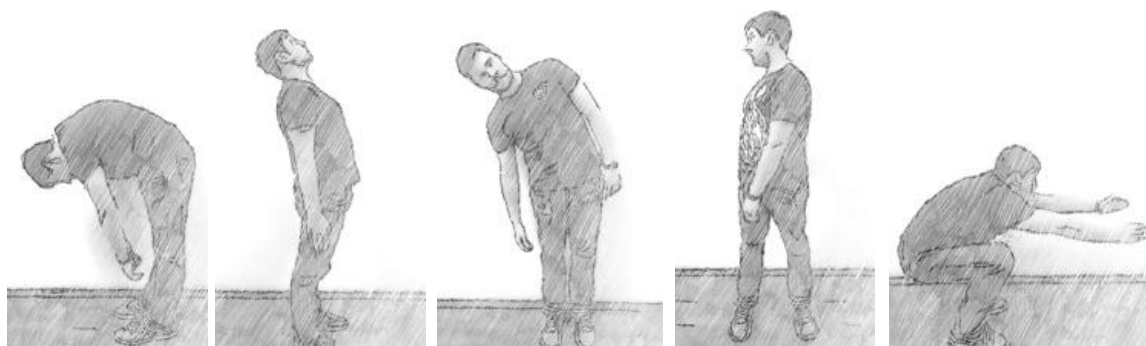


а

б

в

Рисунок 2.8 – Осуществление сгибания (а), разгибания (б) и латерофлексии в шейном отделе позвоночника



а

б

в

г

д

Рисунок 2.9 – Осуществление сгибания (а), разгибания (б), латерофлексии (в) и ротации (г) в пояснично-грудном отделе позвоночника, а также сгибания при выполнении глубоких приседаний (д)

Для анализа полученных результатов на графике определяемого параметра выбирали 10 отрезков – эпох анализа – отрезков между точками, соответствующих двум последовательным прохождением датчика через одно и то же положение в одинаковом направлении (рисунок 2.10).

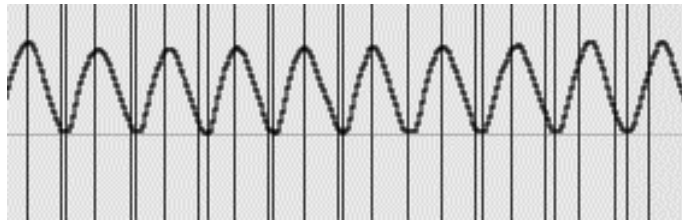


Рисунок 2.10 – Расстановка эпох анализа
(интерфейс ПО «Траст-М»)

Расчет показателей МААД производили в специализированном ПО «Траст-М» путем анализа графиков, содержащих значения показателей МААД в суставах конечностей и позвоночнике в различных плоскостях.

В соответствии с Руководством по эксплуатации ПО «Траст-М» по графику, содержащему усредненные данные рассчитываемого показателя, определяли его минимальное и максимальное значения, разность между которыми являлась МААД (рисунок 2.11).

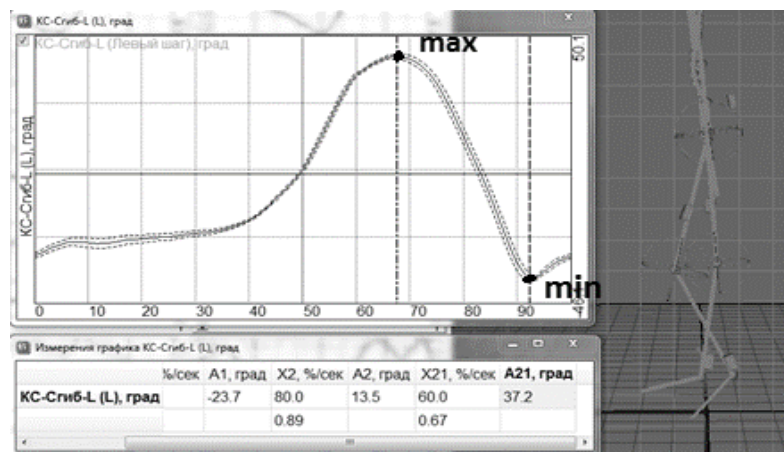


Рисунок 2.11 – Определение минимального и максимального значения показателя амплитуды движения в суставе
(интерфейс ПО «Траст-М»)

2.5.5 Методика электромиографического исследования

ЭМГ регистрировали с использованием комплекса для лечения и реабилитации больных с двигательными патологиями «Траст-М» (ООО «Неврокор», г. Москва).

После антисептической обработки участков кожи, контактирующих с электродами, осуществляли их фиксацию в месте двигательных зон над брюшками основных мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений (с обеих сторон).

При исследовании ЭО ПЭ «Exochair» регистрацию ЭМГ осуществляли у добровольцев в положении стоя до начала моделирования производственной операции №1 (фоновое тестирование), через 4 и 5 часов после его начала (промежуточные тестирования) и по его окончании (контрольное тестирование) со следующих мышц: *m.erector spinae*, *m.rectus femoris*, *m.biceps femoris*, *m.gastrocnemius*, *caput mediale*, *m.gastrocnemius*, *caput laterale*.

При исследовании ЭО ПЭ «ExoAtlant» (в условиях моделирования производственной операции №2) осуществляли регистрацию ЭМГ с *m. erector spinae*, *m. trapezius*, *m. deltoideus*, *m. biceps brachii* и *m. brahioradialis* в нескольких вариантах:

- стоя в рабочей позе без груза без применения ЭО ПЭ;
- стоя в рабочей позе с грузом, массой 31 кг, без применения ЭО ПЭ;
- стоя в рабочей позе с грузом, массой 31 кг, с применением ЭО ПЭ.

Регистрировали среднюю амплитуду спектра ЭМГ на частоте 0 – 500 Гц. Данные обрабатывали помощью специализированного ПО «Траст-М».

2.5.6 Методика миотонометрического исследования

Оценку тонуса мышц, участвующих в сохранении рабочих поз и выполнении рабочих движений, осуществляли с помощью прибора для неинвазивной цифровой пальпации скелетных мышц «MyotonPRO» (Myoton AS, Эстония). На кожу добровольца в области проекций брюшек измеряемых мышц, маркером наносили метки, которые являлись точками приложения прибора. Устройство располагали перпендикулярно коже над брюшком измеряемой мышцы, далее при постоянной нагрузке (0,18 Н), чтобы предварительно сжать подкожные ткани, устройство подавало краткий (15 мс) механический импульс с определенной силой (0,4 Н),

вызывая естественные затухающие колебания мышцы, которые фиксировались акселерометром, находящимся внутри прибора. В ПО производился расчет параметров, характеризующих свойства тканей, и отображение на экране прибора.

Для оценки тонуса мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений в ходе моделирования производственной операции №1, с обеих сторон исследовали *m.iliocostalis lumborum*, *m.longissimus thoracis*, *m.semitendinosus*, *m.biceps femoris*, *m.vastus lateralis*, *m.rectus femoris*, *m.vastus medialis*, *m.gastrocnemius caput laterale*, *m.gastrocnemius caput mediale*, *m.tibialis anterior*. Измерения проводили до начала МТД (фоновое тестирование), через 4 и 5 часов после его начала (промежуточные тестирования) и по его окончании (контрольное тестирование) в положении добровольца лежа на кушетке в расслабленном состоянии.

Для оценки тонуса мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, в ходе моделирования производственной операции №2 с обеих сторон исследовали *m. iliocostalis lumborum*, *m. longissimus thoracis*, *m. trapezius*, *m. latissimus dorsi*, *m. deltoideus*, *m. biceps brachii*, *m. brahioradialis*. Измерения проводили двукратно: до начала МТД (фоновое тестирование) и после его окончания (контрольное тестирование) в двух вариантах: лежа на кушетке в расслабленном состоянии и стоя, при поочередном напряжении каждой измеряемой мышцы. В качестве показателя динамики утомления мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, определяли разницу между тонусом напряжения и тонусом покоя.

Напряжение мышц достигалось путем выполнения простых движений, которые обеспечивались сокращением соответствующих мышц. Для *m. iliocostalis lumborum* и *m. longissimus thoracis* – сгибание туловища до 90 град. от вертикальной оси и удержание тела в этом положении; для *m. trapezius* – максимальный подъем плеч в сагиттальной плоскости (с прижатыми к телу руками); для *m. latissimus dorsi* – сгибание рук, выпрямленных в ЛС до 90 град. во фронтальной плоскости. Для *m. deltoideus* – отведение прямой руки до 90 град. в сагиттальной плоскости. Для *m. biceps brachii* – сгибание руки, прижатой к

туловищу, в ЛС до прямого угла. Для *m. brahioradialis* – разгибание и небольшая пронация в лучезапястном суставе руки, прижатой к туловищу.

Помимо этого измеряли тонус *m. iliocostalis lumborum* и *m. longissimus thoracis* во время максимального напряжения – в рабочей позе с грузом, массой 31 кг, до начала МТД (фоновое тестирование) и после него (контрольное тестирование) без применения ЭО ПЭ и с его применением.

2.5.7 Методики оценки показателей тяжести трудового процесса, исследования рабочих поз и движений работников и разработки лабораторных моделей трудовой деятельности

Тяжесть трудового процесса на рабочих местах логиста архивно-логистического центра и грузчика логистического центра оценивали по ряду показателей, выраженных в эргометрических величинах, характеризующих трудовой процесс, независимо от индивидуальных особенностей человека, участвующего в этом процессе. Основными показателями тяжести трудового процесса являлись:

- физическая динамическая нагрузка;
- масса поднимаемого и перемещаемого груза вручную;
- стереотипные рабочие движения;
- статическая нагрузка;
- рабочая поза;
- наклоны корпуса;
- перемещение в пространстве.

Каждый из перечисленных показателей был количественно измерен и оценен в соответствии с методиками (приложение 15) и разделом 5.10 Руководства по гигиенической оценке факторов рабочей среды и трудового процесса. критерии и классификация условий труда» (2.2.2006-05), а также приказом Министерства труда и социальной защиты РФ от 24 января 2014 г. N 33н «Об утверждении Методики проведения специальной оценки условий труда, Классификатора

вредных и (или) опасных производственных факторов, формы отчета о проведении специальной оценки условий труда и инструкции по ее заполнению» путем изучения:

- технической (эксплуатационной) документации на производственное оборудование (машины, механизмы, инструменты и приспособления), используемое работником на рабочем месте;
- технологической документации, характеристик технологического процесса;
- должностной инструкции, регламентирующей обязанности работника;
- характеристик применяемых в производстве материалов и сырья (в том числе установленных по результатам токсикологической, санитарно-гигиенической и медико-биологической оценок);
- результатов ранее проводившихся на данном рабочем месте исследований (испытаний) и измерений вредных и (или) опасных факторов.

Также было проведено обследование рабочего места путем осмотра и ознакомления с работами, фактически выполняемыми работником в режиме штатной работы, и путем опроса работника и его непосредственных руководителей.

Время выполнения каждой технологической операции определяли путем опроса работников и их непосредственных руководителей, а также путем хронометрирования.

Для расчета показателей тяжести трудового процесса логиста архивно-логистического центра учитывали средний вес короба с документами, нормы обработки коробов за смену, количество «обработанных» палет за смену, коэффициент вероятности нахождения документа в коробе, высоту палеты, высоту короба, высоту от дна короба, на которой расположено отверстие для захвата, вес сканера, время рабочей смены, в течение которого логист находится в рабочем положении «стоя», максимальное расстояние между рабочим столом и дальним краем палеты.

Для расчета показателей тяжести трудового процесса грузчика логистического центра были учтены: максимальный вес груза, средний суммарный вес принимаемых и выдаваемых грузов, среднее количество обрабатываемых грузов, высота палеты, высота груза, время нахождения в фиксированной позе при работах с грузом, время производственной операции (взвешивания одного груза), среднее расстояние от стола с расположенными на нем весами до груза.

Исследование рабочих поз включало в себя фотографирование рабочей позы, с последующим нанесением на фотографию проекций центров суставов и их соединений. На фотоснимке обозначали следующие точки, соответствующие проекциям: наружного слухового отверстия; большого бугра плечевой кости; наружного мыщелка плечевой кости; шиловидного отростка локтевой кости; большого вертела бедренной кости; наружного надмыщелка бедренной кости; лодыжки малоберцовой кости; сустава II или III пальца стопы. Соединяя эти точки попарно в определенном порядке, получили проекции рабочих звеньев тела: шеи, плеча, предплечья, туловища, бедра, голени, стопы. Таким образом был построен эпюр рабочей позы, по которому с помощью транспортира измеряли угловые величины и сравнивали их с оптимальными. Кроме суставных углов при анализе рабочей позы измеряли отклонения туловища и головы от вертикали.

Помимо этого, с использованием видеоаппаратуры осуществляли регистрацию рабочих движений исследуемых специалистов в ходе производственной деятельности.

Разработку ЛМТД логиста архивно-логистического центра осуществляли с использованием пластиковых палет, стеллажа разборного (с возможностью регулировки высоты рабочей поверхности), коробов архивных, мультифор, бокса, массогабаритные характеристики которого были идентичны параметрам инструмента (сканера), и бумаги формата А4.

Разработку ЛМТД грузчика логистического центра осуществляли с использованием пластиковых палет, стеллажа разборного (с возможностью регулировки высоты рабочей поверхности), гантелей разборных и бокса,

габаритные характеристики которого были идентичны параметрам весов настольных.

2.5.8 Статистический анализ, оценка и визуализация результатов исследований

Полученные результаты обрабатывали статистически и представляли графически с использованием программных пакетов Statistica 10.0 и MS Office Excel 2016, 2019. Нормальность распределения данных оценивали с помощью косвенных методов (оценка асимметрии и эксцесса), графических методов (частотные гистограммы, нормально-вероятностные графики и диаграммы размаха) и расчетных методов (критерий нормальности Колмогорова-Смирнова и Шапиро-Уилка). В случае соответствия распределения данных нормальному закону значимость различий определяли с помощью однофакторного дисперсионного анализа с дальнейшей обработкой методом множественных сравнений (t-критерий Стьюдента) или однофакторного дисперсионного анализа с дальнейшей обработкой методом множественных сравнений по Стьюденту-Ньюмену-Келса (в случае трех выборок). В остальных случаях использовали Т-критерий Уилкоксона с дальнейшей обработкой методом множественных сравнений. Для анализа повторных измерений показателей применяли критерий Фридмана. Критический уровень статистической значимости $p \leq 0,05$.

Описание данных для случаев нормального распределения произведено помощью средних арифметических и стандартного отклонения, для случаев ненормального распределения – медианы и интерквартильного размаха. Результаты 2 этапа работ с учетом небольшой выборки ($n=6$) и распределение данных, отличное от нормального, в большинстве случаев описаны с помощью медианы и интерквартильного размаха, которые представлены в виде $Me [25\%; 75\%]$, где Me – медиана, 25% – первый интерквартильный размах, 75% – третий интерквартильный размах. Динамика показателей визуализирована с использованием диаграмм размаха.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1 Физиолого-эргономическая оценка моделей средств индивидуальной защиты, отягчающих выполнение работы, связанной с физическими нагрузками

3.1.1 Показатели состояния кардиореспираторной системы человека, регистрируемые с использованием метода эргоспирометрии

Показатели, характеризующие состояние КРС, зарегистрированные в процессе выполнения физической работы, представлены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Показатели состояния КРС добровольцев, регистрируемые при выполнении физической работы (n=12, M \pm s)

Показатель, единицы измерения	Значения показателей при использовании различных мСИЗ		
	мСИЗ-0	мСИЗ-1	мСИЗ-2
Время выполнения работы (t), мин	24,7 \pm 1,9	27,8 \pm 2,2*	40,4 \pm 2,8*#
ЧД за период нагрузки, мин. ⁻¹	45,9 \pm 6,3	49,0 \pm 5,1*	48,3 \pm 7,6*
ЛВ за период нагрузки, л/мин	120 \pm 21	124 \pm 20	104 \pm 20*#
ЧСС за период нагрузки, мин ⁻¹	160 \pm 11	157 \pm 11	155 \pm 9
Энерготраты за период нагрузки, ккал	423 \pm 67	483 \pm 82*	564 \pm 104*#

Примечание:

* – статистически значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, использующих мСИЗ-0 (p \leq 0,05);

– статистически значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, использующих мСИЗ-1 (p \leq 0,05)

Результаты анализа показателей, зарегистрированных при выполнении работы, связанной с динамическими нагрузками, свидетельствовали о том, что время ее выполнения добровольцами с использованием мСИЗ-1 было на 12,5 % больше, чем время работы при использовании мСИЗ-0. Время выполнения работы при использовании мСИЗ-2 было в среднем на 63,5 % больше аналогичного показателя при использовании мСИЗ-0 и на 45,3 % – при использовании мСИЗ-1. Статистически значимое увеличение времени выполнения работы свидетельствовало о том, что использование мСИЗ-1 и мСИЗ-2 осложняло выполнение работы.

При этом наблюдали незначительное статистически значимое увеличение показателей ЛВ добровольцев при использовании мСИЗ-1 по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и уменьшение данного показателя при использовании мСИЗ-2. Помимо этого, регистрировали увеличение ЧДД во время нагрузки при работе с использованием мСИЗ-1 и мСИЗ-2 (на 6,8 % и 5,2 % соответственно).

При сравнении ЧСС добровольцев, применяющих мСИЗ-0, мСИЗ-1 и мСИЗ-2 отмечали отсутствие статистически значимых различий средних значений во время работы.

Анализ энерготрат добровольцев показал статистически значимое увеличение средних значений показателей в группах, применяющих мСИЗ-1 и мСИЗ-2, по сравнению с аналогичными показателями группы добровольцев, применяющих мСИЗ-0. Энерготраты добровольцев при использовании мСИЗ-1 превышали аналогичные показатели, регистрируемые при выполнении работы в мСИЗ-0, на 14,0 %, а энерготраты добровольцев, работающих в мСИЗ-2 превышали значения аналогичных показателей при использовании мСИЗ-0 и мСИЗ-1 в среднем на 33,3 % и 16,9 % соответственно.

3.1.2 Показатели максимальных амплитуд активных движений работника, регистрируемые с использованием метода биомеханического «захвата движений»

При исследовании биомеханических характеристик движений работника экспериментально установлено, что массогабаритные характеристики и конструктивные особенности мСИЗ-1 и мСИЗ-2 в большинстве случаев ограничивали МААД в крупных суставах и сочленениях позвоночника добровольцев.

В таблице 3.2 представлены показатели МААД в крупных суставах верхних конечностей добровольцев при использовании различных мСИЗ.

Таблица 3.2 – Показатели МААД в крупных суставах верхних конечностей при использовании различных мСИЗ (n=12, Ме [25; 75][◇])

Вид движения, сустав	Амплитуда движения, град.		
	мСИЗ-0	мСИЗ-1	мСИЗ-2
Отведение в ЛПС	160 [148;165]	147 [138;162]	124 [117;141] ^{*#}
Отведение в ППС	157 [143;167]	149 [140;164]	130 [120;138] ^{*#}
Сгибание в ЛПС	171 [149;178]	138 [106;143] [*]	122 [117;129] ^{*#}
Сгибание в ППС	176 [156;178]	128 [108;139] [*]	125 [122;127] ^{*#}
Разгибание в ЛПС	58 [43;63]	37 [35;42] [*]	34 [27;36] [*]
Разгибание в ППС	53 [43;59]	36 [26;40] [*]	33 [30;38] [*]
Сгибание в ЛЛС	135 [129;141]	139 [131;142]	132 [115;136]
Сгибание в ПЛС	139 [131;142]	132 [115;136] [*]	130 [115;136] [*]

Примечание:

* – статистически значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, использующих мСИЗ-0 ($p \leq 0,05$);

– статистически значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, использующих мСИЗ-1 ($p \leq 0,05$);

◇ – см. п. 2.5.8.

Установлено, что мСИЗ-0 не оказывала существенного влияния на МААД в суставах верхних конечностей.

Конструктивные особенности мСИЗ-1 ограничивали МААД в суставах верхних конечностей, особенно в ПС при сгибании и разгибании. Так, при использовании мСИЗ-1 наблюдали статистически значимое ($p < 0,05$) снижение показателей МААД при:

- сгибании в ЛПС и ППС на 19,3% и 27,3% соответственно;
- разгибании в ЛПС и ППС на 36,2% и 32,1% соответственно;
- при сгибании в ПЛС на 5,0%,

а также тенденции к их незначительному уменьшению при вертикальном отведении в ЛПС и ППС и сгибании в ЛЛС.

Конструктивные особенности мСИЗ-2 способствовали существенному ограничению МААД в ЛПС и ППС при вертикальном отведении, сгибании и разгибании. Так, при использовании мСИЗ-2 наблюдали статистически значимое ($p < 0,05$) снижение показателей МААД при:

- вертикальном отведении в ЛПС и ППС на 22,5% и 17,2% соответственно по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0, на 15,6% и

12,8% соответственно по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-1;

– сгибании в ЛПС и ППС на 28,7% и 30,0% соответственно по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0, на 11,6% и 2,3% соответственно по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-1;

– разгибании в ЛПС и ППС на 41,4% и 37,7% соответственно по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0;

– сгибании в ЛПС на 6,5 % по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0,

а также тенденции к их незначительному уменьшению при разгибании в ЛПС и ППС по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-1 и при сгибании в ЛПС по сравнению с аналогичными показателями при эксплуатации других мСИЗ.

В таблице 3.3 представлены показатели МААД в крупных суставах нижних конечностей добровольцев при использовании различных мСИЗ.

Таблица 3.3 – Показатели МААД в крупных суставах нижних конечностей при использовании различных мСИЗ (n=12, Me [25; 75])

Вид движения, сустав	МААД, град.		
	мСИЗ-0	мСИЗ-1	мСИЗ-2
Сгибание в ЛТС	86 [78;94]	84 [75;90]	70 [53;78] ^{*#}
Разгибание в ЛТС	37 [30;43]	34 [30;44]	30 [26;40]
Отведение в ЛТС	31 [23;34]	30 [17;35]	22 [11;31] ^{*#}
Сгибание в ЛКС	123 [110;139]	119 [112;130]	113 [110;116] ^{*#}
Сгибание в ЛТС (присед.)	66 [58;70]	58 [50;68]	48 [43;56] ^{*#}
Сгибание в ЛКС (присед.)	122 [111;129]	116 [107;129]	111 [101;121]

Примечание: см. табл.3.2

Установлено, что мСИЗ-0 и мСИЗ-1 не оказывали существенного влияния на МААД в суставах нижних конечностей. Так, при использовании мСИЗ-1 наблюдали лишь тенденции к незначительному снижению амплитуд в ЛТС при сгибании, разгибании и отведении и ЛКС при сгибании. Статистически значимые различия отсутствовали.

Однако конструктивные особенности элементов мСИЗ-2 ограничивали МААД в суставах нижних конечностей. Так, при использовании мСИЗ-2 наблюдали статистически значимое ($p < 0,05$) снижение МААД при:

- сгибании в ЛТС на 18,6% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 16,7% – при использовании мСИЗ-1;
- отведении в ЛТС на 29% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 26,7% – при использовании мСИЗ-1;
- сгибании в ЛКС на 8,1% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 5,0% – при использовании мСИЗ-1;
- сгибании в ЛКС (при выполнении глубокого приседания) на 27,2% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 17,2% – при использовании мСИЗ-1,

а также тенденции к незначительному их уменьшению при разгибании в ЛТС и сгибании в ЛКС при выполнении глубокого приседания.

В таблице 3.4 представлены показатели МААД в сочленениях позвоночника при использовании различных мСИЗ.

Таблица 3.4 – Показатели МААД в сочленениях позвоночника при использовании различных мСИЗ ($n=12$, Ме [25; 75])

Вид движения, отдел позвоночника	МААД, град.		
	мСИЗ-0	мСИЗ-1	мСИЗ-2
Сгибание в шейном отделе	36 [34; 46]	37 [32;40]	32 [30; 35]*
Разгибание в шейном отделе	61 [53;70]	55 [51;68]	50 [46; 55]*
Латерофлексия в шейном отделе (вправо)	44 [39;49]	42 [38;48]	36 [32;40]
Латерофлексия в шейном отделе (влево)	44 [42;46]	42 [40;45]	33 [30; 36]
Сгибание в грудном отделе	49 [44;50]	47 [41;55]	–
Разгибание в грудном отделе	38 [31;44]	36 [29;38]	–
Латерофлексия в грудном отделе (вправо)	45 [40;49]	41 [37;48]	–
Латерофлексия в грудном отделе (влево)	41 [26;47]	40 [36;45]	–
Сгибание в поясничном отделе	64 [50;69]	59 [55;66]	54 [47;56]*#
Разгибание в поясничном отделе	21 [18;30]	20 [16;29]	17 [14;25]*#
Латерофлексия в поясничном отделе (вправо)	20 [16;24]	19 [15;22]	16 [13;18]*#
Латерофлексия в поясничном отделе (влево)	19 [16;28]	18 [15;26]	15[13;22]*#

Примечание: см. табл.3.2

Установлено, что конструктивные особенности мСИЗ-0 и мСИЗ-1, не оказывали существенного влияния на МААД в сочленениях позвоночника. Так, при использовании мСИЗ-1 наблюдали лишь тенденции к незначительному снижению МААД в шейном и пояснично-грудном отделах позвоночника.

Статистически значимые различия отсутствовали.

Однако конструктивные особенности элементов мСИЗ-2 ограничивали МААД в сочленениях позвоночника. Так, при использовании мСИЗ-2 наблюдали статистически значимое ($p < 0,05$) снижение МААД при:

- сгибании в шейном отделе позвоночника на 11,1% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0;

- разгибании в шейном отделе позвоночника на 18,0% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0;

- сгибании в поясничном отделе позвоночника на 15,6% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 8,5% – при использовании мСИЗ-1.

- разгибании в поясничном отделе позвоночника на 19,0% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 15,0% – при использовании мСИЗ-1.

- латерофлексии вправо в поясничном отделе позвоночника на 20,0% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 15,8% – при использовании мСИЗ-1;

- латерофлексии влево в поясничном отделе позвоночника на 25,0% по сравнению с аналогичными показателями при использовании мСИЗ-0 и на 16,7% – при использовании мСИЗ-1,

а также тенденции к их незначительному уменьшению при латерофлексии в шейном отделе позвоночника вправо и влево.

В процессе исследования МААД в сочленениях грудного отдела позвоночника у добровольцев, применяющих мСИЗ-2 не удалось зарегистрировать значения, достоверно отражающие движения, что было связано с тем, что:

- за время, в течение которого доброволец надевал элементы мСИЗ-2, возникал «дрейф изолинии» регистрируемых характеристик (рисунок 3.1);

- габариты отдельных элементов мСИЗ-2 вызывали смещение систем креплений датчиков, что изменяло их положение на теле добровольца при выполнении движений (рисунок 3.2). Установка датчиков в исходное положение не представлялась возможной вследствие отсутствия доступа к ним.

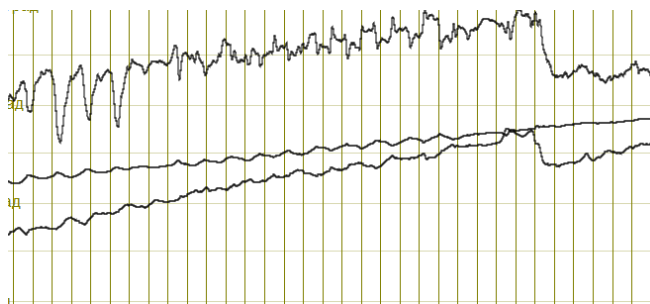


Рисунок 3.1 – «Дрейф изолинии» регистрируемых показателей в грудном отделе позвоночника
(интерфейс ПО «Траст-М»)

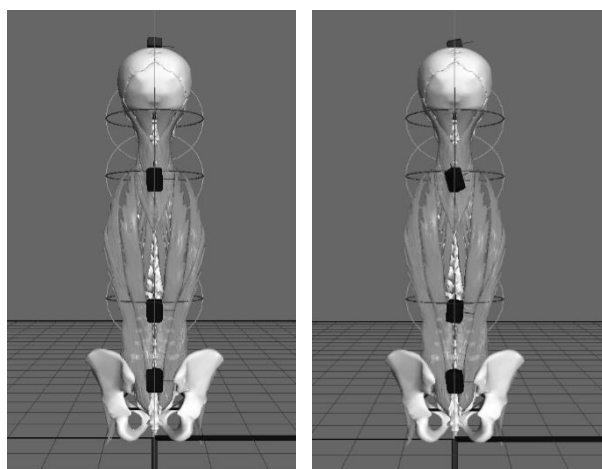


Рисунок 3.2 – Смещение датчиков (б) относительно первоначального положения (а) (интерфейс ПО «Траст-М»)

Таким образом, зарегистрированные с использованием метода эргоспирометрии показатели состояния КРС, такие как ЧДД, ЛВ, ЧСС и энерготраты позволили установить статистически значимые изменения ФС организма добровольцев в процессе выполнения физической работы при использовании различных мСИЗ. Результаты исследования биомеханических характеристик движений с использованием метода биомеханического «захвата движений» позволили установить, что массогабаритные характеристики и конструктивные особенности мСИЗ, преимущественно мСИЗ-2, ограничивали движения добровольцев: это выражалось существенным ограничением МААД в ПС и сочленениях поясничного отдела позвоночника добровольцев.

3.2 Физиолого-эргономическая оценка экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»

Для получения количественных данных, необходимых для разработки ЛМТД, предварительно был проведен ряд исследований в производственных условиях. Была определена профессия – логист архивно-логистического центра, а также выделены производственные операции, связанные со статико-динамическими нагрузками, для снижения которых в соответствии с заявлениями разработчика предназначены ЭО ПЭ «Exochair». Выполнена оценка показателей тяжести трудового процесса, характеристик рабочих поз и движений специалиста выбранной профессии.

3.2.1 Показатели тяжести трудового процесса, характеристики рабочих поз и движений логиста архивно-логистического центра

На основании должностной инструкции логиста архивно-логистического центра, а также опроса работников и их непосредственных руководителей была составлена профессиограмма, определены операции и последовательность действий специалиста в процессе производственной операции.

Логист работает в 2 смены: I смена – с 8:00 до 17:00 и II смена – с 13:30 до 22:30. Рабочее время – 8 часов с перерывом на обед (1 час). В зависимости от объема работы у сотрудника могут быть перерывы на отдых. Основной функциональной обязанностью сотрудника является обеспечение сохранности документов, находящихся на хранении, и ведение их учета. Должностные обязанности сотрудника заключаются в:

- расстановке и систематизации единиц хранения в архивохранилище;
- выдаче и своевременном возврате в архивохранилище оригиналов документов, переданных для исполнения запросов;
- отборе документов на уничтожение, согласно Акту о выделении на уничтожение документов, подлежащих дальнейшему хранению.

К трудовым операциям логиста относятся: поиск необходимых документов, помещенных в архивные коробки, их сканирование, проверка и отправка на следующий этап обработки.

На палете, стоящей на полу, располагаются 24 архивных короба (4 ряда по 6 коробов в высоту). При помощи сканера работник поочередно «считывает» графическую информацию, нанесенную на поверхность каждого короба (штриховой код), после чего в произвольном порядке снимает один короб с палеты и переносит его на рабочую поверхность для идентификации с помощью компьютера. Далее логист открывает архивный короб, в котором располагается 5 архивных папок. В каждой папке находятся множество мультифор с документами. Основной задачей специалиста является поиск необходимых документов. Сотрудник ищет нужный документ путем перебора мультифор в папке и, обнаружив его, откладывает в отдельно стоящий короб. Если в коробе больше нет искомых документов, логист закрывает папку, убирает в короб и ставит его на конвейерную ленту. Цикл действий повторяется. После обработки всех коробов с палеты логист повторно проверяет найденные документы, сканируя штрих-коды с мультифор и сверяя их с данными на мониторе компьютера. Короб с собранными документами работник перемещает на вторую конвейерную ленту. Для расчета показателей тяжести трудового процесса были зарегистрированы следующие показатели:

- средний вес короба с документами – 15 кг;
- норма обработки коробов за смену – 360;
- количество палет за смену – 15;
- коэффициент нахождения документа в коробе – 1,26;
- высота палеты – 14 см;
- высота короба – 27 см;
- высота от дна короба, на которой расположено отверстие для захвата – 8 см, работник совершает наклоны более 30° , поднимая с палеты коробки с первого и второго ряда;
- вес сканера – 0,21 кг;

– время рабочей смены, в течение которого логист находится в рабочем положении «стоя» – от 60 до 80% времени;

– максимальное расстояние между рабочим столом и дальним краем палеты – 2 м.

Рабочие поверхности, оборудование и объекты деятельности логиста архивно-логистического центра представлены на рисунке 3.3.

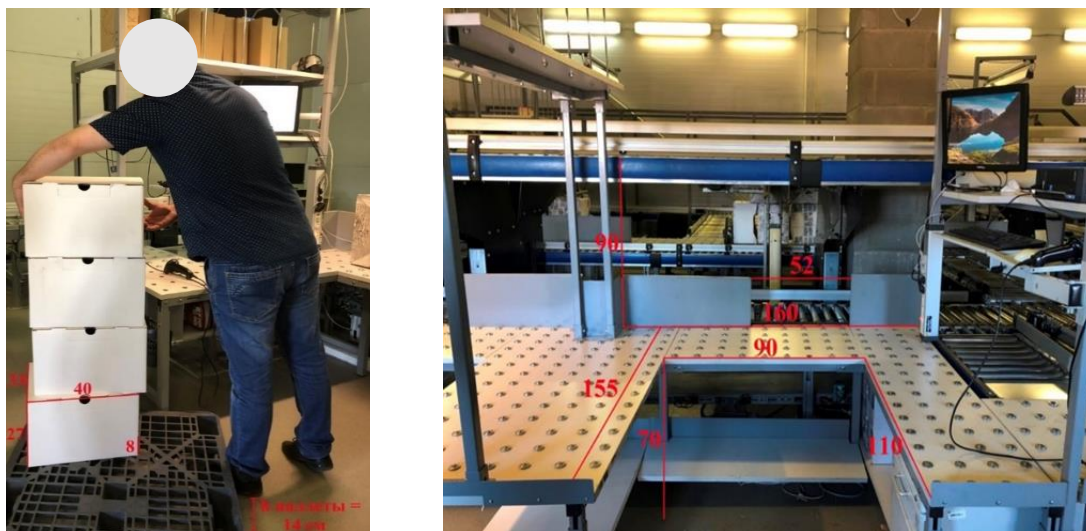


Рисунок 3.3 – Рабочая зона логиста архивно-логистического центра

Установлено, что при поиске нужного документа в архивной папке работник совершает локальные движения со скоростью 2 движения в секунду. В среднем количество локальных движений при переборе документов составляет 25. При пересчете найденных документов количество движений пальцами рук составляет 20. С учетом того, что количество движений в единицу времени практически не меняется, а также зная суммарное количество коробов – 360 штук, подлежащих досмотру, путем перемножения показателей, была определена величина локальных стереотипных движений в соответствии с Руководством [54].

Логист выполняет цикл региональных стереотипных движений: поднимает и переставляет на рабочий стол короб с документами, открывает его, достает и открывает картонную папку, ищет нужный документ, закрывает папку и убирает ее в короб, закрывает короб и отправляет его на конвейерную ленту. Количество

движений на описанный цикл составляет 18. Считывание штрих-кода с каждого короба и с найденного документа также является региональным движением.

При выполнении трудовой деятельности логист архивно-логистического центра совершает глубокие наклоны при сканировании коробов с документами с двух нижних рядов (около 20 наклонов) и при их поднятии с палеты (180 наклонов). Таким образом, в среднем за смену логист наклоняется 200 раз.

Рассчитанные значения показателей тяжести трудового процесса логиста архивно-логистического центра представлены в таблице 3.5.

Таблица 3.5 – Показатели тяжести трудового процесса логиста архивно-логистического центра

№	Показатель	Фактическое значение	Класс
1	Физическая динамическая нагрузка (кг•м)		
1.1	перемещение груза до 1 м	2700	2
1.2	перемещение груза от 1 до 5 м	3600	1
1.3	перемещение груза более 5 м	–	1
2	Масса поднимаемого и перемещаемого груза вручную (кг)		
2.1	при чередовании с другой работой	–	1
2.2	постоянно в течение смены	15	2
2.3	суммарная масса за каждый час смены		
	с рабочей поверхности	337,5	2
	с пола	337,5	2
3	Стереотипные рабочие движения (кол-во)		
3.1	локальная нагрузка	9360	1
3.2	региональная нагрузка	7200	1
4	Статическая нагрузка (кг•с)		
4.1	одной рукой	223,6	1
4.2	двумя руками	–	1
4.3	с участием корпуса и ног	21600	1
5	Рабочая поза	стоя 80%	3.1
6	Наклоны корпуса (кол-во за смену)	200	3.1
7	Перемещение в пространстве (км)		
7.1	по горизонтали	2	1
7.2	по вертикали	–	1
Окончательная оценка тяжести труда			3.2

Эпюры рабочих поз логиста архивно-логистического центра и угловые величины в процессе работы изображены на рисунках 3.4, 3.5.



Рисунок 3.4 – Эпюры рабочих поз в процессе трудовой деятельности (перемещение коробов с палеты на рабочую поверхность). Подъем короба с 4 ряда (А). Подъем короба с 3 ряда (Б)

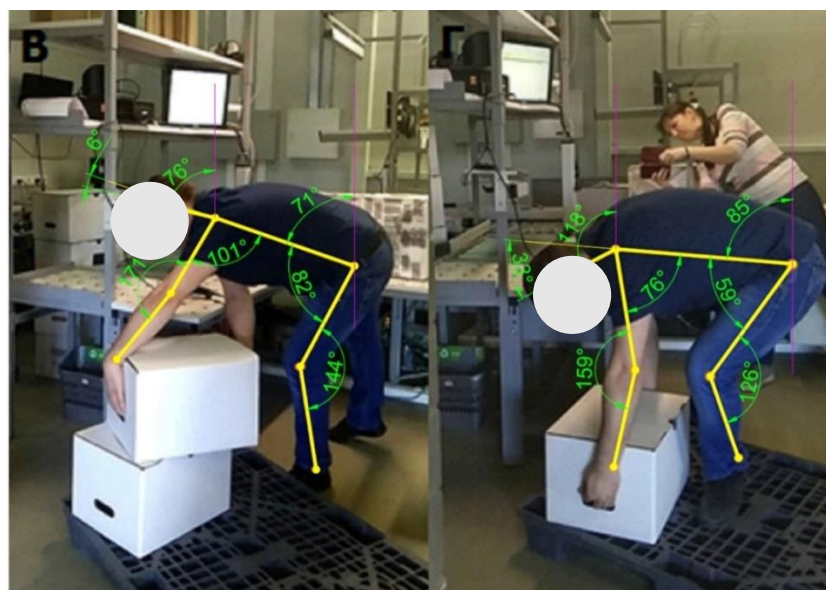


Рисунок 3.5 – Эпюры рабочих поз в процессе трудовой деятельности (перемещение коробов с паллеты с глубокими наклонами). Подъем короба со 2 ряда (В). Подъем короба с 1 ряда (Г).

Результаты измерений угловых величин в суставах конечностей и позвоночнике логиста архивно-логистического центра и их оптимальные значения представлены в таблице 3.6. Максимальные отклонения от оптимальных значений выявлены при сгибании в ЛС и ТС.

Таблица 3.6 – Фактические угловые величины в суставах конечностей и позвоночнике логиста архивно-логистического центра и их оптимальные значения

Выполняемое движение		Угловые величины, град.				Оптимальные значения
		На рисунках				
		3.4А	3.4Б	3.5В	3.5Г	
Наклон туловища по отношению к вертикали		17	39	71	85	0
Наклон головы от вертикали		5	42	76	118	25
Наклон головы относительно корпуса		22	4	6	33	25
Отведение плеча	Правая рука	—	—	—	—	0
	Левая рука	77	—	—	—	
Сгибание плеча	Правая рука	—	—	—	—	0
	Левая рука	—	70	101	76	
ЛС	Правая рука	—	—	—	—	95
	Левая рука	—	161	171	159	
ТС		170	133	82	59	180
КС		180	166	144	126	180
Голеностопный сустав		—	—	—	—	118

3.2.2 Формирование лабораторной модели трудовой деятельности логиста архивно-логистического центра

Для формирования ЛМТД были созданы условия, идентичные рабочему месту логиста в архивно-логистическом центре.

Высоту стола-трансформера установили на отметке 70 см. Рядом с ним расположили палету, на которой установили 12 коробов: 2 ряда в высоту по 5 коробов и 2 ряда по 1 коробу в высоту. В каждом коробе находилось по 5 архивных папок с документами в мультифорах. На рабочей поверхности находились часы и канцелярские принадлежности.

Рабочий цикл добровольца начинался с имитации сканирования штриховых кодов, нанесенных на архивные короба, находящиеся на палете. После этого доброволец брал архивный короб, переносил его на рабочую поверхность, открывал его, доставал архивную папку с мультифорами и осуществлял поиск документа, отмеченного определенным цветом. После чего закрывал папку, убирал ее в архивный короб, отмечал время обнаружения документа, перекладывал и продвигал архивный короб по поверхности стола (имитировал отправку короба на

конвейерную ленту). Исследователь, контролирующий проведение эксперимента, возвращал короб на палету. Затем рабочий цикл повторялся. Трудовая деятельность осуществлялась в соответствии с циклограммой эксперимента.

Таким образом, на основании результатов оценки тяжести трудового процесса, исследования рабочих поз и движений логиста архивно-логистического центра была разработана ЛМТД (рисунок 3.6)



Рисунок 3.6 – ЛМТД логиста архивно-логистического центра в лабораторных условиях

3.2.3 Производительность труда при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»

Производительность труда оценивали по количеству найденных документов на всем протяжении МТД. За показатели производительности были приняты количество найденных документов и скорость их обнаружения за период времени. Результаты оценки производительности труда представлены в таблице 3.7.

Сравнительный анализ полученных данных показал статистически значимое увеличение скорости работы добровольцев во II группе по сравнению с I во всех периодах МТД. Так, скорость обнаружения документов и, как следствие, количество найденных документов во II группе увеличились на 19% на протяжении 1 часа работы, на 37% – 2-го, 21% – 3-го, 23% – 4-го, 24% – 5-го, 13% – 6-го и 24% – 7-го часа работы. На протяжении последнего часа работы наблюдалась тенденция к увеличению скорости работы добровольцев.

Таблица 3.7 – Динамика показателей производительности труда при применении ЭО ПЭ «Exochair», n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%; 75%]	Время тестирования							
	1п	2п	3п	4п	5п	6п	7п	8п
Без применения ЭО ПЭ «Exochair» (I группа)								
Количество найденных документов, шт.	42 [37;50]	27 [26;36]	42 [39;48]	30 [25;33]	42 [37;49]	32 [26;35]	46 [43;50]	34 [31;37]
Скорость обнаружения документов, шт./ч	42 [37;50]	40 [37;55]	42 [39;48]	40 [34;47]	42 [37;50]	44 [37;50]	46 [43;51]	48 [44;53]
С применением ЭО ПЭ «Exochair» (II группа)								
Количество найденных документов, шт.	50 [44;60]*	37 [31;45]*	51 [44;58]*	37 [32;38]*	52 [45;63]*	36 [33;44]*	57 [46;59]*	37 [34;45]
Скорость обнаружения документов, шт./ч	50 [44;60]*	55 [46;62]*	51 [44;58]*	51 [45;52]*	52 [46;63]*	51 [45;64]*	57 [46;60]*	52 [48;63]

Примечание:

1п – временной интервал от 0-1 ч от начала МТД;

2п – временной интервал от 1-2 ч от начала МТД;

3п – временной интервал от 2-3 ч от начала МТД;

4п – временной интервал от 3-4 ч от начала МТД;

5п – временной интервал от 5-6 ч от начала МТД;

6п – временной интервал от 6-7 ч от начала МТД;

7п – временной интервал от 7-8 ч от начала МТД;

8п – временной интервал от 8-9 ч от начала МТД;

* – статистически значимые различия по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев I группы ($p \leq 0.05$).

3.2.4 Динамика показателей кардиореспираторной системы при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»

Динамика показателей КРС добровольцев при МТД представлена в таблице 3.8.

Анализ результатов динамики показателей показал ряд тенденций, в том числе к увеличению ЧДД и уменьшению ЧСС, ДК и энерготрат у добровольцев II группы, относительно аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев I группы. Кроме того, у добровольцев II группы наблюдали незначительное статически значимое увеличение ЧДД на протяжении 6-го и 7-го часов работы, а также уменьшение:

- ЧСС на 11% на протяжении 3-го часа МТД;
- ДК на 3%, 5%, 5% и 3% на протяжении 4, 6, 7 и 8 часов МТД соответственно;
- дыхательного объема (ДО) на протяжении 5-го и 6-го часов работы;
- энерготрат на протяжении 6-го и 8-го часов МТД на 5% и 7% соответственно по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев I группы.

Таблица 3.8 – Динамика показателей состояния КРС при МТД, n=6

Показатель, ед. изм., Ме [25%; 75%]	Временной интервал тестирования							
	1п	2п	3п	4п	5п	6п	7п	8п
Без применения ЭО ПЭ «Еxochair» (I группа)								
ЧСС, уд./мин	105 [95;125]	101 [88;117]	95 [83;115]	97 [82;111]	104 [94;128]	99 [89;119]	91 [83;112]	90 [81;111]
ЛВ, л/мин	20,39 [18,35;25,73]	18,37 [17,73;22,23]	18,38 [17,4;21,11]	18,75 [16,84;20,46]	22,42 [18,53;24,75]	21,52 [18,61;23,68]	19,53 [17,75;22,75]	18,52 [17,38;21,58]
ДК	0,72 [0,7;0,77]	0,75 [0,73;0,78]	0,74 [0,73;0,77]	0,74 [0,72;0,76]	0,77 [0,76;0,8]	0,79 [0,77;0,81]	0,77 [0,74;0,8]	0,75 [0,73;0,8]
ДО, л	0,95 [0,77;1,03]	0,95 [0,76;0,97]	0,91 [0,72;1]	0,89 [0,72;0,96]	1,01 [0,72;1,05]	0,96 [0,73;1,11]	0,91 [0,72;1,02]	0,9 [0,71;0,98]
ЧДД, дд./мин	23 [21;28]	23 [19;26]	23 [18;25]	23 [18;25]	24 [21;27]	24 [20;26]	24 [21;25]	24 [20;26]
Энерготраты, ккал/ч	206 [187;256]	204 [176;222]	192 [174;206]	185 [175;195]	213 [192;241]	202 [184;235]	196 [183;225]	194 [182;219]
С применением ЭО ПЭ «Еxochair» (II группа)								
ЧСС, уд./мин	98 [96;106]	90 [88;108]	85 [81;98]*	86 [81;97]	99 [95;104]	91 [90;99]	89 [85;97]	88 [82 99]
ЛВ, л/мин	21,18 [19,39;24,91]	19,51 [18,14;23,12]	20,71 [17,48;21,25]	20,71 [17,48;21,25]	21,64 [18,66;22,48]	20,23 [18,81;21,39]	20,92 [18,38;22,12]	19,7 [17,95;22,09]
ДК	0,72 [0,67;0,73]	0,74 [0,69;0,75]	0,72 [0,7;0,74]	0,72 [0,7;0,74]*	0,74 [0,71;0,78]	0,75 [0,72;0,78]*	0,73 [0,72;0,75]*	0,73 [0,7;0,73]*
ДО, л	0,92 [0,74;1,04]	0,89 [0,72;0,98]	0,86 [0,67;0,97]	0,86 [0,67;0,97]	0,88 [0,71;0,94]*	0,86 [0,72;0,91]*	0,86 [0,69;0,88]	0,85 [0,68;0,88]
ЧДД, дд./мин	26 [20;29]	24 [19;28]	23,5 [20;27]	24 [20;27]	25 [22;28]	25 [21;27]*	26 [22;29]*	24 [22;29]
Энерготраты, ккал/ч	211 [196;221]	185 [181;200]	193 [168;207]	181 [165;203]	199 [189;208]	193 [174;201]*	189 [181;208]	180 [174;195]*

Примечание: см. таблицу 3.7

3.2.5 Биомеханические характеристики движений работника при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»

Динамика МААД в крупных суставах верхних, нижних конечностей и позвоночнике представлена в таблицах 3.9 – 3.11.

Экспериментально установлено, что массогабаритные характеристики и конструктивные особенности ЭО ПЭ «Exochair» в большинстве случаев не ограничивали МААД в крупных суставах верхних конечностей. Статистически значимые, однако крайне незначительные по величине, уменьшения значений амплитуд во II группе по сравнению с I наблюдались лишь при сгибании в ЛПС и разгибании в ППС (таблица 3.9).

При этом наблюдали ряд существенных статистически значимых ($p \leq 0,05$) уменьшений значений МААД у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями I группы (таблица 3.10) при:

- сгибании в ЛТС и ПТС на 3,3% и 11,8% соответственно;
- сгибании в ЛТС и ПТС на 67,1% и 64,3% соответственно, а также в ЛКС и ПКС на 54% и 57% соответственно при выполнении глубокого приседания;
- сгибании в ЛКС и ПКС на 47% и 52,5% соответственно при выполнении «захлеста голени»;
- сгибании в ЛТС и ПТС на 26,7% и 28,4% соответственно, а также в ЛКС и ПКС на 33,6% и 40,9% соответственно при подъеме ноги, согнутой в КС.

Таблица 3.9 – Показатели МААД в крупных суставах верхних конечностей, n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%; 75%]	Вид движения							
	Сгибание		Разгибание		Отведение		Сгибание	
	ЛПС	ППС	ЛПС	ППС	ЛПС	ППС	ЛПС	ППС
Без применения ЭОПЭ «Exochair» (I группа)								
МААД, град.	156 [149; 170]	154 [145; 165]	60 [55; 71]	61 [53; 81]	93 [86; 123]	95 [87; 119]	131 [118; 137]	124 [118; 134]
С применением ЭОПЭ «Exochair» (II группа)								
МААД, град.	148 [138; 164]*	147 [135; 161]	54 [51; 68]	58 [50; 71]*	97 [91; 108]	99 [88; 103]	129 [119; 134]	123 [117; 131]

Примечание:

* – статистически значимые различия по сравнению с I группой ($p \leq 0.05$).

Таблица 3.10 – Показатели МААД в крупных суставах нижних конечностей, n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%;75%]	Вид движения															
	Сгибание		Разгибание		Отведение		Приседание				Сгибание		Подъем ноги, согнутой в КС			
	ЛТС	ПТС	ЛТС	ПТС	ЛТС	ПТС	ЛТС	ПТС	ЛКС	ПКС	ЛКС	ПКС	ЛТС	ПТС	ЛКС	ПКС
Без применения ЭО ПЭ «Exochair» (I группа)																
МААД, град.	60 [56;73]	68 [64;71]	27 [23;31]	23 [20;34]	47 [42;61]	45 [33;57]	85 [61;98]	84 [64;124]	113 [88;134]	121 [102;138]	115 [98;128]	120 [117;136]	86 [81;95]	81 [72;96]	113 [96;116]	115 [103;123]
С применением ЭО ПЭ «Exochair» (II группа)																
МААД, град.	58 [44;68]*	60 [48;65]*	20 [15;30]	23 [15;31]	41 [31;49]	39 [34;51]	28 [20;57]*	30 [21;61]*	52 [45;60]*	53 [50;61]*	61 [45;74]*	57 [39;73]*	63 [36;89]*	58 [42;85]*	75 [38;89]*	68 [30;85]*

Примечание: см. таблицу 3.9

Помимо этого, установлены статистически значимые уменьшения значений МААД в пояснично-грудном отделе позвоночника у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями I группы (таблица 3.11) при:

- сгибании в сагиттальной плоскости на 37,7%;
- сгибании во фронтальной плоскости вправо и влево на 5,9% и 9,1% соответственно;
- при ротации вправо и влево на 38,5% и 46,4% соответственно;
- при выполнении приседаний на 61,9% в сагиттальной плоскости.

Таблица 3.11 – Показатели МААД в пояснично-грудном отделе позвоночника, n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%;75%]	Вид движения						
	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вправо	Поворот влево	Присед
Без применения ЭО ПЭ «Exochair» (I группа)							
МААД, град.	69 [54;72]	30 [24;36]	34 [29;36]	33 [27;37]	26 [20;34]	28 [24;30]	21 [12;28]
С применением ЭО ПЭ «Exochair» (II группа)							
МААД, град.	43 [33;57]*	29 [18;34]	32 [25;34]*	30 [22;33]*	16 [13;22]*	15 [11;21]*	8 [3;12]*

Примечание: см. таблицу 3.9

Во всех остальных случаях на фоне отсутствия статистической значимости динамики показателей наблюдались незначительные тенденции к уменьшению значений МААД у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев I группы.

3.2.6 Показатели биоэлектрической активности и тонуса скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «Exochair»

Результаты ЭМГ-исследования представлены в таблице 3.12.

Сравнительный анализ полученных данных показал отсутствие статистически значимых различий между фоновыми и контрольными значениями

внутри групп, а также между контрольными значениями биоэлектрической активности всех исследуемых мышц в обеих группах.

Таблица 3.12 – Динамика средней амплитуды спектра ЭМГ мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, n=6

Мышца		Средняя амплитуда спектра ЭМГ, мкВ, Me [25%; 75%]			
		Тестирование			
		Фон.	1п	2п	Контр.
Без применения ЭО ПЭ «Exochair» (I группа)					
M. erector spinae	справа	42 [31;57]	43 [29;62]	33 [23;71]	32 [22;46]
	слева	42 [31;51]	42 [33;58]	39 [30;48]	44 [26;70]
M. rectus femoris	справа	18 [13;31]	20 [14;98]	13 [12;321]	14 [12;22]
	слева	20 [12;50]	13 [11;17]	18 [12;21]	12 [12;25]
M. biceps femoris	справа	23 [16;42]	50 [14;232]	15 [12;28]	27 [13;58]
	слева	41 [24;252]	29 [12;72]	29 [14;315]	20 [14;153]
M. gastrocnemius, caput laterale	справа	33 [26;102]	30 [26;43]	45 [27;55]	28 [25;34]
	слева	34 [16;54]	26 [18;93]	39 [25;97]	41 [25;92]
M. gastrocnemius, caput mediale	справа	84 [30;193]	61 [37;91]	37 [18;63]	61 [27;85]
	слева	59 [36;97]	60 [23;122]	35 [30;70]	39 [25;177]
С применением ЭО ПЭ «Exochair» (II группа)					
M. erector spinae	справа	38 [27;51]	32 [21;46]	81 [43;382]	52 [20;58]
	слева	41 [21;65]	45 [26;56]	70 [55;395]	42 [28;56]
M. rectus femoris	справа	24 [13;35]	14 [11;28]	83 [39;93]	15 [12;35]
	слева	20 [15;46]	16 [11;24]	39 [21;119]	12 [11;18]
M. biceps femoris	справа	31 [12;38]	18 [15;36]	68 [22;282]	17 [12;34]
	слева	27 [20;39]	18 [13;210]	54 [15;290]	20 [11;45]
M. gastrocnemius, caput laterale	справа	52 [28;63]	29 [23;50]	77 [35;148]	30 [18;55]
	слева	41 [30;63]	35 [21;55]	39 [28;142]	41 [20;48]
M. gastrocnemius, caput mediale	справа	35 [30;68]	65 [23; 103]	106[31;157]	59 [28; 101]
	слева	65 [36;87]	42 [21; 67]	95 [33; 221]	42 [35; 102]

Примечание: Фон. – до начала МТД, 1п – 4 часа после начала МТД; 2п – 5 часов после начала МТД, Контр. – по окончании МТД

Результаты миотонометрического исследования представлены в таблицах 3.13, 3.14.

Таблица 3.13 –Динамика тонуса мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, без применения ЭО ПЭ «Еxochair», n=6

Мышца		Тонус мышц (частота ответа), Гц, Ме [25%; 75%]			
		Тестирование			
		Фон.	1п	2п	Контр.
M. longissimus thoracis	справа	16,3 [14,8; 18,2]	17,4 [14,9; 18,2]	15,3 [14,6; 16,8]	16,5 [15,5; 18,3]
	слева	14,5 [13,5; 16,8]	16,2 [13,6; 16,3]	15,0 [13,7; 16,2]	14,6 [10,3; 15,5]
M. iliocostalis lumborum	справа	15,6 [14,6; 17,5]	15,2 [14,6; 16,6]	15,4 [14,5; 16,1]	15,0 [14,3; 16,4]
	слева	15,6 [14,0; 17,4]	15,3 [13,7; 16,8]	16,1 [13,4; 17,0]	15,1 [14,2; 16,5]
M. semitendinosus	справа	15,8 [15,2; 17,1]	16,3 [15,4; 17,3]	16,2 [15,5; 17,7]	16,1 [15,8; 16,8]
	слева	16,2 [15,1; 18,2]	16,4 [14,6; 16,8]	15,4 [14,7; 16,7]	15,5 [14,7; 16,6]
M. biceps femoris	справа	15,8 [14,8; 16,8]	15,5 [14,7; 16,8]	15,6 [15,0; 16,4]	16,2 [14,2; 17,1]
	слева	16,8 [15,4; 17,9]	16,7 [15,4; 18,3]	16,6 [15,0; 17,4]	16,3 [15,4; 16,8]
M. gastrocnemius, caput laterale	справа	17,2 [16,1; 18,8]	18,3 [16,6; 20,4]	17,6 [16,2; 19,6]	17,5 [16,4; 18,1]
	слева	16,5 [14,8; 18,9]	18,4 [16,6; 19,9]	16,4 [15,6; 20,3]	16,3 [15,7; 18,5]
M. gastrocnemius, caput mediale	справа	16,1 [14,3; 17,7]	17,3 [15,9; 18,7]	16,9 [16,1; 18,6]	17,0 [15,9; 17,6]
	слева	16,3 [14,8; 18,2]	17,4 [14,9; 18,2]	15,3 [14,6; 16,8]	16,5 [15,5; 18,3]
M. rectus femoris	справа	15,4 [13,6; 16,4]	14,6 [13,6; 16,4]	15,4 [14,0; 16,8]	15,3 [14,0; 16,0]
	слева	15,1 [13,2; 15,3]	14,5 [13,8; 15,1]	14,7 [13,4; 17,1]	15,2 [14,3; 15,9]
M. vastus lateralis	справа	14,6 [13,2; 15,7]	15,3 [14,7; 16,8]	14,7 [13,9; 15,3]	15,3 [13,7; 15,7]
	слева	14,5 [14,1; 15,4]	14,9 [13,8; 16,9]	14,5 [13,7; 14,9]	14,6 [13,5; 15,7]
M. vastus medialis	справа	14,2 [12,8; 15,6]	14,0 [12,4; 15,3]	14,0 [12,6; 15,1]	13,8 [12,3; 15,7]
	слева	13,7 [12,6; 14,5]	14,3 [12,2; 15,6]	13,7 [12,2; 14,4]	14,1 [9,5; 14,3]
M. tibialis anterior	справа	20,5 [17,9; 21,8]	21,6 [19,2; 25,1]	20,9 [20,4; 22,7]	20,1 [18,0; 22,4]
	слева	21,4 [17,7; 22,4]	21,9 [21,0; 22,4]	21,7 [20,7; 22,5]	21,8 [20,3; 22,2]

Таблица 3.14 – Динамика тонуса мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, с применением ЭО ПЭ «Exochair», n=6

Мышца		Тонус мышц (частота ответа), Гц, Ме [25%; 75%]			
		Тестирование			
		Фон.	1п	2п	Контр.
M. longissimus thoracis	справа	15,3 [14,2; 17,4]	15,4 [14,3; 19,4]	15,4 [13,7; 17,8]	15,6 [14,2; 17,9]
	слева	15,6 [13,8; 17,3]	15,1 [13,3; 16,8]	15,5 [13,7; 17,3]	15,0 [13,8; 16,9]
M. iliocostalis lumborum	справа	15,2 [14,9; 15,7]	14,9 [14,5; 15,7]	16,0 [14,8; 16,1]	14,6 [14,1; 14,9]*
	слева	15,2 [14,0; 15,8]	14,7 [13,6; 15,4]	14,6 [14,1; 15,5]	14,7 [13,5; 14,8]*
M. semitendinosus	справа	16,6 [16,1; 17,7]	15,6 [15,2; 17,6]	16,0 [15,7; 17,7]	16,0 [15,5; 16,7]*
	слева	15,7 [15,4; 17,3]	15,2 [15,0; 17,4]	15,2 [14,7; 16,8]	14,7 [14,4; 16,5]
M. biceps femoris	справа	16,6 [14,4; 17,3]	16,3 [15,7; 16,7]	15,8 [15,1; 16,9]	16,0 [14,9; 17,4]
	слева	16,9 [15,8; 18,1]	16,3 [15,7; 16,7]	16,4 [15,2; 17,2]	16,6 [14,7; 17,5]
M. gastrocnemius, caput laterale	справа	17,0 [15,3; 19,7]	17,4 [15,9; 18,6]	16,9 [15,8; 18,0]	16,8 [16,1; 17,6]
	слева	15,9 [14,7; 18,5]	16,4 [15,4; 20,5]	16,4 [15,2; 19,3]	15,9 [14,9; 18,0]
M. gastrocnemius, caput mediale	справа	15,9 [14,9; 18,0]	16,6 [14,7; 17,5]	16,8 [14,5; 17,5]	15,8 [14,7; 16,8]
	слева	15,3 [14,2; 17,4]	15,4 [14,3; 19,4]	15,4 [13,7; 17,8]	15,6 [14,2; 17,9]
M. rectus femoris	справа	14,7 [14,3; 16,0]	14,7 [13,8; 16,5]	14,9 [14,0; 16,0]	14,4 [13,5; 16,1]
	слева	14,7 [13,1; 15,5]	14,4 [13,7; 15,0]	14,5 [13,2; 15,0]	14,5 [13,1; 15,1]
M. vastus lateralis	справа	15,6 [13,7; 16,8]	15,7 [15,1; 16,6]	15,2 [13,8; 15,7]	15,6 [13,5; 16,5]
	слева	15,0 [13,2; 15,3]	14,9 [13,8; 15,5]	14,4 [13,4; 15,2]	14,3 [13,4; 15,4]
M. vastus medialis	справа	14,3 [12,7; 15,5]	14,2 [12,5; 15,5]	14,0 [12,3; 15,2]	13,8 [12,2; 14,5]*
	слева	14,4 [12,6; 15,0]	14,3 [12,2; 15,0]	14,1 [12,1; 15,1]	13,7 [12,3; 14,8]*
M. tibialis anterior	справа	21,2 [19,0; 22,7]	23,0 [21,2; 25,2]	21,2 [20,8; 23,4]	22,0 [20,6; 23,6]
	слева	21,4 [17,5; 22,9]	22,5 [20,1; 23,5]	21,1 [18,8; 22,6]	21,6 [20,4; 22,6]

Примечание: Фон. – до начала МТД, 1п – 4 часа после начала МТД; 2п – 5 часов после начала МТД, Контр. – по окончании МТД, * – статистически значимые различия по сравнению с фоновыми значениями ($p \leq 0.05$).

Сравнительный анализ полученных данных показал статистически значимое снижение тонуса:

- m. iliocostalis lumborum справа и слева на 4,3% и 3,3% соответственно;
- m. semitendinosus справа на 3,3%;
- m. vastus medialis справа и слева на 3,5% и 5,2% соответственно

во II группе в контрольном тестировании по сравнению с фоновыми значениями.

В остальных случаях наблюдали отсутствие статистически значимых различий между фоновыми и контрольными значениями, а также между контрольными значениями показателей обеих групп.

3.3 Физиолого-эргономическая оценка экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant»

3.3.1 Показатели тяжести трудового процесса, характеристики рабочих поз и движений на рабочем месте грузчика логистического центра

На основании должностной инструкции грузчика логистического центра, а также опроса работников и их непосредственных руководителей была составлена профессиограмма, определены операции и последовательность действий специалиста в процессе производственной операции.

Грузчики работают 5 дней в неделю в одну смену с 9:00 до 18:00. Рабочее время – 8 часов с перерывом на обед (1 час). В зависимости от объема работы у сотрудника могут быть перерывы на отдых. В соответствии с должностной инструкцией грузчик выполняет следующие трудовые операции:

- прием и выдачу грузов представителям организаций и сторонним перевозчикам;
- транспортировку, перемещение, погрузку, разгрузку, укладку, штабелирование грузов, упаковку с грузами с использованием ручных, гидравлических тележек, электропогрузчиков;

- сортировку, формирование, обандероливание, нанесение реквизитов, упаковку, контрольный перерасчет грузов;

- оформление документов, предусмотренные нормативными документами организации.

Нами были рассмотрены производственные операции, связанные с работой с тяжелыми грузами, как наиболее значимые при формировании костно-мышечной патологии работников.

Работник принимает груз от перевозчика и доставляет их в весовую комнату. Грузы расположены на палете в 1-2 ряда. Грузчик поднимает упакованный груз с палеты, вскрывает упаковку, взвешивает груз, сообщает его вес другому работнику и перекладывает груз на вторую паллету. Взвесив все грузы, сотрудник перемещает палету при помощи электрической тележки на склад. При необходимости выдачи грузов сотрудник доставляет со склада в весовую комнату палеты с необходимым количеством грузов, осуществляет их взвешивание, оформляет документы и готовит их к выдаче. Прием и выдача грузов происходит ежедневно. Для расчета показателей тяжести трудового процесса были замерены следующие величины:

- максимальный вес груза – 31 кг;
- средний суммарный вес принимаемых и выдаваемых грузов за рабочую смену – 2160 кг;
- среднее количество обрабатываемых грузов – 70 шт.;
- высота палеты – 14 см;
- высота груза – 8 см, работник всегда совершает глубокие наклоны корпуса более 30°;
- нахождение в фиксированной позе при работах с грузами составляет – 1 ч;
- время взвешивания одного груза – 30 с;
- среднее расстояние от стола с весами до груза – 1,8 м.

При выполнении трудовых обязанностей грузчик выполняет 4 региональных стереотипных движения: берет груз с палеты, кладет его на весы, снимает груз с весов и перекладывает его на вторую палету. Следовательно, количество

региональных движений на одно действие по взвешиванию груза равно 4, а среднее количество взвешиваний за смену составляет 139.

Грузчик логистического центра, производя взвешивание грузов, совершает около 280 наклонов (2 глубоких наклона совершается при взвешивании одного груза).

Размеры рабочих поверхностей, оборудования и объектов деятельности грузчика логистического центра представлены на рисунке 3.7.



Рисунок 3.7 – Рабочая зона грузчика логистического центра

Рассчитанные значения показателей тяжести трудового процесса грузчика логистического центра представлены в таблице 3.15.

Таблица 3.15 – Показатели тяжести трудового процесса грузчика логистического центра

№	Показатели	Фактическое значение	Класс
1	Физическая динамическая нагрузка (кг•м)		
1.1	перемещение груза до 1 м	4309	2
1.2	перемещение груза от 1 до 5 м	6463,5	1
1.3	перемещение груза более 5 м	—	1
2	Масса поднимаемого и перемещаемого груза вручную (кг)		
2.1	при чередовании с другой работой	—	1
2.2	постоянно в течение смены	31	3.2
2.3	суммарная масса за каждый час смены		

Продолжение таблицы 3.15

	с рабочей поверхности	538,6	2
	с пола	538,6	3.1
3	Стереотипные рабочие движения (кол-во)		
3.1	локальная нагрузка	–	1
3.2	региональная нагрузка	556	1
4	Статическая нагрузка (кг•с)		
4.1	одной рукой	–	1
4.2	двумя руками	–	1
4.3	с участием корпуса и ног	17360	1
5	Рабочая поза	Фиксированная поза 15%, неудобная поза 15%	2
6	Наклоны корпуса (кол-во за смену)	280	3.1
7	Перемещение в пространстве (км)		
7.1	по горизонтали	4	1
7.2	по вертикали	–	1
Окончательная оценка тяжести труда			3.2

Тяжесть трудового процесса грузчика логистического центра соответствует 3 классу 2 степени вредности.

Для оценки рабочих поз в ходе исследования был использован метод фотогониометрии. Эпюры рабочих поз грузчика логистического центра и угловые величины при поднятии и взвешивании груза изображены на рисунках 3.8, 3.9.

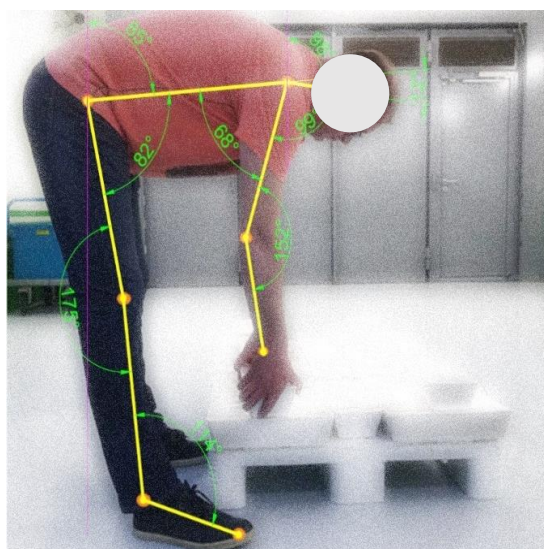


Рисунок 3.8 – Эпюр рабочей позы в процессе подъема груза с палеты

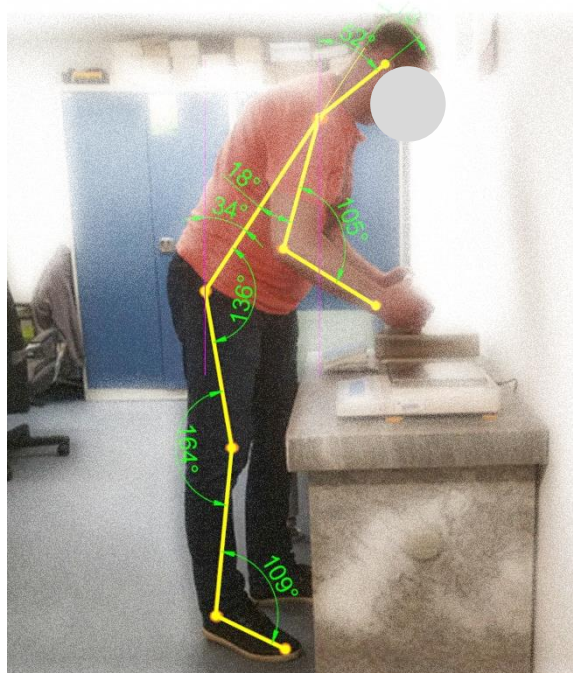


Рисунок 3.9 – Эпюр рабочей позы при взвешивании груза

Результаты измерений угловых величин и их оптимальные значения представлены в таблице 3.16.

Максимальные отклонения от оптимальных значений выявлены при сгибании в ТС, ПС и ЛС.

Таблица 3.16 – Фактические угловые величины в крупных суставах и позвоночнике грузчика логистического центра их оптимальные значения

Выполняемое движение		Угловые величины, град.		
		На рисунках		Оптимальные значения
		3.8	3.9	
Наклон туловища по отношению к вертикали		85	34	0
Наклон головы от вертикали		98	52	25
Наклон головы относительно корпуса		12	18	25
Отведение плеча	Правая рука	—	—	0
	Левая рука	—	—	
Сгибание плеча	Правая рука	68	18	0
	Левая рука	—	—	
ЛС	Правая рука	152	105	95
	Левая рука	—	—	
ТС		82	136	180
КС		175	164	180
Голеностопный сустав		114	109	118

3.3.2 Формирование лабораторной модели трудовой деятельности грузчика логистического центра

Для МТД были созданы условия, идентичные рабочему месту грузчика логистического центра.

Для моделирования использовали: столы-трансформеры с возможностью регулирования высоты, палеты размером 120 x 100 x 14 см, гантели обрезиненные сборные, весом до 31 кг, канцелярские принадлежности.

Высоту стола-трансформера установили на отметке 70 см. Рядом с ним расположили две палеты. На одной из палет установили 4 гантели, массой 31 кг (идентична грузу), так, чтобы среднее расстояние от стола с весами до груза составляло 1,8 м. На рабочей поверхности располагались канцелярские принадлежности.

Рабочий цикл добровольца заключался в перемещении гантели, имитирующей груз, с палеты на модель весов. Доброволец регистрировал факт «взвешивания» груза и перемещал его на вторую палету. Далее рабочий цикл повторялся. Выполнение работы происходило в соответствии с циклограммой эксперимента.

Так как в натурных условиях наблюдался различный темп работы, в лабораторных условиях была смоделирована следующая последовательность трудовых операций с заданной скоростью выполнения. 42 мин работы гантели взвешивали со скоростью 1 шт. в 1 мин, последующие 3 мин – работа в максимально возможном для добровольца темпе. Далее следовал 15-минутный перерыв. Последующие 42 минуты скорость работы составляла 1 взвешенная гантель в 0,5 мин, последние 3 мин – работа в максимально возможном для добровольца темпе. Временные интервалы обозначали с помощью звуковых сигналов метронома.

Таким образом, на основании результатов оценки тяжести трудового процесса, исследования рабочих поз и движений грузчика логистического центра была разработана ЛМТД (рисунок 3.10).



Рисунок 3.10 – ЛМТД грузчика логистического центра

3.3.3 Производительность труда при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant»

Производительность труда оценивали по количеству грузов, взвешенных за 3 минуты, когда доброволец выполнял работу в максимально возможном темпе.

Результаты оценки производительности труда представлены в таблице 3.17. Таблица 3.17 – Динамика показателя производительности труда при МТД, n=6

Показатель, ед. изм., М±σ	Без применения ЭО ПЭ «ExoAtlant» (I группа)		С применением ЭО ПЭ «ExoAtlant» (II группа)	
	Тестирование			
	1п	2п	1п	2п
Количество взвешенных грузов, шт.	9±1	9±2	10±1	9±2

Примечание: 1п – временной интервал 42 мин – 45 мин от начала МТД; 2п – временной интервал 1 ч 42 мин – 1 ч 45 мин от начала МТД;

Анализ полученных данных показал отсутствие статистически значимых различий между значениями показателя производительности труда в обеих группах во всех тестированиях, а также внутри групп.

3.3.4 Показатели состояния кардиореспираторной системы работника при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant»

Динамика показателей состояния КРС добровольцев в процессе МТД представлена в таблице 3.18.

Сравнительный анализ полученных данных не выявил статистически значимых различий между показателями в различных тестированиях между I и II группами. Показатели внутри групп статистической обработке и анализу не подвергались ввиду статистической неоднородности тестирований, обусловленной различными характером, временем и темпом моделируемой работы.

Таблица 3.18 – Динамика показателей состояния КРС добровольцев, n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%; 75%]	Временной интервал МТД, мин			
	0 – 42	42 – 45 ^{max}	60 – 102	102 – 105 ^{max}
Без применения ЭО ПЭ «ExoAtlant» (I группа)				
ЧСС, уд./мин	107 [95; 121]	117 [107; 147]	119 [105; 138]	130 [113; 150]
ЛВ, л/мин	24,71 [22,72; 29,54]	39,87 [31,19; 46,49]	32,79 [31,46; 39,16]	42,31 [32,11; 51,92]
ДК	0,72 [0,69; 0,74]	0,74 [0,7; 0,78]	0,74 [0,71; 0,77]	0,75 [0,71; 0,8]
ДО, л	1,13 [0,88; 1,26]	1,37 [1,06; 1,72]	1,29 [1,08; 1,44]	1,44 [1,16; 1,58]
ЧДД, дд./мин	22 [20; 27]	27 [24; 33]	27 [24; 30]	31 [25; 36]
Энерготраты, ккал	171 [159; 196]	19 [16; 24]	236 [226; 272]	21 [17; 25]
С применением ЭО ПЭ «ExoAtlant» (II группа)				
ЧСС, уд./мин	111 [90; 121]	119 [115; 149]	120 [103; 138]	130 [117; 161]
ЛВ, л/мин	24,65 [23,71; 27,23]	40,19 [36,38; 44,57]	32,17 [31,64; 35,09]	43,75 [39,34; 55,02]
ДК	0,72 [0,69; 0,72]	0,76 [0,71; 0,77]	0,73 [0,7; 0,74]	0,75 [0,72; 0,79]
ДО, л	1,07 [0,92; 1,26]	1,35 [1,23; 1,68]	1,19 [1,04; 1,35]	1,48 [1,13; 1,76]
ЧДД, дд./мин	24 [21; 28]	30 [26; 33]	28 [26; 32]	31 [29; 38]
Энерготраты, ккал	183 [165; 190]	19 [16; 22]	233 [224; 257]	22 [20; 27]

3.3.5 Биомеханические характеристики движений работника при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant»

Динамика показателей МААД в крупных суставах верхних, нижних конечностей и позвоночнике представлена в таблицах 3.19 – 3.21.

Таблица 3.19 – Показатели МААД в крупных суставах верхних конечностей, n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%; 75%]	Вид движения							
	Сгибание		Разгибание		Отведение		Сгибание	
	ЛПС	ППС	ЛПС	ППС	ЛПС	ППС	ЛПС	ППС
Без применения ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» (I группа)								
МААД, град.	156 [149; 170]	154 [145; 165]	60 [55; 71]	61 [53; 81]	93 [86; 123]	95 [87; 119]	131 [118; 137]	124 [118; 134]
С применением ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» (II группа)								
МААД, град.	161 [151; 175]	152 [148; 165]	62 [58; 86]	64 [52; 72]	95 [92; 102]	100 [91; 111]	132 [126; 138]	130 [123; 136]*

Примечание: * – статистически значимые различия по сравнению со значениями I группы ($p \leq 0.05$).

Таблица 3.20 – Показатели МААД в крупных суставах нижних конечностей, n=6

Показатель, ед. изм., Me [25%;75%]	Вид движения															
	Сгибание		Разгибание		Отведение		Присед				Сгибание		Подъем ноги, согнутой в КС			
	ЛТС	ПТС	ЛТС	ПТС	ЛТС	ПТС	ЛТС	ПТС	ЛКС	ПКС	ЛКС	ПКС	ЛТС	ПТС	ЛКС	ПКС
Без применения ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» (I группа)																
МААД, град.	60 [56;73]	68 [64;71]	27 [23;31]	23 [20;34]	47 [42;61]	45 [33;57]	85 [61;98]	84 [64;124]	113 [88;134]	121 [102;138]	119 [116;128]	120 [117;136]	86 [81;95]	81 [72;96]	113 [96;116]	115 [103;123]
С применением ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» (II группа)																
МААД, град.	41 [40;55]*	40 [32;45]*	23 [19;25]	22 [18;24]	12 [8;17]*	12 [6;20]*	54 [34;73]*	51 [31;69]*	99 [90;110]*	97 [87;100]*	110 [106;115]	111 [108;117]*	51 [42;75]*	41 [38;57]*	95 [77;105]*	71 [64;90]*

Примечание: см. таблицу 3.19

Таблица 3.21 – Показатели МААД в пояснично-грудном отделе позвоночника, n=6

Показатель, ед. изм., Ме [25%; 75%]	Вид движения						
	Наклон вперед	Наклон назад	Наклон вправо	Наклон влево	Поворот вправо	Поворот влево	Присед
Без применения ЭО ПЭ «ЕхоAtlant» (I группа)							
МААД, град.	69 [54; 72]	30 [24; 36]	34 [29; 36]	33 [27; 35]	26 [21; 34]	28 [27; 30]	21 [12; 25]
С применением ЭО ПЭ «ЕхоAtlant» (II группа)							
МААД, град.	61 [50; 76]	27 [26; 32]	24 [20; 31]	29 [19; 33]	11 [8; 16]*	12 [10; 16]*	21 [20; 33]

Примечание: см. таблицу 3.19

Экспериментально установлено, что массогабаритные характеристики и конструктивные особенности ЭО ПЭ «ЕхоAtlant» не ограничивали МААД в крупных суставах верхних конечностей.

При этом наблюдали множество статистически значимых ($p \leq 0,05$) уменьшений показателей МААД у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями I группы (таблица 3.20) при:

- сгибании в ЛТС и ПТС на 31,7% и 41,2% соответственно;
- отведении в ЛТС и ПТС на 74,5% и 73,3% соответственно;
- сгибании в ЛТС и ПТС на 36,5% и 39,3% соответственно, а также в ЛКС и ПКС на 12,4% и 19,8% соответственно при выполнении глубокого приседания;
- сгибании в ПКС на 7,5% при выполнении «захлеста голени»;
- сгибании в ЛТС и ПТС на 40,7% и 49,4% соответственно, а также в ЛКС и ПКС на 15,9% и 38,2% соответственно при подъеме ноги, согнутой в КС.

Помимо этого установлены статистически значимые уменьшения значений МААД в пояснично-грудном отделе позвоночника у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями I группы (таблица 3.21) при ротации вправо и влево на 57,7% и 57,1% соответственно.

В большинстве случаев на фоне отсутствия статистической значимости динамики показателей наблюдались незначительные тенденции к уменьшению значений МААД у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев I группы.

3.3.6 Показатели биоэлектрической активности и тонуса скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, при использовании экспериментального образца промышленного экзоскелета «ExoAtlant»

Результаты ЭМГ-исследования представлены в таблице 3.22.

Таблица 3.22 – Динамика средней амплитуды спектра ЭМГ мышц, участвующих в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, n=6

		Средняя амплитуда спектра ЭМГ, мкВ, Me [25%; 75%]		
		Без применения ЭО ПЭ «ExoAtlant» (I группа)		С применением ЭО ПЭ «ExoAtlant» (II группа)
		Тестирование		
		1п	2п	3п
M. erector spinae	справа	238 [221; 301]	415 [216; 620] #	317 [138; 438] *
	слева	254 [201; 366]	470 [293; 669] #	303 [187; 509] *
M. trapezius	справа	30 [26; 121]	224 [188; 439] #	212 [102; 387]
	слева	50 [38; 126]	154 [86; 245]	210 [105; 326]
M. deltoideus	справа	39 [13; 98]	95 [50; 223]	69 [57; 132]
	слева	46 [16; 75]	108 [70; 196]	91 [52; 164]
M. biceps brachii	справа	29 [16; 85]	164 [35; 244] #	136 [44; 324]
	слева	34 [16; 102]	116 [52; 293] #	200 [102; 399] *
M. brahioradialis	справа	25 [13; 38]	116 [61; 224] #	107 [63; 190]
	слева	31 [16; 87]	161 [56; 231]	143 [57; 195]

Примечание: 1п – при нахождении в рабочей позе без груза без применения ЭО ПЭ; 2п – при нахождении в рабочей позе с грузом 31кг без применения ЭО ПЭ; 3п – при нахождении в рабочей позе с грузом 31кг с применением ЭО ПЭ;

– статистически значимые различия по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев при нахождении их в рабочей позе без груза без применения ЭО ПЭ ($p \leq 0.05$);

* – статистически значимые различия по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев при нахождении их в рабочей позе с грузом 31кг без применения ЭО ПЭ ($p \leq 0.05$).

Анализ полученных данных показал статистически значимое увеличение средних амплитуд спектра ЭМГ:

- m. erector spinae справа и слева на 74,4% и 85,0% соответственно;
- m. trapezius справа на 646,7%;
- m. biceps brachii справа и слева на 465,5% и 241,2% соответственно;
- m. brahioradialis справа на 364,0%

в тестировании в рабочей позе с грузом без применения ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» относительно тестирования в рабочей позе без груза. Помимо этого, выявлены тенденции к значительному увеличению средних амплитуд спектра ЭМГ всех исследуемых мышц.

Кроме того, выявлены статистически значимое уменьшение исследуемого показателя для *m. erector spinae* справа и слева на 23,6% и 35,5% соответственно; и его увеличение для *m. biceps brachii* слева на 72,4% в тестировании в рабочей позе с грузом с применением ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» относительно тестирования в рабочей позе с грузом без применения ЭО ПЭ.

Результаты миоэлектрометрического исследования представлены в таблицах 3.23, 3.24.

Таблица 3.23 – Разница между показателями тонуса напряжения и тонуса покоя мышц, отвечающих за поддержание рабочих поз и выполнение рабочих движений, n=6

Мышца		△ тонуса, Гц, Ме [25%; 75%]			
		Без применения ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» (I группа)		С применением ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» (II группа)	
		Тестирование			
		Фон.	Контр.	Фон.	Контр.
M. longissimus thoracis	справа	9,6 [4,7; 11,8]	11,3 [7,9; 13,8]	9,2 [8,3; 10,7]	7,7 [7,1; 9,7]
	слева	11,5 [8,4; 12,6]	11,3 [8,9; 11,5]	10,1 [8,6; 13,9]	9,8 [7,6; 11,4]
M. iliocostalis lumborum	справа	10,3 [6,5; 16]	14,7 [8,6; 21,7]	14,1 [9,3; 23,7]	14,4 [9,2; 23,6]
	слева	10,6 [8,6; 18,3]	14,8 [9,2; 22,7]	14,7 [10,4; 20,6]	14,8 [8,3; 18,7]
M. trapezius	справа	7,3 [7,2; 10,5]	7,6 [6,7; 9,8]	8,2 [7,2; 10]	8,2 [6,5; 9,7]
	слева	7,9 [6,4; 10,2]	6,9 [5,9; 9,8]	7,7 [6,3; 9,2]	8,1 [7,1; 8,6]
M. latissimus dorsi	справа	2,2 [0,8; 5,7]	1,9 [0,8; 2,3]	1,4 [-0,3; 1,9]	1,2 [0,6; 1,9]
	слева	1,2 [0,1; 4,5]	1,4 [0,6; 1,7]	0,6 [-1,1; 3]	1,3 [0,7; 1,7]
M. deltoideus	справа	3,3 [0,1; 5,5]	2,4 [-0,5; 5,5]	1,7 [-0,4; 3,5]	2,6 [0,1; 4,9]
	слева	3,9 [1,3; 6,5]	3,4 [0,9; 6,4]	3,0 [1,1; 5,7]	3,3 [0,6; 7,2]
M. biceps brachii	справа	2,2 [0,3; 3,0]	0,7 [-1,4; 2,4]	1,3 [0,1; 4,1]	1,9 [0,4; 3,1]
	слева	1,1 [-0,6; 3,3]	0,9 [-0,3; 4,7]	1,0 [-1,2; 3,1]	1,3 [-0,1; 4,4]
M. brahioradialis	справа	0,3 [-0,6; 1,7]	0,5 [-0,6; 2,2]	3,4 [1,2; 4,4]	2,1 [0,2; 2,6]
	слева	1,3 [0,1; 1,8]	0,6 [-0,3; 3,0]	2,7 [0,1; 3,8]	2,2 [0,4; 3,3]

Сравнительный анализ полученных данных не показал статистически значимых различий между фоновыми и контрольными значениями, а также между контрольными значениями показателей обеих групп всех исследуемых мышц.

Таблица 3.24 – Динамика тонуса мышц спины при поддержании рабочей позы с грузом, весом 31 кг, n=6

Мышца		Показатель, ед. изм., Ме [25%; 75%]			
		Без применения ЭО ПЭ «ExoAtlant» (I группа)		С применением ЭО ПЭ «ExoAtlant» (II группа)	
		Тестирование			
M. longissimus thoracis	справа	Фон.	Контр.	Фон.	Контр.
		25,7 [21,1; 30,4]	26,7 [22,2; 28,2]	21,3 [20,2; 26,5]	19,1 [17,4; 20,7]*#
	слева	25,7 [22,8; 32,4]	25,7 [22,0; 29,5]	24,6 [22,0; 27,9]	21,5 [18,8; 22,2]*#
M. iliocostalis lumborum	справа	34,5 [24,1; 38,3]	34,9 [21,7; 38,1]	34,8 [22,3; 45,4]	28,9 [19,3; 40,4]*
	слева	37,2 [22,6; 42,9]	34,1 [20,7; 37,1]	31,8 [20,3; 42,0]	29,5 [19,8; 35,3]

Примечание: * – статистически значимые различия по сравнению с фоновыми значениями ($p \leq 0.05$);

– статистически значимые различия по сравнению с аналогичными показателями, зарегистрированными у добровольцев II группы ($p \leq 0.05$).

Сравнительный анализ полученных данных показал статистически значимое снижение тонуса в контрольных тестированиях:

– m. longissimus thoracis справа и слева на 28,4% и 16,5% соответственно у добровольцев II группы по сравнению с аналогичными показателями добровольцев I группы; а также на 10,1% и 12,6% по сравнению с фоновыми значениями;

– m. iliocostalis lumborum справа на 15,4% по сравнению с фоновыми значениями показателя.

Таким образом, зарегистрированные с использованием эргоспирометрии показатели состояния КРС, такие как ЧСС, ЛВ, ДК, ДО, ЧД, средний расход энергии позволили зарегистрировать показатели физиологической стоимости работы при использовании ЭО ПЭ «Exochair» и «ExoAtlant» в процессе моделирования производственных операций в лабораторных условиях. О динамике ФС организма добровольцев при использовании ЭО ПЭ свидетельствуют статистически значимые снижения ЧСС, ДК, ДО, энерготрат и др. на фоне увеличения показателей производительности труда. Результаты исследования биомеханических характеристик движений с использованием методик биомеханического «захвата движений» позволили экспериментально установить,

что массогабаритные характеристики и/или конструктивные особенности ЭО ПЭ ограничивали движения добровольцев. Это выражалось ограничением МААД в крупных суставах верхних и нижних конечностей и сочленениях пояснично-грудного отдела позвоночника добровольцев. Результаты исследования биоэлектрической активности мышц позволили экспериментально установить статистически значимые снижения средней амплитуды спектра ЭМГ *m. erector spinae* с обеих сторон при удержании груза добровольцами с применением ЭО ПЭ «ЕхoAtlant», а также увеличение данного показателя для *m. biceps brahii*. Результаты миотометрического исследования также позволили установить, что применение ЭО ПЭ изменяет воздействие физической нагрузки на ОДА, что подтверждается статистически значимым снижением тонуса некоторых мышц в зависимости от модели ПЭ и трудовой деятельности.

ГЛАВА 4. АНАЛИЗ И ОБОБЩЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ

4.1 Моделирование трудовой деятельности работников физического труда в лабораторных условиях

Результаты оценки тяжести трудового процесса, исследования рабочих поз и движений на рабочих местах позволяют установить классы тяжести труда двух исследуемых профессий:

- логиста архивно-логистического центра (3 класс 2 степени вредности);
- грузчика логистического центра (3 класс 2 степени вредности).

Ключевыми параметрами, определяющими тяжесть труда логиста архивно-логистического центра, являются рабочая поза (стоя 80% за смену) и наклоны корпуса (200 за смену), грузчика логистического центра – масса поднимаемого и перемещаемого груза вручную (31 кг постоянно в течение смены, 538,6 кг с пола) и наклоны корпуса (280 за смену).

Методом фотогониометрии сформированы эпюры рабочих поз специалистов. При этом установлено, что максимальные отклонения от оптимальных значений углов наблюдаются при сгибании в ТС, ПС и ЛС.

Результаты оценки тяжести трудового процесса, исследования рабочих поз и движений легли в основу разработки ЛМТД работников физического труда. С использованием архивных коробов, папок, мультифор, палет, разборных гантелей и стола-трансформера в лабораторных условиях были разработаны ЛМТД работников, идентичные натурным условиям по фактору тяжести трудового процесса.

4.2 Анализ возможности применения метода эргоспирометрии для физиолого-эргономической оценки моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов

Анализ показателей состояния КРС добровольцев, зарегистрированных с использованием метода эргоспирометрии позволяет установить, что

массогабаритные характеристики и конструктивные особенности мСИЗ-1 и мСИЗ-2 увеличивают физиологическую стоимость выполнения физической работы, что подтверждается увеличением ее продолжительности (на 12,5 – 63,5%), повышением энерготрат (на 14,0 – 33,3 %) и ЧДД (на 5,2 – 6,8%) (рисунок 4.1). Снижение ЛВ легких при использовании мСИЗ-2 на 13,3% может свидетельствовать об ограничении экскурсии грудной клетки, обусловленной массой и конструкцией бронежилета, входящего в комплект мСИЗ. Отсутствие различий показателей ЧСС, по всей видимости, обусловлено характером нагрузки, а именно максимальной интенсивностью выполнения работы при использовании каждой из мСИЗ.

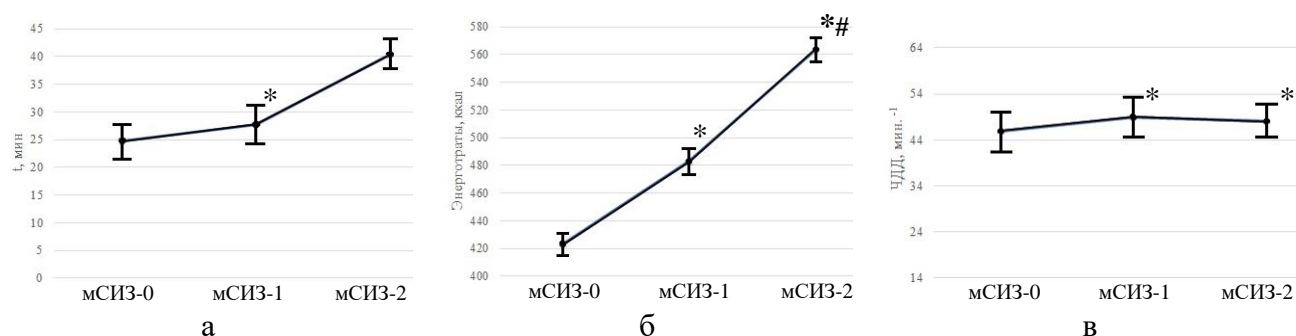


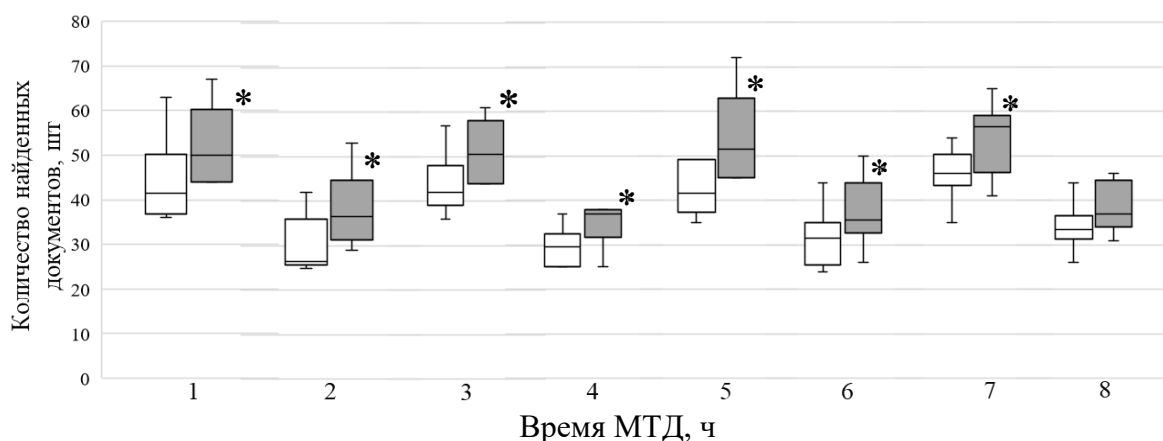
Рисунок 4.1 – Показатели продолжительности работы (а), энерготрат (б) и ЧДД (в) добровольцев при использовании различных мСИЗ при выполнении работы, связанной с физическими нагрузками, n=12

Примечание:

* – статистически значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев при использовании мСИЗ-0 ($p < 0,05$);

– статистически значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев при использовании мСИЗ-1 ($p < 0,05$);

Результаты сравнительной оценки прямых показателей производительности труда добровольцев, использующих ЭО ПЭ «Exochair», позволяют установить увеличение скорости обработки документов и, как следствие, количество найденных добровольцами документов (на 13% – 37%) на всем протяжении работы (рисунок 4.2). Отсутствие статистической значимости различий между значениями данных показателей на протяжении 8-го часа МТД при наличии тенденции к их уменьшению при использовании ЭО ПЭ, вероятно, обусловлена небольшой выборкой добровольцев.

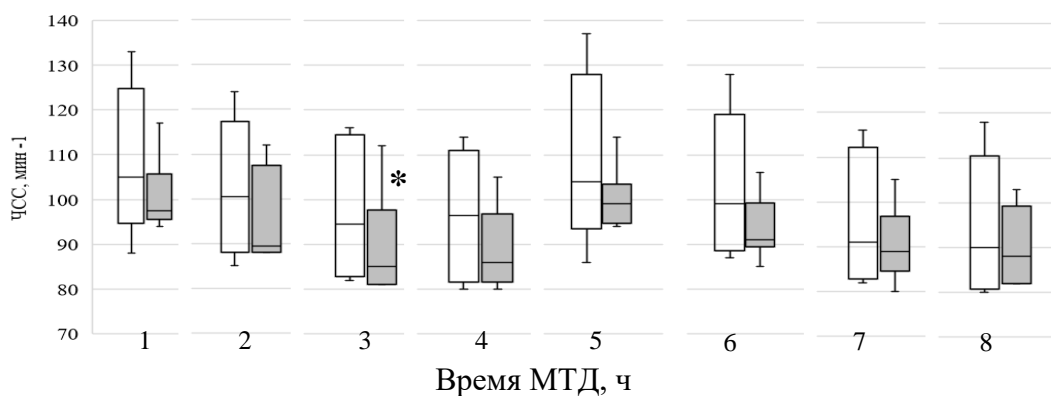


□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.2 – Динамика показателей производительности труда добровольцев в различные периоды работы, n=6

Примечание: * – статистические значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, не использующих ЭО ПЭ ($p \leq 0,05$)

При этом на всем протяжении МТД отмечали тенденцию к снижению ЧСС у добровольцев, выполняющих работу с использованием ЭО ПЭ «Exochair», по сравнению со значениями, зарегистрированными у добровольцев, не использующих ЭО ПЭ. На протяжении 3-го часа МТД снижение данного показателя на 11% являлось статистически значимым (рисунок 4.3).



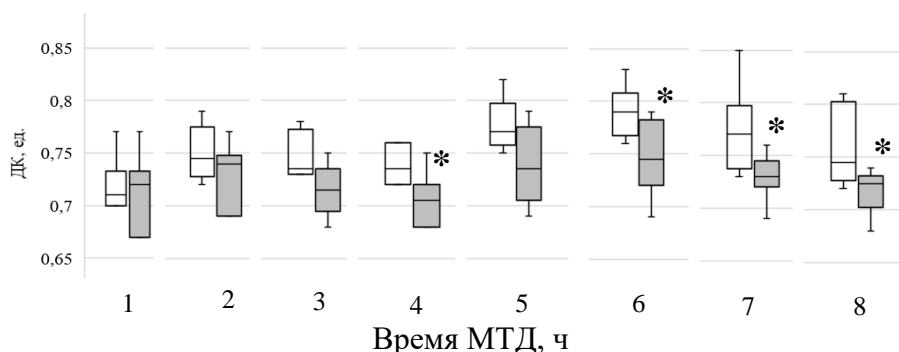
□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.3 – Динамика показателей ЧСС добровольцев в различные периоды работы, n=6

Примечание: см. рисунок 4.2

На всем протяжении исследования отмечена тенденция к снижению ДК у добровольцев, выполняющих работу с использованием ЭО ПЭ «Exochair» по сравнению со значениями, зарегистрированными у добровольцев, не

использующих ЭО ПЭ. На протяжении 4-го и 3-х последних часов МТД выявлены статистически значимое уменьшение значений данного показателя на 3 – 5% (рисунок 4.4).

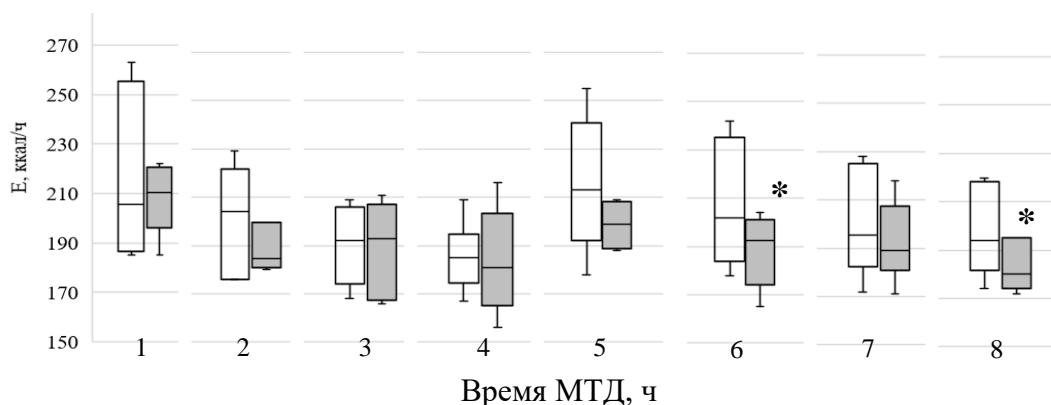


□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.4 – Динамика показателей ДК добровольцев в различные периоды работы, n=6

Примечание: см. рисунок 4.2

Кроме того, в ходе исследования выявлена тенденция к снижению энерготрат у добровольцев, выполняющих работу с использованием ЭО ПЭ «Exochair» по сравнению со значениями, зарегистрированными у добровольцев, не использующих ЭО ПЭ. На протяжении 3-го и 8-го часов МТД снижение энерготрат на 5 и 7% соответственно является статистически значимым (рисунок 4.5).



□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.5 – Динамика показателей энерготрат добровольцев в различные периоды работы, n=6

Примечание: см. рисунок 4.2

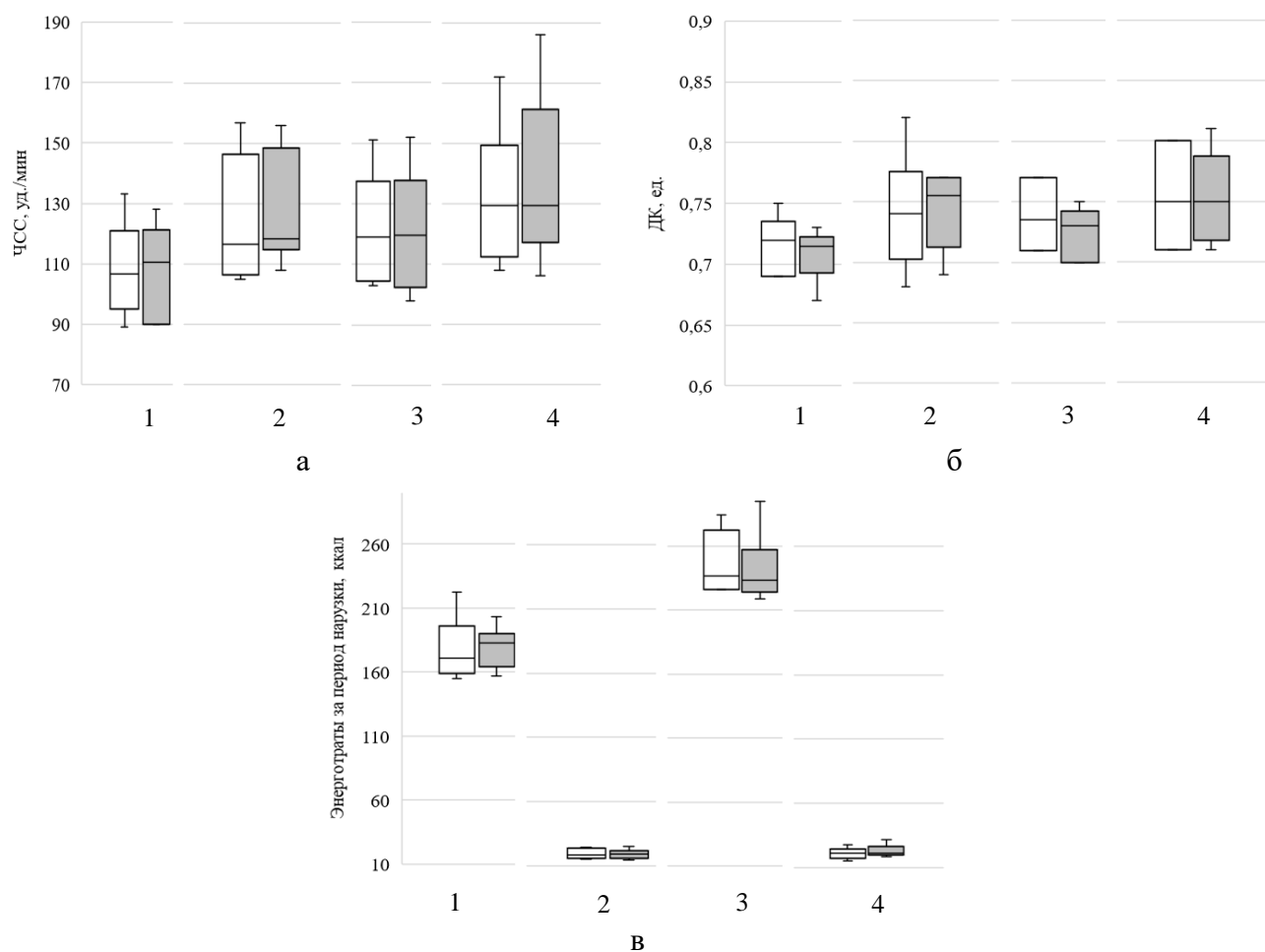
Незначительное уменьшение показателей ЧСС, ДК и энерготрат в различные периоды работы свидетельствует о снижении нагрузки на КРС. Вероятно, что

выявленные изменения связаны с уменьшением интенсивности процессов энергообеспечения мышечной деятельности. Учитывая данный факт на фоне повышения прямых показателей производительности труда добровольцев, использующих ЭО ПЭ «Exochair», можно сделать вывод об эффективности его применения.

Производительность труда добровольцев, использующих ЭО ПЭ «ExoAtlant», согласно условиям эксперимента была стандартизована, ее показатели не подвергались сравнительному анализу. Отсутствие статистически значимой динамики показателей состояния КРС при использовании ЭО ПЭ «ExoAtlant», характеризующейся ее разной направленностью, может быть обусловлено небольшой выборкой и индивидуальными особенностями реакции КРС добровольцев на физическую нагрузку.

Также стоит отметить, что в большинстве случаев все показатели КРС у добровольцев при МТД находились в пределах референсных значений и соответствовали интенсивности нагрузки (рисунок 4.6). На последних минутах МТД (при работе в максимально возможном темпе) у некоторых добровольцев наблюдалось чрезмерное увеличение показателей ЧСС, что, вероятнее всего, обусловлено низким уровнем их физической подготовки.

Таким образом, использование эргоспирометрии позволяет зарегистрировать основные показатели состояния КРС, в том числе ЧСС, ЧДД, ДК, ДО, и энерготраты человека при выполнении физической работы в условиях ЛМТД, что дает возможность объективно установить физиологическую стоимость профессиональной деятельности работников физического труда при медико-биологической оценке как СИЗ, отягчающих выполнение работы, так и перспективных СИЗ – ПЭ, разрабатываемых с целью облегчения трудовой деятельности.



□ – без использования ЭО ПЭ «ExoAtlant»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «ExoAtlant»

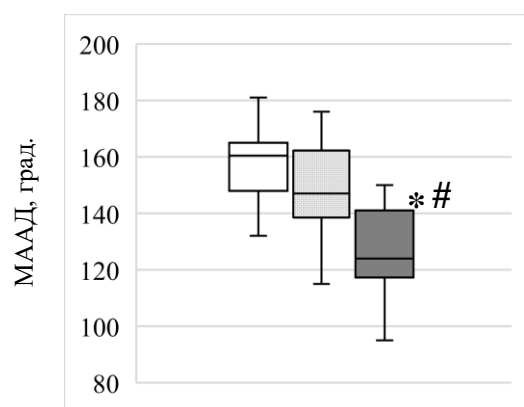
Рисунок 4.6 – Динамика ЧСС (а), ДК (б) и энерготрат (в) добровольцев в различные периоды МТД, n=6

Примечание: 1 – (0-42 мин МТД); 2 – (42-45 мин МТД, максимально возможный темп работы); 3 – (60-102 мин МТД); 4 – (102-105 мин МТД, максимально возможный темп работы)

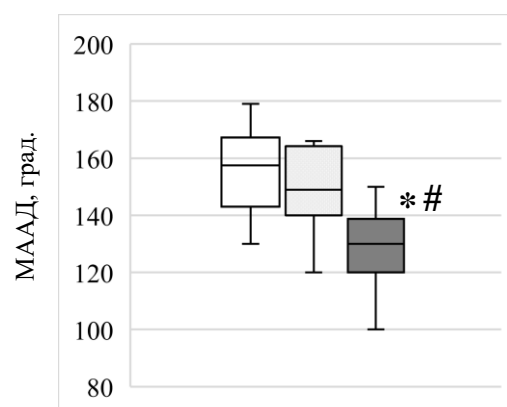
4.3 Анализ возможности применения метода биомеханического «захвата движений» для физиолого-эргономической оценки моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов

Анализ результатов первого этапа работы показал, что применение метода биомеханического «захвата движений» человека с использованием инерциальных датчиков с высокой достоверностью позволяет определить количественные значения МААД в крупных суставах верхних и нижних конечностей, поясничном и шейном отделах позвоночника и установить факт ограничения движений в указанных областях при эксплуатации различных мСИЗ.

Так, установлено что применение мСИЗ-2 статистически значимо уменьшает показатели МААД в сагиттальной и фронтальной плоскостях в крупных суставах верхних конечностей (на 6,5% – 41,4%), нижних конечностей (на 8,1% – 29%), а также в шейном (на 11,1% – 18%) и поясничном (на 15,6% – 25%) отделах позвоночника (рисунки 4.7 – 4.11). Показатели амплитуд сгибания в ПС при использовании мСИЗ-2 снизились ниже нормальных значений, что является фактом значимого влияния массогабаритных показателей и конструктивных особенностей бронежилета на биомеханику движений.



а



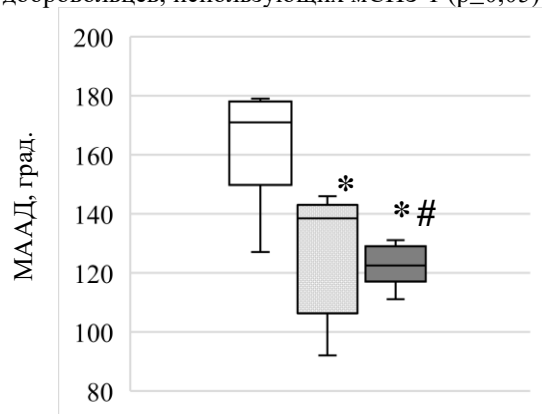
б

□ – при использовании мСИЗ-0; ▨ – при использовании мСИЗ-1; ■ – при использовании мСИЗ-2;

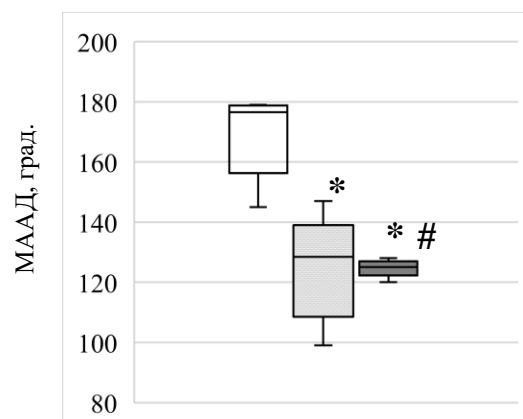
Рисунок 4.7 – Показатели МААД в ЛПС (а) и ППС (б) добровольцев при отведении, n=12

Примечание: * – статистические значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, использующих мСИЗ-0 ($p \leq 0,05$);

– статистические значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, использующих мСИЗ-1 ($p \leq 0,05$)



а



б

□ – при использовании мСИЗ-0; ▨ – при использовании мСИЗ-1;

■ – при использовании мСИЗ-2;

Рисунок 4.8 – Показатели МААД в ЛПС (а) и ППС (б) добровольцев при сгибании, n=12

Примечание: см. рисунок 4.7

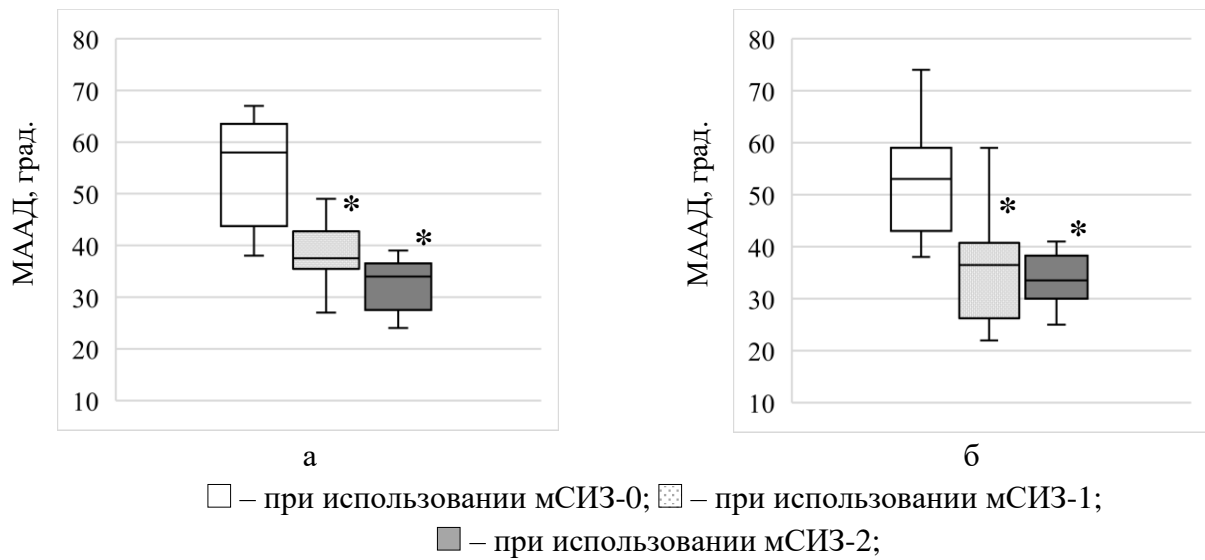


Рисунок 4.9 – Показатели МААД в ЛПС (а) и ППС (б) добровольцев при разгибании, n=12

Примечание: см. рисунок 4.7

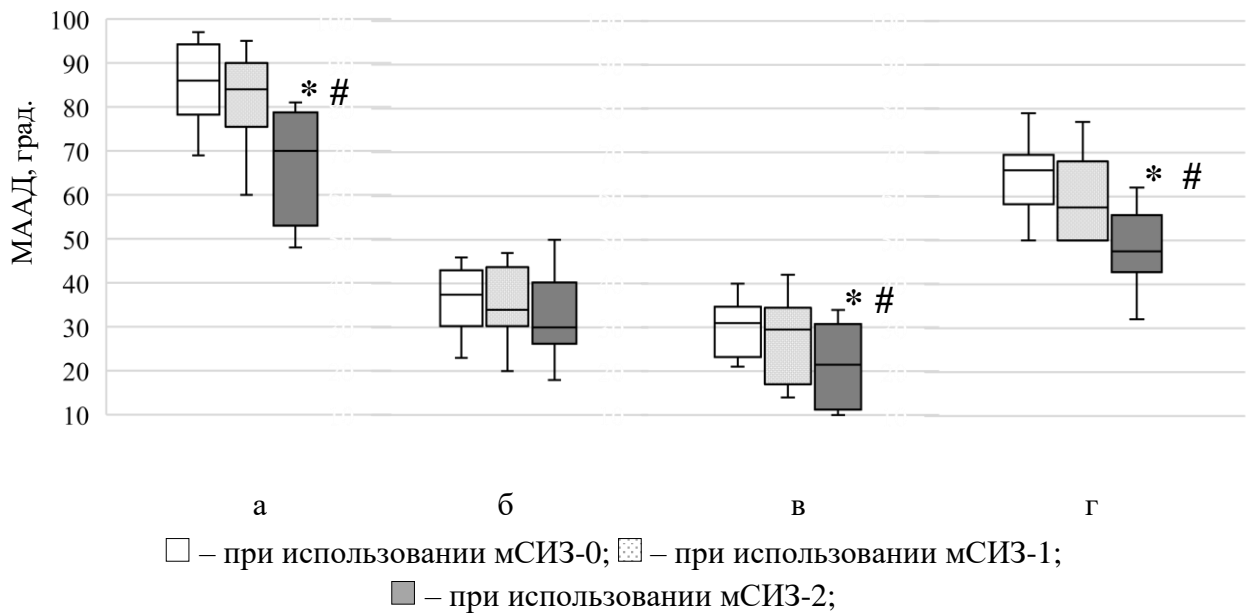


Рисунок 4.10 – Показатели МААД в ЛТС добровольцев при сгибании (а), разгибании (б), отведении (в) и приседании (г), n=12

Примечание: см. рисунок 4.7

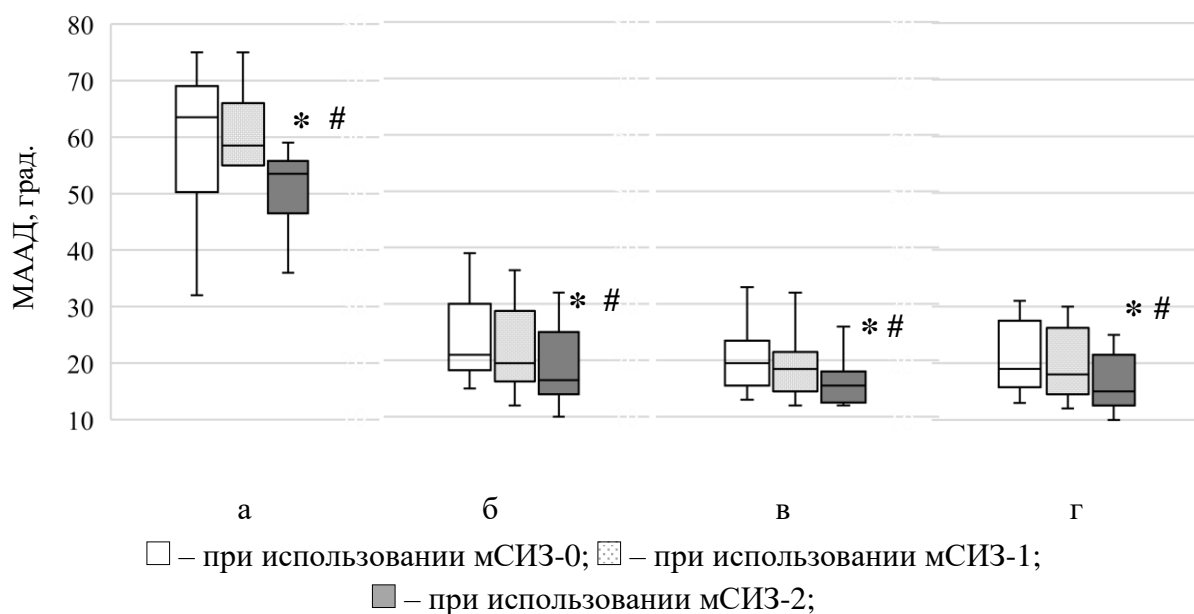


Рисунок 4.11 – Показатели МААД в поясничном отделе позвоночника добровольцев при сгибании (а), разгибании (б), латерофлексии вправо (в) и латерофлексии влево (г), n=12

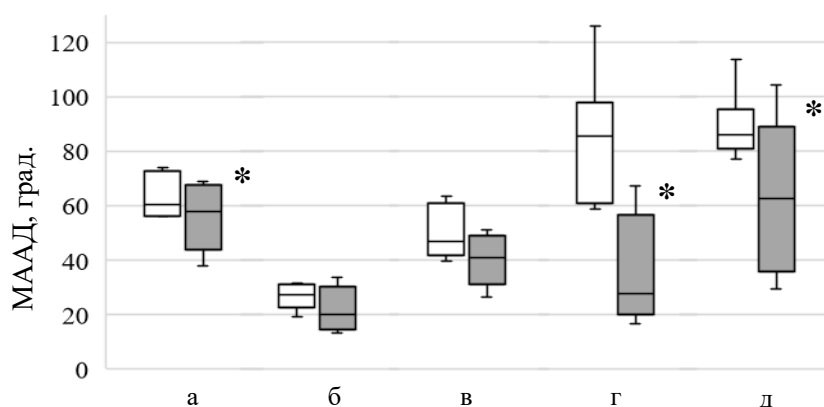
Примечание: см. рисунок 4.7

Таким образом, апробация доказала работоспособность методик оценки влияния элементов мСИЗ на МААД в крупных суставах конечностей и сочленениях позвоночника. Разработка методик оценки влияния элементов мСИЗ на МААД в суставах конечностей в горизонтальной плоскости (исследование ротации) не представилась возможной из-за технических ограничений комплекса «Траст-М». Помимо этого, при апробации методик оценки влияния элементов СИЗ на подвижность грудного и поясничного отделов позвоночника возникли существенные технические ограничения, не позволяющие разработать надежную методическую основу для дальнейших исследований, что привело к необходимости обращения к производителям с целью совершенствования технических возможностей комплекса «Траст-М».

Совершенствование технических характеристик оборудования и высокая чувствительность разработанных методик позволили использовать их для оценки влияния ЭО ПЭ на МААД работника. На 2 этапе исследований разработанные методики позволили оценить влияние ЭО ПЭ на МААД в крупных суставах верхних, нижних конечностей и позвоночнике.

Сравнительный анализ показателей МААД в ЛПС и ППС добровольцев показал статистически значимые уменьшения значений показателей при сгибании в ЛПС на 5,1% и разгибании в ППС на 4,9% у добровольцев при использовании ЭО ПЭ «Exochair». Незначительный характер данных изменений в совокупности с отсутствием статистически значимых изменений по остальным показателям позволили сделать вывод о том, что применение ЭО ПЭ «Exochair» не оказывало существенного влияния на МААД в крупных суставах верхних конечностей.

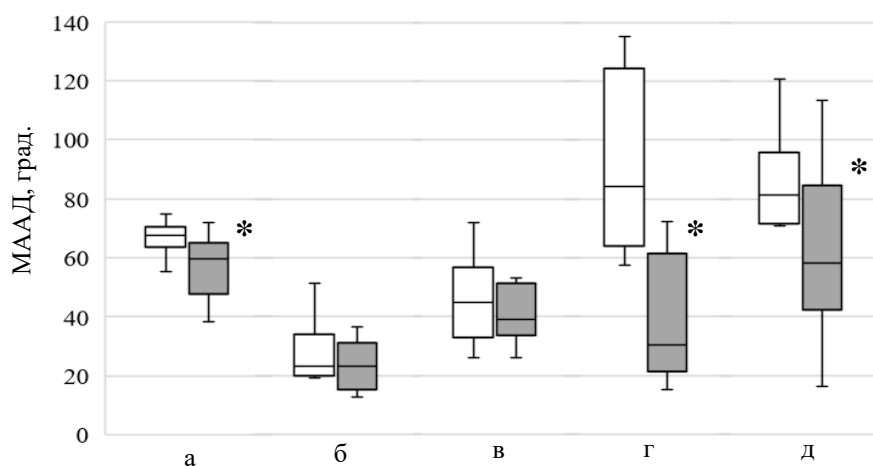
При сравнительном анализе данных было установлено уменьшение МААД в ТС (на 3,3% – 67,1%) и в КС (на 26,7% – 52,5%) при применении ЭО ПЭ. Результаты исследований влияния ЭО ПЭ «Exochair» на МААД в крупных суставах нижних конечностей графически представлены на рисунках 4.12 – 4.15.



□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.12 – Показатели МААД в ЛТС добровольцев при сгибании (а), разгибании (б), отведении (в), приседании (г) и подъеме ноги (д), n=6

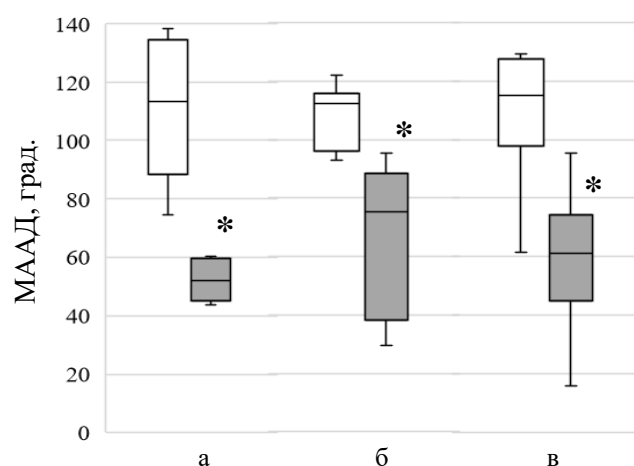
Примечание: * – статистические значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, не использующих ЭО ПЭ «Exochair» ($p \leq 0,05$)



□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.13 – Показатели МААД в ПТС добровольцев при сгибании (а), разгибании (б), отведении (в), приседании (г) и подъеме ноги (д), n=6

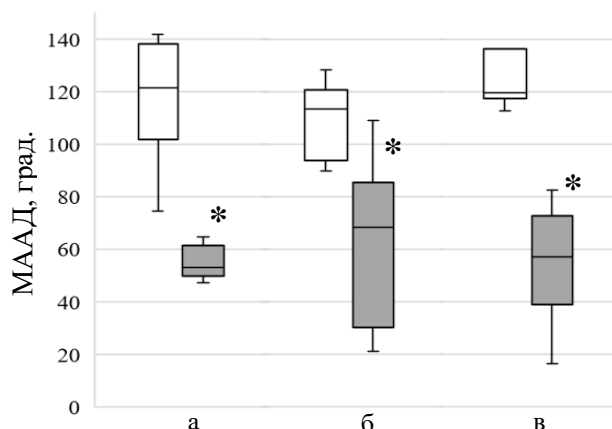
Примечание: см. рисунок 4.12



□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.14 – Показатели МААД в ЛКС добровольцев при приседании (а), подъеме ноги, согнутой в КС (б), и сгибании (в), n=6

Примечание: см. рисунок 4.12

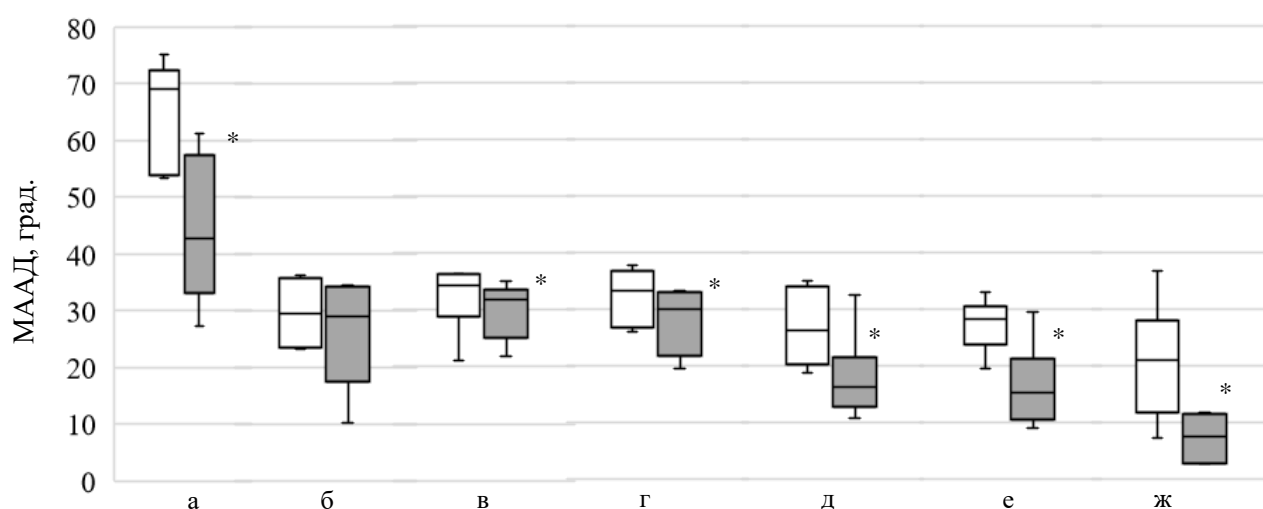


□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.15 – Показатели МААД в ПКС добровольцев при приседании (а), подъеме ноги, согнутой в КС (б), и сгибании (в), n=6

Примечание: см. рисунок 4.12

Сравнительный анализ полученных данных показал статистически значимое уменьшение МААД у добровольцев II группы по сравнению с I при ротации позвоночника (на 38,5%-46,4%), приседании (на 61,9%), сгибании в сагиттальной (на 37,7%) и фронтальной (на 5,9% – 9,1%) плоскостях (рисунок 4.16). Следовательно, можно сделать вывод о том, что применение ЭО ПЭ существенно ограничивает выполнение данных движений.



□ – без использования ЭО ПЭ «Exochair»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «Exochair»

Рисунок 4.16 – Показатели МААД в пояснично-грудном отделе позвоночника добровольцев при наклоне вперед (а), назад (б), вправо (в), влево (г), ротации вправо (д) и влево (е), а также при выполнении приседания (ж), n=6

Примечание: см. рисунок 4.12

При исследовании ЭО ПЭ «ExoAtlant» сравнительный анализ полученных данных показал статистически значимое увеличение показателей МААД в ПЛС при сгибании у добровольцев II группы по сравнению с I, однако в численном эквиваленте это изменение крайне несущественно. Поэтому, принимая во внимание отсутствие статистически значимых изменений остальных параметров между группами, можно сделать вывод об отсутствии влияния данного ЭО ПЭ на показатели МААД в крупных суставах верхних конечностей.

Результаты исследований влияния ЭО ПЭ «ExoAtlant» на показатели МААД в крупных суставах нижних конечностей графически представлены на рисунках 4.17 – 4.20.

Сравнительный анализ полученных данных показал статистически значимое снижение показателей МААД при выполнении движений в ТС (на 31,7% – 74,5%) и КС (на 7,5% – 38,2%) у добровольцев II группы по сравнению с I. Данные изменения указывают на то, что применение ЭО ПЭ приводит к существенным ограничениям движений в перечисленных суставах.

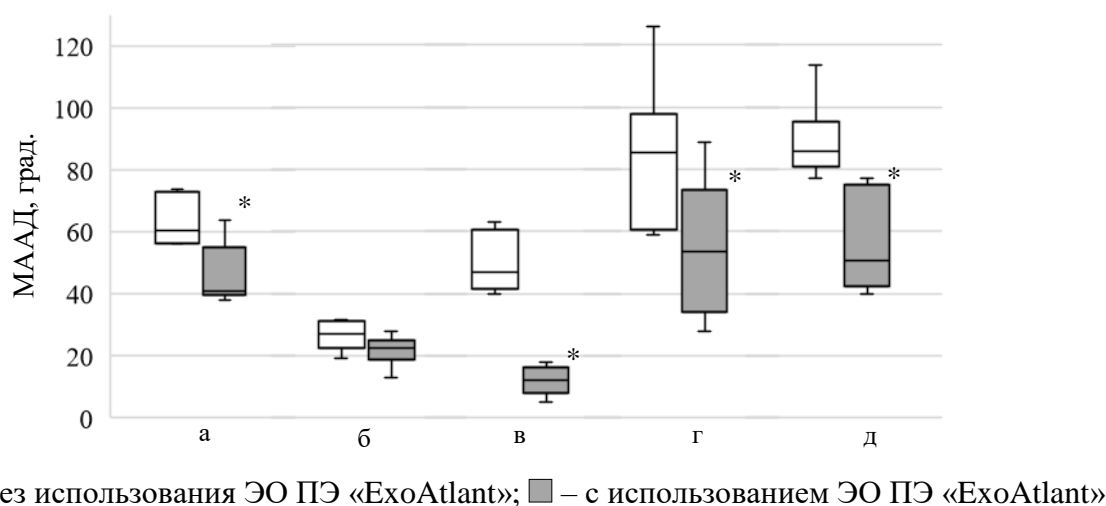
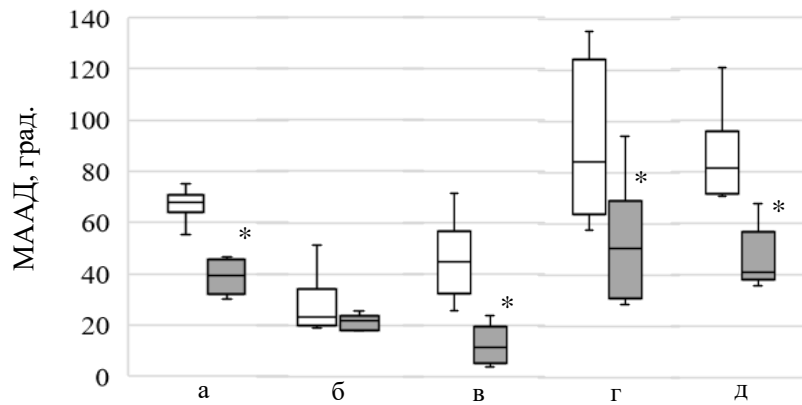


Рисунок 4.17 – Показатели МААД в ЛТС добровольцев при сгибании(а), разгибании(б), отведении(в), приседании (г) и подъеме ноги (д), n=6

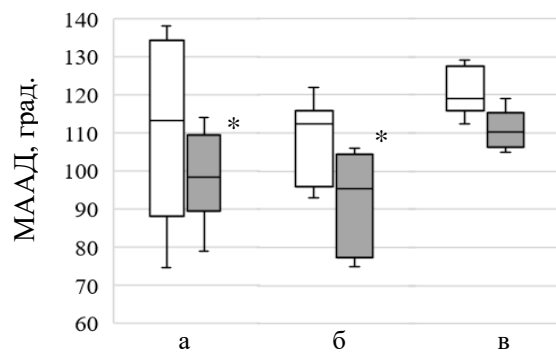
Примечание: * – статистические значимые различия по сравнению со значениями аналогичных показателей, зарегистрированных у добровольцев, не использующих ЭО ПЭ «ExoAtlant» ($p \leq 0,05$);



□ – без использования ЭО ПЭ «ExoAtlant»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «ExoAtlant»

Рисунок 4.18 – Показатели МААД добровольцев в ПТС при сгибании(а), разгибании(б), отведении(в), приседании (г) и подъеме ноги (д), n=6

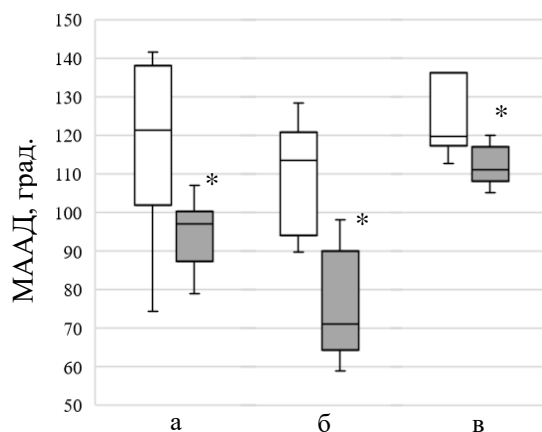
Примечание: см. рисунок 4.17



□ – без использования ЭО ПЭ «ExoAtlant»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «ExoAtlant»

Рисунок 4.19 – Показатели МААД в ЛКС добровольцев при приседании (а), подъеме ноги, согнутой в КС (б), и сгибании (в), n=6

Примечание: см. рисунок 4.17



□ – без использования ЭО ПЭ «ExoAtlant»; ■ – с использованием ЭО ПЭ «ExoAtlant»

Рисунок 4.20 – Показатели МААД в ПКС добровольцев при приседании (а), подъеме ноги, согнутой в КС (б), и сгибании (в), n=6

Примечание: см. рисунок 4.17

Сравнительный анализ данных, полученных при выполнении добровольцами движений в пояснично-грудном отделе позвоночника, показал статистически значимое уменьшение МААД во II группе по сравнению с I при ротации позвоночника (более, чем на 50%). При выполнении остальных движений в поясничном отделе статистически значимых изменений выявлено не было. Результаты исследований влияния ЭО ПЭ «ExoAtlant» на показатели МААД в поясничном отделе графически представлены на рисунке 4.21.

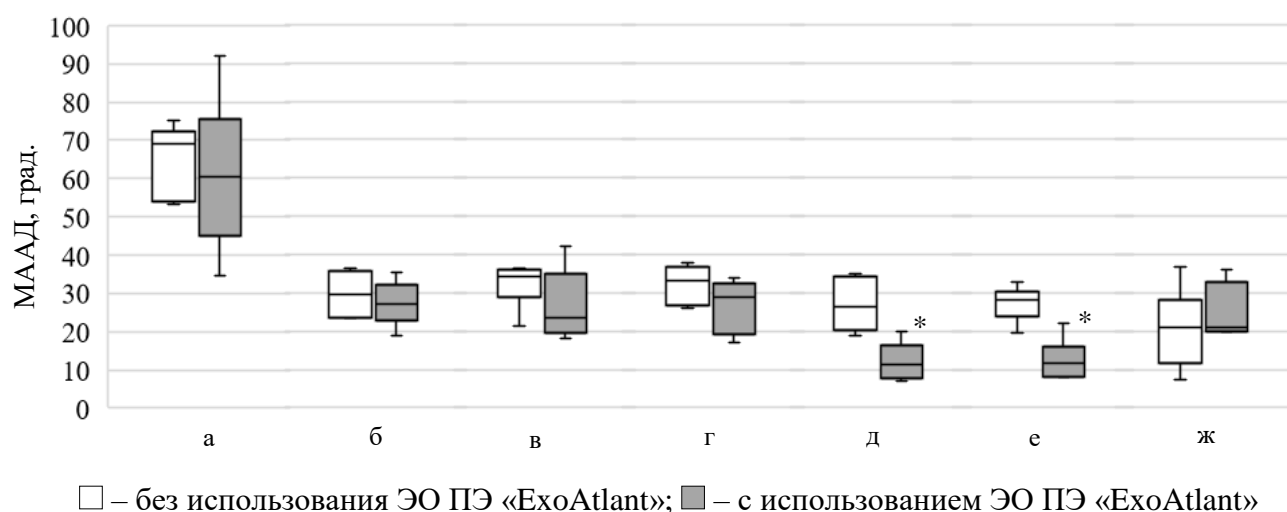


Рисунок 4.21 – Показатели МААД в пояснично-грудном отделе позвоночника добровольцев при наклоне вперед (а), назад (б), вправо (в), влево (г), ротации вправо (д) и влево (е), а также при выполнении приседания (ж), n=6

Примечание: см. рисунок 4.17

Таким образом, результаты анализа показателей зарегистрированных с использованием метода биомеханического «захвата движений» позволяют сформировать заключение о степени безопасности применения мСИЗ и ЭО ПЭ на производстве: установлено, что выявленные ограничения МААД могут негативно отразиться на качестве выполнения простых движений в процессе профессиональной деятельности, что стоит учитывать при опытной эксплуатации образцов.

4.4 Анализ возможности применения методов электромиографии и миотонометрии для физиолого-эргономической оценки экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов

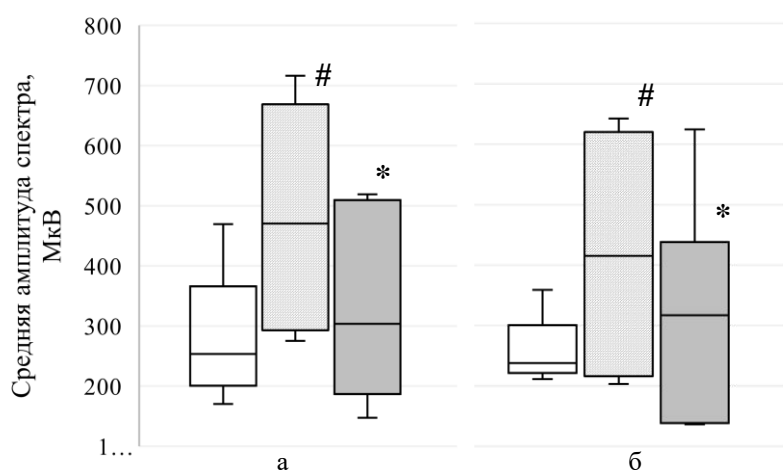
Сравнительный анализ биоэлектрической активности мышц выявил разнонаправленный характер динамики значений данного показателя при использовании ЭО ПЭ «Exochair» и, как следствие, отсутствие статистически значимых различий между фоновыми и контрольными значениями внутри групп, а также между контрольными значениями показателей всех исследуемых мышц в обеих группах.

Традиционно применяемое оборудование, используемое нами для проведения ЭМГ, имело высокую чувствительность к внешним воздействиям, в результате чего в ряде случаев присутствовали артефакты, вызванные недостаточно плотным контактом электродов с кожей, их сотрясанием и смещением на теле добровольца во время выполнения движений, помехами при прохождении сигнала по соединительным проводам, а также воздействием внешних электромагнитных излучений. Технические характеристики оборудования позволяли выявить наличие артефактов лишь после обработки и анализа данных. Исключение артефактных данных затрудняло статистический анализ, а в некоторых случаях делало его невозможным.

При исследовании ЭО ПЭ «ExoAtlant» статистически значимое увеличение средней амплитуды спектра ЭМГ мышцы, выпрямляющей позвоночник (на 74,4% и 85,0%), трапецевидной мышцы справа (в 7 раз), бицепса плеча с обеих сторон в 3–5 раз и плечелучевой мышцы справа в 4 раза при тестировании в рабочей позе с грузом 31 кг без применения ЭО ПЭ, относительно тестирования в рабочей позе без груза и без применения ЭО ПЭ, указывает на повышение биоэлектрической активности этих мышц за счет их активного включения в работу по поднятию груза и удержанию рабочей позы. Дальнейшее уменьшение исследуемого показателя для мышцы, выпрямляющей позвоночник, на 23,6% и 35,5% при тестировании в рабочей позе с грузом 31 кг с применением ЭО ПЭ относительно тестирования в

рабочей позе с грузом без применения ЭО ПЭ, позволяет сделать вывод о снижении активности этой мышцы за счет ее разгрузки с помощью ЭО ПЭ. В то же время, статистически значимое увеличение средней амплитуды спектра ЭМГ для бицепса плеча слева на 72,4% в этих же тестированиях может свидетельствовать о возможном перераспределении нагрузки со спины на руки.

Результаты исследования влияния ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» на утомление скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, с помощью электромиографии графически представлены на рисунках 4.22, 4.23.



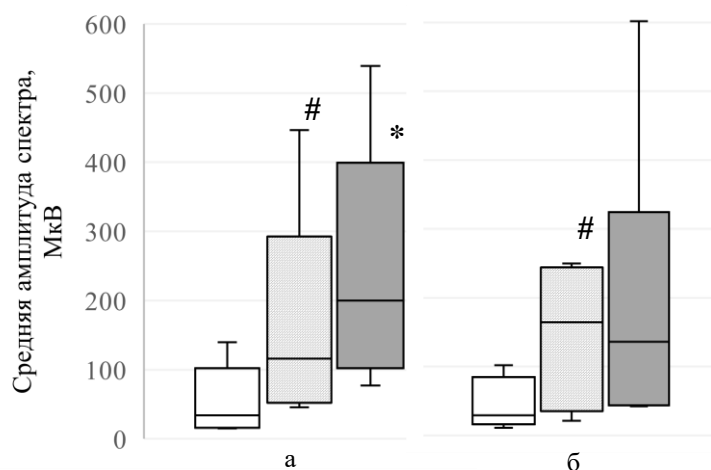
□ – в рабочей позе без груза без использования ЭО ПЭ «ЕхoAtlant»; ▨ – в рабочей позе с грузом без использования ЭО ПЭ «ЕхoAtlant»; ■ – в рабочей позе с грузом с использованием ЭО ПЭ «ЕхoAtlant»;

Рисунок 4.22 – Показатели биоэлектрической активности m. erector spinae слева (а) и справа (б) у добровольцев, n=6

Примечание:

– статистические значимые различия показателей по сравнению с фоновыми значениями ($p \leq 0,05$);

* – статистические значимые различия показателей по сравнению со значениями, полученными у добровольцев без использования ЭО ПЭ ($p \leq 0,05$)



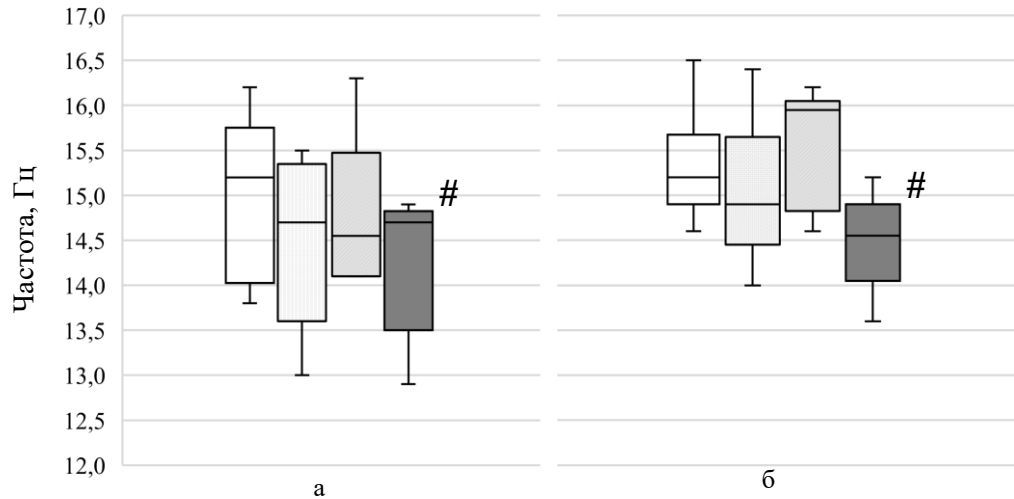
□ – в рабочей позе без груза без использования ЭО ПЭ «ExoAtlant»; ▨ – в рабочей позе с грузом без использования ЭО ПЭ «ExoAtlant»; ■ – в рабочей позе с грузом с использованием ЭО ПЭ «ExoAtlant»;

Рисунок 4.23 – Показатели биоэлектрической активности m. biceps brachii слева (а) и справа (б) у добровольцев, n=6

Примечание: см. рисунок 4.22

При миотонометрическом исследовании ЭО ПЭ «Exochair» статистически значимое снижение тонуса мышцы, выпрямляющей позвоночник с обеих сторон (на 4,3% – 3,3%), полусухожильной мышцы справа (на 3,3%) и медиальной широкой мышцы бедра с обеих сторон (на 3,5% – 5,2%) во II группе в контрольном тестировании по сравнению с фоновыми значениями может свидетельствовать о том, что в конце работы данные мышцы находились в состоянии меньшего напряжения, чем в начале. Ввиду отсутствия аналогичных изменений в первой группе добровольцев, можно предположить, что применение ЭО ПЭ «Exochair» уменьшает нагрузку на некоторые мышцы спины и бедер, участвующие в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений. Принимая во внимание особенности прибора, с помощью которого проводилась миотонометрия (невозможность измерения глубоко расположенных и малых по размеру мышц, отсутствие унифицированных норм измеряемых параметров и доказательной базы) и экспериментальный характер самой методики, вопрос о диагностике утомления скелетных мышц при применении ЭО ПЭ требует более детального подхода и дальнейшего изучения.

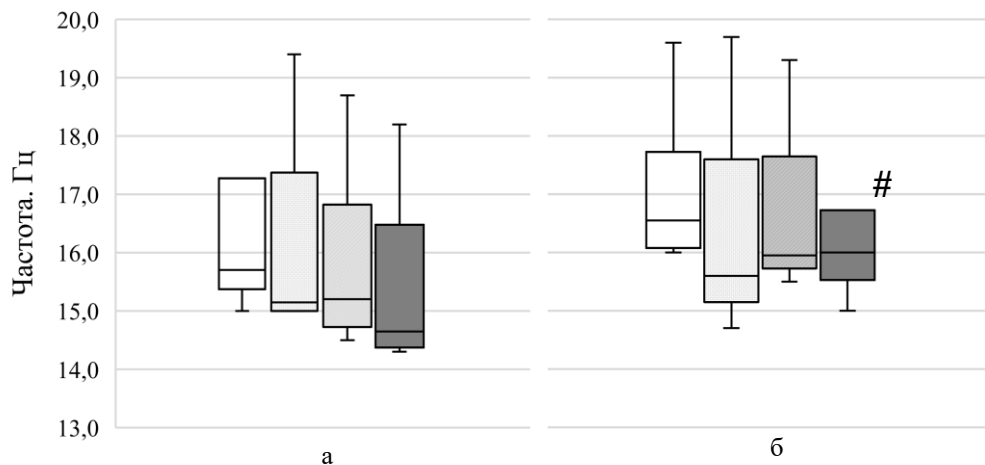
Результаты исследования влияния ЭО ПЭ «Exochair» на утомление скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, с помощью миоэлектромиетрии представлены на рисунках 4.24 – 4.26.



□ – фоновое тестирование; ▨ – 4 часа после начала МТД; ▩ – 5 часов после начала МТД
■ – контрольное тестирование.

Рисунок 4.24 – Тонус (частота ответа) *m. iliocostalis lumborum* слева (а) и справа (б) у добровольцев при использовании ЭО ПЭ «Exochair», n=6

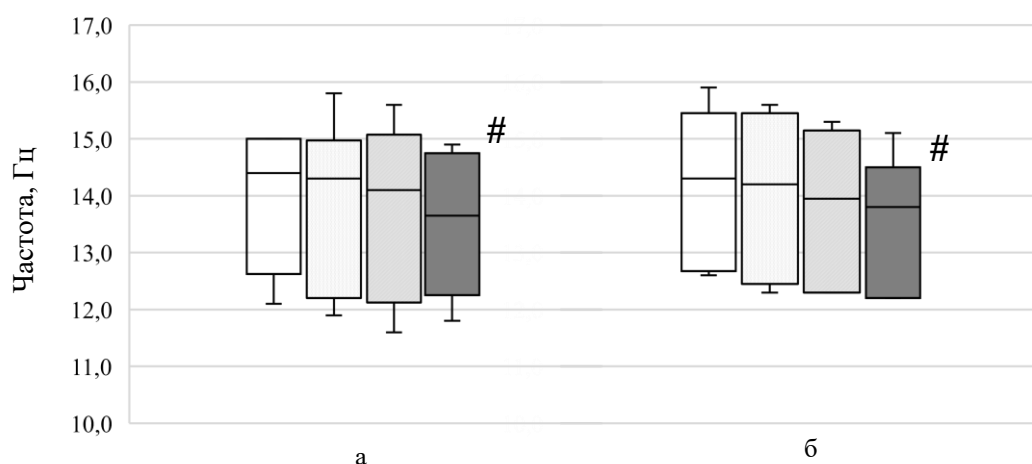
Примечание: # – статистические значимые различия показателей по сравнению с фоновыми значениями ($p \leq 0,05$);



□ – фоновое тестирование; ▨ – 4 часа после начала работы; ▩ – 5 часов после начала работы
■ – контрольное тестирование.

Рисунок 4.25 – Тонус (частота ответа) *m. semitendinosus* слева (а) и справа (б) у добровольцев при использовании ЭО ПЭ «Exochair», n=6

Примечание: см. рисунок 4.24



□ – фоновое тестирование; ▨ – 4 часа после начала работы; ▩ – 5 часов после начала работы
■ – контрольное тестирование.

Рисунок 4.26 – Тонус (частота ответа) *m. vastus medialis* слева (а) и справа (б) у добровольцев при использовании ЭО ПЭ «Exochair», n=6

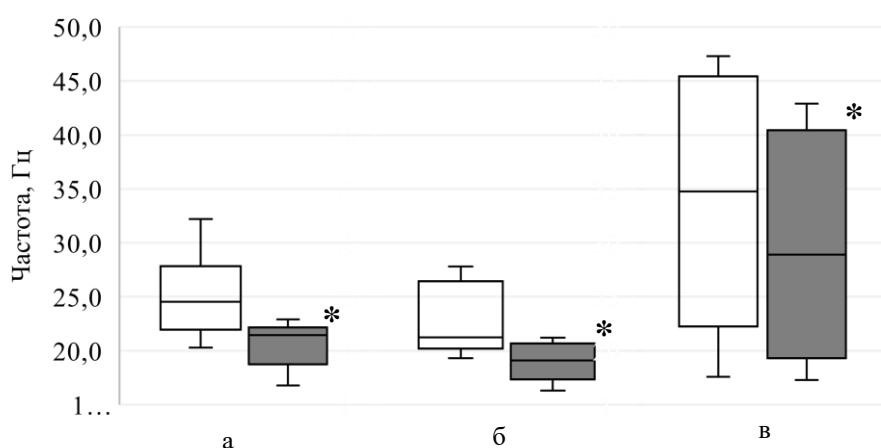
Примечание: см. рисунок 4.24

В процессе исследования ЭО ПЭ «ExoAtlant» при измерении тонуса мышц, отвечающих за поддержание рабочих поз и выполнение рабочих движений, в состоянии их покоя и напряжения было выявлено отсутствие статистически значимых различий между фоновыми и контрольными значениями, а также между контрольными значениями двух групп показателей по всем измеряемым мышцам. Это может быть обусловлено незначительной выборкой, разнонаправленной динамикой показателей внутри группы, особенностями прибора, с помощью которого проводилась миотонометрия (невозможность измерения глубоко расположенных и малых по размеру мышц, отсутствие унифицированных норм измеряемых параметров и доказательной базы) и экспериментальным характером самой методики.

Вместе с тем, при проведении миотонометрии грудной и поясничной частей мышцы, выпрямляющей позвоночник, в положении добровольцев в рабочей позе с грузом 31 кг было выявлено статистически значимое снижение тонуса грудной части мышцы с обеих сторон во II группе по сравнению с I в контрольных тестированиях (на 28,4% и 16,5%). Эти изменения, наряду со статистически значимым уменьшением исследуемого показателя внутри группы для грудной и

поясничной ее части справа на 10,1% – 15,4%, позволяют сделать вывод о том, что применение ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» снижает нагрузку на всю мышцу, выпрямляющую позвоночник. При этом нельзя исключать возможности перераспределения нагрузки со спины на другие мышечные группы.

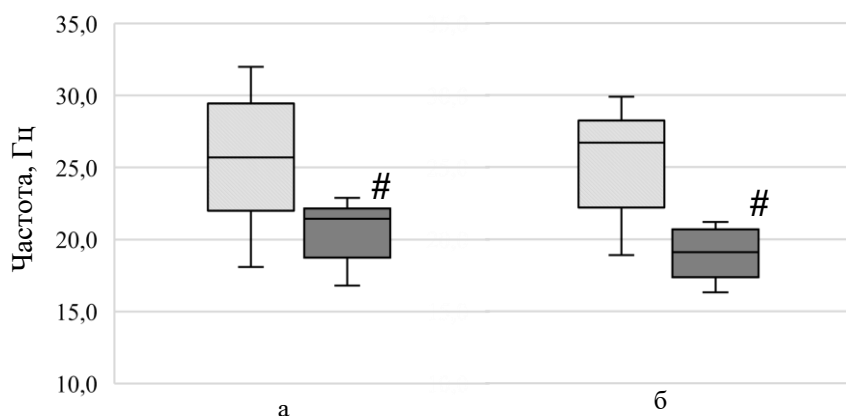
Результаты исследования влияния ЭО ПЭ «ЕхoAtlant» на утомление скелетной мускулатуры, участвующей в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, с помощью миотонометрии представлены на рисунках 4.27, 4.28.



□ – фоновое тестирование; ■ – контрольное тестирование.

Рисунок 4.27 – Показатели тонуса *m. longissimus thoracis* слева (а) и справа (б), *m. iliocostalis lumborum* справа (в) у добровольцев, n=6

Примечание: * – статистические значимые различия показателей в контрольном тестировании по сравнению с фоновыми значениями ($p \leq 0,05$);



▨ – без применения ЭО ПЭ «ЕхoAtlant»; ■ – с применением ЭО ПЭ «ЕхoAtlant».

Рисунок 4.28 – Показатели тонуса *m. longissimus thoracis* слева (а) и справа (б) в контрольных тестированиях у добровольцев, находящихся в рабочей позе с грузом, n=6

Примечание: # – статистические значимые различия показателей в контрольных тестированиях по сравнению с аналогичными показателями I группы ($p \leq 0,05$);

4.5 Алгоритм проведения физиолого-эргономической оценки промышленного экзоскелета

Анализ и обобщение результатов проведенных исследований позволил разработать алгоритм, дающий возможность оценивать физиолого-эргономические характеристики ПЭ (рисунок 4.29).



Рисунок 4.29 – Алгоритм проведения физиолого-эргономической оценки промышленного экзоскелета

1. Поступление образца ПЭ.

Приемку образца ПЭ необходимо проводить непосредственно в присутствии специалиста компании-разработчика. При этом необходимо:

- уточнить предназначение образца ПЭ и имеющиеся ограничения для его использования;
- ознакомиться с устройством и конструктивными особенностями ПЭ;
- обучиться приемам надевания, подгонки в соответствии с антропометрическими характеристиками человека, безопасной эксплуатации, снятия и обслуживания образца ПЭ;
- проверить работоспособность всех механизмов образца ПЭ;
- проверить наличие технической документации (в т.ч. инструкции по эксплуатации).

Стоит обратить внимание, что на этапе приемки ПЭ исследователю целесообразно получить у специалиста компании-разработчика ответы на максимальное количество вопросов, касающихся эксплуатационных и эргономических особенностей образца.

2. Определение назначения образца ПЭ.

Для уточнения назначения ПЭ группа исследователей, планирующих проведение физиолого-эргономической оценки ПЭ, обязана тщательно изучить предоставленную разработчиками техническую документацию, уделяя особое внимание инструкции по технике безопасности, а в случае возникновения вопросов – обратиться за помощью к техническим специалистам компании-разработчика. Предварительно, используя доступные данные, например, справочную информацию [17], необходимо изучить содержание труда профессий, для которых потенциально возможно применение исследуемого образца ПЭ.

Для того, чтобы корректно определить вероятные профессии и предположить возможные производственные операции целесообразно установить форму труда (связанный с мышечными нагрузками, механизированный, конвейерный, автоматизированный и др.), вид физической работы (общая, региональная или локальная) и характер нагрузки (динамическая, статическая, статико-

динамическая), для снижения которой предназначен ПЭ в соответствии с заявлениями разработчика. После этого необходимо определить предприятие, производственную площадку, профессии и трудовые операции, которые планируются исследовать. Данный этап должен заканчиваться установлением договоренностей между руководителем, службой охраны труда производственного объекта и группой исследователей о проведении оценки условий трудового процесса работников на предприятии.

3. Исследование трудовой деятельности работников.

Исследование трудовой деятельности работников проводится непосредственно на производстве и должно включать:

- регистрацию показателей, обуславливающих тяжесть трудового процесса (особенности организации труда и технологических процессов, характеристики рабочих мест, массогабаритные показатели средств и объектов труда и пр.);

- составление конструктивной профессиограммы – описательно-технологической характеристики профессиональной деятельности;

- регистрации показателей (углов в суставах) рабочих поз – наиболее частых и предпочтительных взаиморасположений звеньев тела при выполнении трудовых операций и исполнительных рабочих движений.

- оценку показателей тяжести трудового процесса (физической динамической нагрузки, массы поднимаемых и перемещаемых грузов, общего числа стереотипных рабочих движений, величины статической нагрузки, характера рабочей позы, глубины и частоты наклона корпуса, перемещений в пространстве [54];

Стоит отметить, в случае необходимости можно оценить другие факторы трудового процесса, в том числе напряженность, физические факторы рабочей среды (температуру, влажность, скорость движения воздуха, тепловое излучение; неионизирующие электромагнитные поля и излучения, производственный шум, ультразвук, инфразвук; вибрацию, освещение и др.), а также химические и биологические факторы. Это следует рекомендовать при необходимости

моделировать воздействие того или иного фактора для изучения безопасности и эффективности применения ПЭ в сочетании воздействия данного фактора.

В результате проведенных в производственных условиях исследований должны быть зарегистрированы субъективные и объективные (количественные) показатели, выделены принципиально важные, которые будут служить основой для разработки ЛМТД.

4. Подготовка к проведению исследования.

На данном этапе исследователи осуществляют ряд мероприятий, необходимых для проведения исследований с привлечением добровольцев, в том числе:

- разрабатывают и подают на рассмотрение в локальный этический комитет проекты документов (протокол исследования, информация для добровольцев, информированное согласие, обязательство о конфиденциальности);
- осуществляют отбор добровольцев-испытателей;
- проводят скрининг – медицинское обследование добровольцев с целью выявления противопоказаний к участию в исследовании (при выявлении острых и хронических заболеваний кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата доброволец не допускается к исследованию);
- рандомизацию – распределение добровольцев по группам – как меру, направленную на минимизацию (исключение) субъективности.

5. Разработка лабораторной модели трудовой деятельности.

Ориентируясь на показатели, полученные при исследовании трудовой деятельности работников (потенциальных потребителей ПЭ), разрабатывают ЛМТД. Подготавливают рабочее место, модели оборудования, инструментов, средств и объектов трудовой деятельности.

Учитывая данные составленной ранее профессиограммы, результаты оценки показателей тяжести трудового процесса, рабочих поз и движений, а также прочих факторов (при необходимости), формируют ряд моделей трудовых операций, идентичных натурным. Подробный порядок выполнения операций в рамках инструктажа в доступной форме представляют добровольцам.

ЛМТД может быть построена как без требований к производительности труда (доброволец самостоятельно определяет скорость, темп и ритм работы), либо иметь определенные пространственно-временные характеристики (задаются с помощью метронома).

Для каждого добровольца МТД должно осуществляться как без использования ПЭ, так и с его применением (последовательность определяется результатами рандомизации).

6. Оценка безопасности применения ПЭ.

Безопасность применения ПЭ оценивают в лабораторных условиях по степени ограничений, вызванных влиянием конструктивных характеристик ПЭ, на основные движения добровольцев. Для этого добровольцам предлагается последовательно десятикратно выполнить ряд простых двигательных актов в крупных суставах конечностей и позвоночнике в различных плоскостях, сначала без использования ПЭ, затем – с его применением. С использованием системы «захвата движений» регистрируют биомеханические характеристики (амплитуды) сгибания, разгибания, отведения в ПС и ТС; сгибания – в ЛС и КС; сгибания, разгибания и латерофлексии в поясничном отделе позвоночника.

7. Оценка физиологической эффективности применения ПЭ.

Оценка физиологической эффективности применения ПЭ основана на регистрации динамики показателей ФС организма добровольца, а именно его кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата.

Мониторинг показателей состояния КРС осуществляется непрерывно на протяжении МТД работника в лабораторных условиях. С использованием эргоспирометрической системы регистрируют ЧСС, VO_2 , VCO_2 , рассчитывают ДК, энерготраты и др. показатели.

Регистрация биоэлектрической активности (средней амплитуды мощности спектра) и тонуса мышц (частоты затухающих колебаний), принимающих участие в поддержании рабочих поз и выполнении рабочих движений, осуществляется с использованием поверхностной ЭМГ и миоэлектродной миотонометрии соответственно. В зависимости от задач и дизайна исследования показатели могут регистрироваться

до и после работы или в перерывах между работой (стоя или лежа на кушетке), а также непосредственно при моделировании элементов трудовой операции (например, удерживание груза).

Необходимо отметить, что оценку безопасности и физиологической эффективности ПЭ при необходимости возможно дополнять проведением врачебного осмотра, применением комплекса различных функциональных проб, психологических, психофизиологических методов исследования.

8. Формирование отчета о физиолого-эргономической оценке ПЭ.

Для формирования отчета о безопасности и физиологической эффективности применения исследуемого образца ПЭ полученные данные подвергают статистическому анализу. Изучают динамику физиологических показателей в процессе МТД у добровольцев без использования ПЭ и с его применением (исключительно в пределах зависимых выборок).

На основании аналитических данных делают вывод о степени безопасности применения образца ПЭ и уровне снижения (повышения) физической нагрузки на работника за счет использования ПЭ.

При возможности обоснования зависимости динамики показателей ФС добровольцев от характеристик образца ПЭ разрабатывают рекомендации для изготовителя по его доработке, режимов и условий эксплуатации. Дается заключение о возможности и целесообразности применения оцененного образца ПЭ той или иной категорией работников.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения настоящего исследования, направленного на совершенствование методов физиолого-эргономической оценки промышленных экзоскелетов, получены результаты, позволяющие научно обосновать и апробировать современные медико-биологические методы изучения функционального состояния человека при использовании им промышленного экзоскелета.

Определено, что физиолого-эргономическую оценку промышленных экзоскелетов с применением объективных медико-биологических методов и средств целесообразно проводить в условиях моделирования трудовой деятельности. Лабораторная модель трудовой деятельности должна быть основана на результатах оценки тяжести трудового процесса конкретного работника физического труда, анализа его рабочих поз и движений. Особое внимание следует уделять созданию соответствия моделируемых режимов труда, массогабаритных параметров используемых грузов и инструментов, размеров пространств рабочих зон, характеристик применяемых средств индивидуальной защиты, микроклиматических условий реальным. Модель трудовой деятельности не должна создавать ограничений для применения современных медико-биологических средств и методов оценки функционального состояния организма человека.

Разработанные в процессе диссертационного исследования методики оценки функционального состояния организма человека при использовании моделей средств индивидуальной защиты и экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов основаны на результатах теоретического анализа и собственных экспериментальных исследований.

Установлено, что дистанционная регистрация и анализ показателей состояния кардиореспираторной системы с использованием эргоспирометрии позволяют объективно оценить физиологическую стоимость профессиональной деятельности работников физического труда в процессе моделирования трудовой

деятельности, в том числе определить различия в показателях частоты сердечных сокращений, дыхательного коэффициента, энерготрат и др. при использовании различных моделей средств индивидуальной защиты, отягчающих физическую нагрузку, а также экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов.

Применение метода биомеханического «захвата движений» с использованием инерциальных датчиков позволяет объективно установить степень двигательных ограничений в крупных суставах и сочленениях позвоночного столба человека, возникающих в результате влияния массогабаритных и конструктивных характеристик средств индивидуальной защиты, отягчающих физическую нагрузку, и промышленных экзоскелетов.

Использование метода электромиографии в процессе моделирования трудовой деятельности работника физического труда позволяет установить снижение воздействия на мышцы спины при поднятии и удержании груза с использованием промышленного экзоскелета. При этом с помощью электромиографии также возможно установить признаки перераспределения нагрузки между различными мышечными группами. Использование метода миотонометрии в условиях лабораторной модели трудовой деятельности позволяет объективно установить снижение напряжения мышц спины и нижних конечностей у добровольцев, выполняющих физическую работу с применением промышленных экзоскелетов.

Разработанный алгоритм физиолого-эргономической оценки промышленных экзоскелетов, основу которого составляют исследование условий производственной деятельности работников – потенциальных потребителей промышленных экзоскелетов, разработка лабораторной модели трудовой деятельности работника и оценка безопасности и физиологической эффективности применения образцов, создает возможность повышения уровня надежности, объективности и качества проведения испытаний перспективных средств индивидуальной защиты опорно-двигательного аппарата – промышленных экзоскелетов на этапах их разработки, создания и опытной эксплуатации.

ВЫВОДЫ

1. Научно обоснован и апробирован комплекс современных медико-биологических методов физиолого-эргономической оценки промышленных экзоскелетов.

2. Тяжесть труда логиста архивно-логистического центра и грузчика логистического центра соответствует 3 классу 2 степени вредности. Основной вклад в окончательную оценку вносят такие показатели, как рабочая поза (стоя до 80%), количество наклонов корпуса (200–280 за смену), а также масса поднимаемого и перемещаемого груза вручную постоянно в течение смены с пола (до 538,6 кг). При этом установлено, что максимальные отклонения значений углов от оптимальных наблюдаются при сгибании в плечевых, локтевых и тазобедренных суставах. Результаты оценки тяжести трудового процесса, биомеханических характеристик рабочих поз и движений работников позволили сформировать лабораторные модели их трудовой деятельности.

3. Применение метода эргоспирометрии позволило установить увеличение физиологической стоимости работы при использовании моделей СИЗ, отягчающих физическую нагрузку, характеризующееся повышением энерготрат (на 14,0–33,3%), частоты дыхательных движений (на 5,2–6,8%) и легочной вентиляции легких (на 13,3%) на фоне увеличения продолжительности работы (на 12,5–63,5%). Применение метода эргоспирометрии при работе с использованием экспериментального образца промышленного экзоскелета позволило определить снижение ее физиологической стоимости, которое характеризовалось снижением частоты сердечных сокращений (до 11,0%), дыхательного коэффициента (до 5,0%) и энерготрат (до 7%) на фоне увеличения производительности труда (на 13,0–37,0%).

4. Применение метода биомеханического «захвата движений» с использованием инерциальных датчиков позволило количественно установить степень ограничений движений в крупных суставах конечностей и сочленениях позвоночника, создаваемых конструктивными особенностями моделей средств

индивидуальной защиты, отягчающих физическую нагрузку, и экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов. Установлено, что применение моделей средств индивидуальной защиты негативно влияет на биомеханику движений человека, что характеризуется уменьшением показателей максимальных амплитуд активных движений в крупных суставах верхних конечностей (на 6,5–41,4%), нижних конечностей (на 8,1–29,0%), в сочленениях шейного (на 11,1–18,0%) и поясничного (на 15,0–25,0%) отделов позвоночника. Использование экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов не способствует существенному ограничению движений в крупных суставах верхних конечностей, однако в большинстве случаев снижает максимальные амплитуды активных движений в крупных суставах нижних конечностей (на 3,3–74,5%) и сочленениях пояснично-грудного отдела позвоночника (на 5,9–57,7%).

5. Применение метода электромиографии в процессе моделирования трудовой деятельности позволило установить снижение биоэлектрической активности мышц, выпрямляющих спину (на 23,6%–35,5%), при поднятии и удержании груза с применением промышленного экзоскелета. При этом имело место перераспределение нагрузки с мышц спины на мышцы верхних конечностей, о чем свидетельствовало одностороннее увеличение показателей биоэлектрической активности бицепса плеча (на 72,4%).

6. Применение метода миотонометрии в процессе моделирования трудовой деятельности позволило установить снижение показателей тонуса мышц спины (на 4,3%–3,3%) и нижних конечностей (на 33,0%–5,2%) после выполнения работы, а также снижение данных показателей для мышц спины (на 10,1%–28,4%) при поддержании рабочей позы с грузом у добровольцев, работающих с применением экспериментальных образцов промышленных экзоскелетов.

7. Разработанный алгоритм оценки показателей кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата работника физического труда в условиях адекватной модели трудовой деятельности позволяет проводить объективную физиолого-эргономическую оценку промышленных экзоскелетов.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Физиолого-эргономическую оценку промышленных экзоскелетов целесообразно проводить по разработанному алгоритму с применением медико-биологических методов оценки функционального состояния организма человека в условиях лабораторной модели трудовой деятельности работников физического труда – потенциальных пользователей промышленных экзоскелетов. Лабораторная модель трудовой деятельности должна быть основана на результатах оценки показателей тяжести трудового процесса и биомеханических характеристик рабочих поз и движений работников.

2. Для оценки безопасности и физиологической эффективности промышленных экзоскелетов необходимо исследовать показатели состояния кардиореспираторной системы и опорно-двигательного аппарата человека с использованием методов эргоспирометрии, биомеханического «захвата движений», электромиографии и миотонометрии.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АД	—	артериальное давление
ДК	—	дыхательный коэффициент
ДО	—	дыхательный объем
ЖЭЛ	—	жизненная емкость легких
КРНТ	—	кардиореспираторное нагрузочное тестирование
КРС	—	кардиореспираторная система
КС	—	коленный сустав
ЛВ	—	легочная вентиляция
ЛЛС	—	левый локтевой сустав
ЛКС	—	левый коленный сустав
ЛМТД	—	лабораторная модель трудовой деятельности
ЛПС	—	левый плечевой сустав
ЛС	—	локтевой сустав
ЛТС	—	левый тазобедренный сустав
МААД	—	максимальная амплитуда активных движений
МЕТ	—	максимальная аэробная производительность
МПК	—	максимальное потребление кислорода
мСИЗ	—	модель средства индивидуальной защиты
МТД	—	моделирование трудовой деятельности
МЭМС	—	микроэлектромеханические системы
ОДА	—	опорно-двигательный аппарат
ПКС	—	правый коленный сустав
ПЛС	—	правый локтевой сустав
ПО	—	программное обеспечение
ППС	—	правый плечевой сустав
ПС	—	плечевой сустав
ПТС	—	правый тазобедренный сустав

ПЭ	–	промышленный экзоскелет
СИЗ	–	средства индивидуальной защиты
ТС	–	тазобедренный сустав
ТК	–	технический комитет
ФС	–	функциональное состояние
ЧСС	–	частота сердечных сокращений
ЧД	–	частота дыхания
ЭКГ	–	электрокардиография
ЭМГ	–	электромиография
ЭО	–	экспериментальный образец

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Актуальность использования промышленных экзоскелетов для снижения количества профессиональных заболеваний опорно-двигательного аппарата верхней части тела / И. А. Орлов, А. П. Алисейчик, А. Г. Меркулова, С. В. Комарова [и др.] // Медицина труда и промышленная экология. – 2019. – N 7. – С. 412–416.
2. Аналитический обзор мирового рынка робототехники // Лаборатория робототехники Сбербанка. – 2018. [Электронный ресурс]. URL: http://spkurdyumov.ru/uploads/2018/05/Robo_2018.pdf (дата обращения: 09.09.2020).
3. Аникиенко Е. Магнитогорцы показали экзоскелет на Неделе моды в Москве // Южноуральская панорама. – 2019. [Электронный ресурс]. URL: <http://up74.ru/articles/news/115137/> (дата обращения: 09.09.2020).
4. Бекмачев А. Компания Xsens – эксперт в области систем управления движением // Компоненты и технологии. – 2013. – N 4. – С. 32–36.
5. Белова А.Н., Щепетова О.Н. Руководство по реабилитации больных с двигательными нарушениями: в 2 т. – М., 1998. – Т.1. – 224 с.
6. Биктимирова А.А., Рылова Н.В., Самойлов А.С. Применение кардиореспираторного нагрузочного тестирования в спортивной медицине // Практическая медицина. – 2014. – Т. 79, N 3. – С. 50–53.
7. Бочаров М.И. Частная биомеханика с физиологией движения: монография. – Ухта: Изд-во Ухтимского гос. техн. ун-та, 2010. – 235 с.
8. Ведущие маркеры функциональной готовности и здоровья легкоатлетов-многоборцев разного уровня мастерства / Т.М. Брук, Ф.Б. Литвин, Н.В. Осипова, П.А. Терехов [и др.] // Вестник Смоленской государственной медицинской академии. – 2017. – Т. 16, N 4. – С. 27–33.
9. Видеоанализ движений человека в клинической практике (обзор) / В.В. Борзиков, Н.Н. Рукина, О.В. Воробьева, А.Н. Кузнецов [и др.] // Современные технологии в медицине. – 2015. – Т. 7, N 4. – С. 201–210. – doi: 10.17691/stm2015.7.4.26

10. Власенко В.П. Технология «Motion Capture». Периферийные устройства. – Запорожье, 2007. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.bestreferat.ru/referat-401678.html> (дата обращения: 09.09.2020).

11. Влияние курса электростимуляции четырехглавой мышцы бедра на показатели миотонометрии в процессе восстановительного лечения спортсменов с пателлофemorальным артрозом / О.Н. Миленин, В.В. Арьков, А.И. Миленина, Е.Е. Рудников [и др.] // Вестник Национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. – 2011. – Т. 6, N 3. – С. 86–88.

12. Воронов А.В. Имитационное биомеханическое моделирование как метод изучения двигательных действий человека // Теория и практика физической культуры. – 2004. – N 2. – С. 22–26, 38–40.

13. Гамза Н.А., Гринь Г.Р., Жукова Т.В. Функциональные пробы в спортивной медицине. – 3-е изд., испр. – Минск: Изд-во Белорусск. гос. ун-та физ. культуры, 2012. – 57 с.

14. Гидиков А.А. Теоретические основы электромиографии. Биофизика и физиология двигательных единиц. – Л.: Наука, 1975 г. – 180 с.

15. Государственный доклад «О состоянии санитарно-эпидемиологического благополучия населения в Российской Федерации в 2019 году»: Государственный доклад. – М.: Федеральная служба по надзору в сфере защиты прав потребителей и благополучия человека, 2020 г. – 299 с.

16. Гигиенические исследования средств индивидуальной защиты человека / под ред. Л.А. Ильина. – М., 1992. – 467 с.

17. Горбунова М.В., Кирилюк Е.В. 333 современные профессии и специальности: 111 информационных профессиограмм – изд. 2-е, доп. и перераб. – Ростов-на-Дону: Феникс, 2010. – 443 с. – (Справочники).

18. ГОСТ EN 340 – 2012. Система стандартов безопасности труда. Одежда специальная защитная. Общие технические требования. – М.: Стандартинформ, 2014. – 20 с.

19. ГОСТ 12.4.265 – 2014. Система стандартов безопасности труда. Средства индивидуальной защиты, предназначенные для работ с радиоактивными

веществами, и материалы для их изготовления. Методы испытания и оценка коэффициента дезактивации. – М.: Стандартиформ, 2015. – 14 с.

20. ГОСТ 12.4.023 – 84. Система стандартов безопасности труда. Щитки защитные лицевые. Общие технические требования и методы контроля: Сборник ГОСТов. – М.: ИПК Изд-во стандартов, 2001. – С. 95-107.

21. ГОСТ 12.4.061 – 88. Система стандартов безопасности труда. Метод определения работоспособности человека в средствах индивидуальной защиты. – М.: Изд-во стандартов, 1988. – 9 с.

22. Единые санитарно-эпидемиологические и гигиенические требования к продукции (товарам), подлежащей санитарно-эпидемиологическому надзору (контролю) // Решение комиссии Таможенного союза от 28.05.2010 N 299 (ред. от 02.12.2015) «О применении санитарных мер в Евразийском экономическом союзе». – С. 949–982.

23. Зинченко В.П., Гончарова И.И. Автоматизированные психофизиологические системы в эргономике // Эргономика: Оценка информативности параметров состояния человека-оператора. – М., 1983. – С. 3–13.

24. Ильин Е.П. Дифференциальная психология профессиональной деятельности. – СПб.: Питер, 2008. – 432 с.

25. Кардиопульмональное нагрузочное тестирование в клинической практике / О.Б. Кербиков, Е.Н. Борская, Т.В. Крутова, А.В. Аверьянов // Журнал клиническая практика. – 2012. – N 2. – С.58–70.

26. Кардиореспираторные тесты в предоперационной оценке хирургического риска у больных старшего возраста / Т.Ю. Кулагина, В.И. Стамов, В.В. Никода, Т.Н. Добровольская // Анестезиология и реаниматология. – 2013. – N 2. – С. 25–29.

27. Карпман В.Л., Белоцерковский З.Б., Гудков И.А. Тестирование в спортивной медицине – М.: Физкультура и спорт, 1988. – 206 с.

28. Колерова В. Экзоскелеты медленно идут в цеха // Эксперт. – 2018. – N 29, вып. 1083. [Электронный ресурс]. URL:

<https://expert.ru/expert/2018/29/ekzoskeletyi-medlenno-idut-v-tseha/> (дата обращения: 09.09.2020).

29. Команцев В.Н., Заболотных В.А. Методические основы клинической электронейромиографии: руководство для врачей. – СПб.: Лань, 2006. – 362 с.
30. Коренберг В.Б. Лекции по спортивной биомеханике: учебное пособие. – М.: Советский спорт, 2011. – 206 с.
31. Курьсь В.Н. Биомеханика. Познание телесно-двигательного упражнения: учебное пособие. – М.: Советский спорт, 2013. – 368 с.
32. Леонова А.Б., Кузнецова А.С. Функциональные состояния и работоспособность человека в профессиональной деятельности // Психология труда, инженерная психология и эргономика: учебник для академического бакалавриата / М. Абдуллаева, В. Барабанщикова, Б. Величковский [и др.]; под ред. Е.А. Климова, О.Г. Носковой, Г.Н. Солнцевой. – М.: Юрайт, 2015. – С. 319–346.
33. Лизунов Ю.В. Гигиеническая оценка и нормирование конструктивно-механических свойств военной одежды: дис. ... канд. мед. наук. – Л., 1986. – 203 с.
34. Лизунов Ю.В., Кузнецов С.М., Захарченко М.П. Сравнительная биомеханическая характеристика движений в суставах в зависимости от размера носимой одежды: материалы 17-й науч. конф. проф.-препод. состава ВМедФ при КМИ. – Куйбышев, 1984. – С. 63.
35. Лизунов Ю.В., Логинова И.В., Семенов В.Н. Эргономические аспекты в гигиенической оценке экипировки специалистов: материалы 22-й итоговой науч. конф. проф.-препод. состава ВМедФ при КМИ. – Куйбышев, 1989. – С. 159.
36. Лизунов Ю.В. Физиолого-гигиеническое исследование конструктивных свойств одежды // Экспресс-информация ЦНИИТЭИ легк. пром-ти. Серия: «Швейн. пром-ть». Отечеств. производств. опыт. – 1984. – N 2. – С. 1–9.
37. Лизунов Ю.В. Способ физиолого-гигиенической оценки влияния одежды на амплитуды движений в суставах и позвоночнике // Удостоверение ВМедА им. С.М. Кирова на рационализаторское предложение N 1147/2 от 10.10.1982 г.
38. Лапутин А.М. Биомеханика спорта. – К., 2001. – 318 с.

39. Машанская А.В. Пробы с дозированной физической нагрузкой у подростков с артериальной гипертензией // Сибирский медицинский журнал (Иркутск). – 2014. – N 6. – С. 23–28.
40. Медведев В.И. Функциональное состояние оператора // Эргономика: Принципы и рекомендации / под ред. В.М. Мунипова. – М.: Изд-во Всерос. научно-иссл. ин-та техн. эстетики, 1970. – С. 137–154.
41. Мехдиева К.Р., Захарова А.В. Функциональная готовность спортсменов высокой квалификации в игровых видах спорта // Человек. Спорт. Медицина. – 2017. – Т. 17, N 4. – С. 5–13.
42. Мунипов В.М., Зинченко В.П. Эргономика: человекоориентированное проектирование техники, программных средств и среды. – М.: Логос, 2001. – 356 с.
43. Муравьева О.И. О характере кумуляции утомления в динамике длительных периодов локальной мышечной работы // Гигиена труда и профессиональные заболевания. – 1981. – N 11. – С. 25–29.
44. Мустафина М.Х., Черняк А.В. Кардиореспираторный нагрузочный тест // Атмосфера. Пульмонология и аллергология. – 2013. – N 3. – С. 56–62.
45. Никитина Е.Ю. Гигиеническое исследование и обоснование конструкции зимней полевой одежды для специалистов-женщин: дис. ... канд. мед. наук. – СПб, 2005.
46. О двух модификациях метода наименьших квадратов в задаче восстановления утерянной информации системы видеоанализа по показаниям акселерометра / Бобылев А.Н., Болотин Ю.В., Воронов А.В., Кручинин П.А. // Российский журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, N 1, вып. 55. – С. 89–101.
47. Оптимизация рациона питания больных с ожирением и диастолической сердечной недостаточностью на основе оценки показателей метаболизма при физической нагрузке / А.Р. Богданов, Гиоева З.М., Галеева О.Р., Шамшева Д.С. // Вопросы питания. – 2017. – Т. 86, N 1. – С. 48–57.
48. Пассивный экзоскелет нижних конечностей человека и облегченный протокол оценки физиологической эффективности / М.Г. Мощенко, Г.П. Егоров,

Н.Д. Бабанов, О.В. Кубряк // Динамика сложных систем – XXI век. – 2019. – Т. 13, N 4. – С. 23–28.

49. Попов Д.В., Грушин А.А., Виноградова О.Л. Физиологические основы оценки аэробных возможностей и подбора тренировочных нагрузок в лыжном спорте и биатлоне. – М.: Советский спорт, 2014. – 78 с.

50. Попов Г.И., Самсонова А.В. Биомеханика двигательной деятельности: учеб. для студ. учреждений высш. проф. образования. – 3-е изд. – М.: Академия, 2014. – 320 с.

51. Приказ Росстандарта от 01.11.2018 N 2285 «Об утверждении Программы национальной стандартизации на 2019 год» [Электронный ресурс]. URL: <http://docs.cntd.ru/document/551561779> (дата обращения: 09.09.2020).

52. Приказ Росстандарта от 01.11.2019 N 2612 (ред. от 10.07.2020) «Об утверждении Программы национальной стандартизации на 2020 год» [Электронный ресурс]. URL: <https://bazanpa.ru/rosstandart-prikaz-n2612-ot01112019-h4575745/> (дата обращения: 09.09.2020).

53. Прогноз развития критических инцидентов при плановых оперативных вмешательствах / К.А. Цыганков, А.В. Щеголев, Р.Е. Лахин, Д.А. Аверьянов // Казанский медицинский журнал. – 2016. – Т. 97, N 4. – С. 555–560.

54. Р. 2.2-2006–05. Руководство по гигиенической оценке факторов рабочей среды и трудового процесса. Критерии и классификации условий труда // Бюл. нормат. и методич. док. Госсанэпиднадзора. – М., 2005. – Вып. 3 (21). – С. 3–144.

55. Романов Д.А. Управление технической подготовленностью спортсменов на основе компьютерного видеоанализа движений: дис. ... канд. пед. наук. – Краснодар, 2004. – 152 с.

56. Синяченко О.В. Диагностика и лечение болезней суставов. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2012. – 559 с.

57. Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия: монография. – М.: Научно-медицинская фирма МБН, 2007. – 640 с.

58. Скворцов Д.В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ // Лечебная физкультура и спортивная медицина. – 2012. – N 12. – С. 4–10.

59. Современный взгляд на кардиопульмональное нагрузочное тестирование (обзор рекомендаций EACRP/АНА, 2016) / Н.Т. Ватутин, А.С. Смирнова, Е.С. Гасендич, И.В. Тов // Архив внутренней медицины. – 2017. – Т. 7, N 1. – С. 5–14.

60. Соколов Е.И., Демидов Ю.И., Дудаев В.А. Потребление кислорода и гемодинамика у больных сахарным диабетом I типа в процессе нагрузочного тестирования // Российский кардиологический журнал. – 2007. – Т. 63, N 1. – С. 21–26.

61. Спортивная медицина: национальное руководство / под ред. акад. РАН и РАИМН С.П. Миронова, проф. Б.А. Поляева, проф. Г.А. Макаровой. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. – 1184 с.

62. Сысоева С. МЭМС-технологии простое и доступное решение сложных задач // Электроника: Наука, технология, бизнес. – 2009. – Вып. 7. – С. 80–89.

63. Тарасов И.В. Технологии индустрии 4.0: Влияние на повышение производительности промышленных компаний // Стратегические решения и риск-менеджмент. – 2018. – N 2. – С. 62–69.

64. Травматология. Национальное руководство: краткое издание / под ред. Г. П. Котельникова, С. П. Миронова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2017. – 528 с.

65. ТР ТС 019/2011 Технический регламент Таможенного союза «О безопасности средств индивидуальной защиты» (с изменениями на 28 мая 2019 года) [Электронный ресурс]. URL: <http://docs.cntd.ru/document/902320567> (дата обращения: 09.09.2020).

66. Трудовой Кодекс Российской Федерации от 30 декабря 2001 г. N 197-ФЗ. Статья 221. Обеспечение работников средствами индивидуальной защиты // Российская газета – Федеральный выпуск. – 2001. – N 2868 [Электронный ресурс]. URL: <https://rg.ru/2001/12/31/trud-dok.html> (дата обращения: 09.09.2020).

67. Тузов А. Датчики для измерения параметров движения на основе MEMC-технологии. Часть 1. Инерциальные датчики средней точности // Электроника НТБ. – 2011. – N 1, вып. 00107. – С. 72–78.

68. Фероян Э.В. Сравнительная оценка функциональных показателей кардиореспираторной системы юных велосипедистов различного возраста // Педагогико-психологические и медико-биологические проблемы физической культуры и спорта. – 2016. – Т. 38, N 1. – С. 102–113. – doi: 10.14526/01_1111_85

69. Форопонова Е.В., Пятунина О.И., Старыгина Г.П. Физическая культура: учебное пособие /– Бийск: Изд-во Алт. гос. техн. ун-та, 2009. – 96 с.

70. Хитров М.В., Субботина Т.И., Яшин А.А. Электромиография как метод объективизации результатов физической реабилитации травм опорно-двигательного аппарата спортсменов // Известия Тульского государственного университета. Гуманитарные науки. – 2012. – N 1–2. – С. 3–8. [Электронный ресурс] URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/elektromiografiya-kak-metod-obektivizatsii-rezultatov-fizicheskoy-reabilitatsii-travm-oporno-dvigatel'nogo-apparata-sportsmenov> (дата обращения: 09.09.2020).

71. Шишкин А.В., Митин А.Е., Филиппова С.О. Проблема применения электромиографии с целью повышения эффективности тренировочного и соревновательного процессов в адаптивном спорте // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – N 6. – С. 276.

72. Экзоскелет не фантастика, а часть спецодежды / Robogeek. – 2019 [Электронный ресурс]. URL: <http://www.robogeek.ru/intervyu/ekzoskelet-ne-fantastika-a-chast-spetsodezhdy> (дата обращения: 09.09.2020).

73. Экипировка: учебное пособие / под общей редакцией В.П. Сальникова, М.В. Сильникова / Санкт-Петербургский университет МВД России; Академия права, экономики и безопасности жизнедеятельности. – СПб.: Фонд «Университет», 2001. – 272 с.

74. Эргономика: принципы и рекомендации / под ред. С.И. Безъязычная. – М.: Изд-во Всерос. научно-иссл. ин-та техн. эстетики, 1981. – 276 с.

75. 2019: Приобретение 30 экзоскелетов Exorise / Tadviser. – 2019 [Электронный ресурс]. URL: [http://www.tadviser.ru/index.php/Проект:Череповецкий_металлургический_комбинат_\(ЧерМК\)_Экзоскелеты_Exorise](http://www.tadviser.ru/index.php/Проект:Череповецкий_металлургический_комбинат_(ЧерМК)_Экзоскелеты_Exorise) (дата обращения: 09.09.2020).
76. Adaptive Cross-Device Gait Recognition Using a Mobile Accelerometer / H. Thang, T.D. Nguyen, C. Luong, S. Do // Journal of Information Processing Systems. – 2013. – V. 9(2). – P. 333–348. – doi: 10.3745/JIPS.2013.9.2.333
77. A chest wall restrictor to study effects on pulmonary function and exercise. 2. The energetics of restrictive breathing / J. Gonzalez, J. R Coast, J.M. Lawler, H.G. Welch // Respiration. – 1999. – V. 66(2). – P. 188–194. – doi: 10.1159/000029367
78. A fuzzy controller for lower limb exoskeletons during sit-to-stand and stand-to-sit movement using wearable sensors / S.M. Reza, N. Ahmad, I.A. Choudhury, R.A.R. Ghazilla // Sensors. – 2014. – V. 14(3). – P. 4342–4363 [Electronic resource]. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/14/3/4342> (дата обращения: 09.09.2020).
79. Analysis of Balance during Functional Walking in Stroke Survivors / F.B. Van Meulen D. Weenk, E. van Asseldonk, M. Shepers [et al.] // Plos and One. – 2016. – V. 11(11). – P. 1–20. – doi: 10.1371/journal.pone.0166789
80. Andriacchi T.P., Alexander E.J. Studies of human locomotion: past, present and future // Journal of Biomechanics. – 2000. – V. 33(10). – P. 1217–1224. – doi: 10.1016/s0021-9290(00)00061-0.
81. An invitation to 3D vision. Interdisciplinary Applied Mathematics / Y. Ma, S. Soatto, J. Kosecka, S.S. Sastry // Springer Science + Business Media New York. – 2004. – P. 1–12. – doi: 10.1007/978-0-387-21779-6
82. A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: visual hull and simulated annealing approach / S. Corazza, L. Mündermann, A.M. Chaudhari, T. Demattio [et al.] // Ann Biomed Eng. – 2006. – V. 34(6). – P. 1019–1029. – doi: 10.1007/s10439-006-9122-8
83. A multimodal approach for insole motion measurement and analysis / H. Jagos, J. Oberzaucher, M. Reichel, W.L. Zagler [et al.] // Procedia Eng. – 2010. – V. 2(2). – P. 3103–3108. – doi: 10.1016/j.proeng.2010.04.118

84. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics / T.P. Andriacchi, E.J. Alexander, M. K. Toney, C. Dyrby [et al.] // J. Biomech Eng. – 1998. – V. 120(6). – doi: /10.1115/1.2834888
85. Assessing the influence of a passive, upper extremity exoskeletal vest for tasks requiring arm elevation: Part I – «Expected» effects on discomfort, shoulder muscle activity, and work task performance / S. Kim, M.A. Nussbaum, M.I. Mokhlespour E. Mohammad, M. Alemi [et al.] // Applied Ergonomics. – 2018. – N 70. – P. 315–322. – doi: 10.1016/j.apergo.2018.02.025
86. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals / S. Ghousayni, C. Stevens, S. Durham, D. Ewins // Gait Posture. – 2005. – V. 20(3). – P. 266–272. – doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.10.001
87. Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks / K. Huysamen, M. de Looze, T. Bosch, J. Ortiz [et al.] // Applied Ergonomics. – 2018. – N 68. – P. 125–131. – doi: 10.1016/j.apergo.2017.11.004
88. Asymmetric biomechanical characteristics of the paravertebral muscle in adolescent idiopathic scoliosis / Y. Liu, A. Pan, Y. Hai, W. Li [et al.] // Clinical Biomechanics. – 2019. – V. 65. – P. 81–86. – doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.013
89. Becoming One: Assessing Ford's Exoskeletons with Inertial Motion Capture // Xsens. – 2015. [Electronic resource]. URL: <https://www.xsens.com/cases/becoming-one-assessing-fords-exoskeletons-with-inertial-motion-capture> (дата обращения: 09.09.2020).
90. Biomechanical and Metabolic Effectiveness of an Industrial Exoskeleton for Overhead Work / T. Schmalz, J. Schändlinger, M. Schuler, J. Bornmann [et al.] // International Journal of Environmental Research and Public Health. – 2019. – N 16(23). – P. 4792. – doi: 10.3390/ijerph16234792
91. Biomechanical study of the influence of the weight of equipment on selected trunk muscles / C. Schulze, T. Lindner, S. Woitge, A. Glass [et al.] // Acta of Bioengineering and Biomechanics. – 2013. – V. 15(3). – P. 45–51. – doi: 10.5277/abb130306

92. Bogey R., Cerny K., Mohammed O. Repeatability of wire and surface electrodes in gait // *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. – 2003. – N 82(5). – P. 338–344. – doi: 10.1097/01.phm.0000064717.90796.7a
93. Bolgla, L.A., Uhl T.L. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature // *Journal of Electromyography Kinesiology*. – 2007. – N 17(1). – P. 102–111. – doi: 10.1016/j.jelekin.2005.11.007
94. Bougue R. Robotic exoskeletons: a review of recent Progress // *Industrial Robot: An International Journal*. – 2015. – V. 42(1). – P. 5–10. – doi: 10.1108/IR-08-2014-0379
95. Cardiopulmonary Exercise Test: Background, Applicability and Interpretation / A.H. Herdy, L.E. Fonteles Ritt, R. Stein, C.G. Soares de Araújo [et al.] // *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. – 2016. – V. 107(5). – P. 467–481. – doi: 10.5935/abc.20160171
96. Cardiopulmonary exercise testing and its application / K. Albouaini, M. Egred, A. Alahmar, D.J. Wright // *Postgraduate Medical Journal*. – 2007. – V. 83. – P. – 675–682. – doi: 10.1136/hrt.2007.121558
97. Carson H.J., Collins D., Richards J. «To Hit, or Not to Hit? » Examining the similarity between practice and real swings in golf // *International Journal of Golf Science*. – 2014. – V. 3(2). – P. 103–118. – doi: 10.1123/ijgs.2014-0003
98. Case Study: Production Process Optimization In Order To Increase Efficiency And To Reduce Workload // Xsens. [Electronic resource] – 2015. – URL: <https://www.xsens.com/cases/case-study-production-process-optimization-in-order-to-increase-efficiency-and-to-reduce-workload> (дата обращения: 09.09.2020).
99. Ceseracciu E., Sawacha Z., Cobelli C. Comparison of Markerless and Marker-Based Motion Capture Technologies through Simultaneous Data Collection during Gait: Proof of Concept // *PLoS One*. – 2014. – V. 9(3). – doi: 10.1371/journal.pone.0087640
100. Ciesielska I., Mokwiński M., Orłowska-Majdak M. Influence of different kind of clothing material on selected cardiovascular, respiratory and psychomotor parameters during moderate physical exercise // *International Journal of Occupational*

Medicine and Environmental Health. – 2009. – V. 22(3). – P. 215–226. – doi: 10.2478/v10001-009-0021-8

101. Clinician's Guide to Cardiopulmonary Exercise Testing in Adults: A Scientific Statement from the American Heart Association / G.J. Balady, R. Arena, K. Sietsema, J. Myers [et al.] // *Circulation*. – 2010. – V. 122. – P.191-225. – doi: 10.1161/CIR.0b013e3181e52e69

102. Coast J.R., Cline C.C. The effect of chest wall restriction on exercise capacity // *Respirology*. – 2004. – V. 9(2). – P. 197–203. – doi: 10.1111/j.1440-1843.2004.00559.x

103. Cognitive Learning, Monitoring and Assistance of Industrial Workflows Using Egocentric Sensor Networks / G. Bleser, D. Damen, A. Behera, G. Hendeby [et al.] // *Plos One*. – 2015. – V. 10(6). – doi: 10.1371/journal.pone.0127769

104. Continuous three-dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics / J. Reenalda, E. Maartens, L. Homan, J.H. Buurke // *Journal of Biomechanics*. – 2016. – V. 49(14). – P. 3362–3367. – doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.08.032

105. Cornwall W. In pursuit of the perfect power suit // *Science*. – 2015. – V. 350(6258). – P. 270–273. – doi: 10.1126/science.350.6258.270

106. Crétual A., Bonan I., Ropars M. Development of a novel index of shoulder's mobility based on the configuration space volume and its link to mono-axial amplitudes // *Manual Therapy*. – 2015. – V. 20(3). – P. 433–439. – doi: 10.1016/j.math.2014.10.020

107. Design and evaluation of Mina: A robotic orthosis for paraplegics / P.D. Neuhaus, J.H. Noorden, T.J. Craig, T. Torres [et al.] // 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, 2011. – P. 1–8. – doi: 10.1109/ICORR.2011.5975468

108. Development of the IHMC mobility assist exoskeleton / H.K. Kwa, J.H. Noorden, M. Missel, T. Craig [et al.] // ICRA 2009: IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe, Japan, 2009. – P. 2556–2562.

109. EACPR/AHA Scientific Statement. Clinical recommendations for cardiopulmonary exercise testing data assessment in specific patient populations / M. Guazzi, V. Adams, V. Conraads, M. Halle [et al.] // *Circulation*. – 2012. – V. 126(18). – P. 2261-2274. – doi: 10.1161/CIR.0b013e31826fb946
110. Effect of fatigue on basketball three points shot kinematics / J. Slawinski, J. Poli, S. Karganovic, C. Khazoom [et al.] // 33 International Conference of Biomechanics in Sports, Poitiers, France, 2015. [Electronic resource]. URL: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/6633> (дата обращения 09.09.2020).
111. Effects of a passive exoskeleton on the mechanical loading of the low back in static holding tasks / A.S. Koopman, I. Kingma, G.S. Faber, M.P. de Looze [et al.] // *Journal of Biomechanics*. – 2019. – N 83. – P. 97–103. – doi: 10.1016/j.jbiomech.2018.11.033
112. Ekelem A., Murray S., Goldfarb M. Preliminary assessment of variable geometry stair ascent and descent with a powered lower limb orthosis for individuals with paraplegia // 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Milan, 2015. – doi: 10.1109/EMBC.2015.7319436
113. Ekstrom R.A., Donatelli R.A., Carp K.C. Electromyographic Analysis of Core Trunk, Hip, and Thigh Muscles During 9 Rehabilitation Exercises // *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. – 2007. – V. 37(12). – P. 754–762. – doi: 10.2519/jospt.2007.2471
114. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance / R.A. Hintermeister, G.W. Lange, J.M. Schultheis, M.J. Bey [et al.] // *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. – 1998. – V. 26(2). – P. 210–220. – doi: 10.1177/03635465980260021001
115. Ellis E., Nicholls M. Breathing patterns and heart rate during simulated occupational upper limb tasks in normal subjects // *Physiotherapy Research International*. – 1998. – V. 3(2). – P. 83–99. – doi: 10.1002/pri.128

116. Energy cost of physical task performance in men and women wearing chemical protective clothing / M.M. Murphy, J. Patton, R. Mello, T. Bidwell [et al.] // *Aviation Space and Environmental Medicine*. – 2001. – V. 72(1). – P. 25–31.

117. Energy cost of wearing chemical protective clothing during progressive treadmill walking / J.F. Patton, T.E. Bidwell, M.M. Murphy, R.P. Mello [et al.] // *Aviation Space and Environmental Medicine*. – 1995. – V. 66(3). – P. 238–242.

118. Energy Flow Analysis During the Tennis Serve: Comparison Between Injured and Noninjured Tennis Players / Martin C., Bideau B., Bideau N., Nicolas G. [et al.] // *Am J Sports Med*. – 2014. – V. 42(11). – P. 2751–2760. – doi: 10.1177/0363546514547173

119. Enhancing Back-Support Exoskeleton Versatility based on Human Activity Recognition / T. Poliero, L. Mancini, D.G. Caldwell, J. Ortiz // 2019 Wearable Robotics Association Conference (WearRAcon), Scottsdale, AZ, USA, 25–27 March 2019. – doi: 10.1109/WEARRACON.2019.8719625

120. Estimating relative foot positions for assessment of body balance in an ambulatory setting / F.B. van Meulen, D.P. Limón Alonzo, H.M. Schepers, P.H. Veltink // *Society for Neuroscience Annual Meeting, Neuroscience 2012, New Orleans, United States*, 13–17 Oct. 2012. [Electronic resource]. URL: https://www.researchgate.net/publication/271441961_Estimating_relative_foot_positions_for_assessment_of_body_balance_in_an_ambulatory_setting (дата обращения 09.09.2020).

121. Estimation of Ground Reaction Forces and Moments During Gait Using Only Inertial Motion Capture / A. Karatsidis, G. Bellusci, H.M. Schepers, M. De Zee [et al.] // *Sensors*. – 2017. – V. 17(1). – P. 75. – doi: 10.3390/s17010075

122. Exoskeleton Report. – 2020. [Electronic resource]. URL: <https://exoskeletonreport.com/> (дата обращения: 09.09.2020).

123. Fan Y., Yin Y. Active and Progressive Exoskeleton Rehabilitation Using Multisource Information Fusion from EMG and Force-Position EPP // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2013. – V. 60(12). – P. 3314–3321. – doi: 10.1109/TBME.2013.2267741

124. Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions // *Exercise and Sport Sciences Reviews*. – 2006. – V. 34(3). – P. 121–127. – doi: 10.1249/00003677-200607000-00006.

125. Ferris D.P., Sawicki G.S., Daley M.A. A physiologist's perspective on robotic exoskeletons for human locomotion // *International Journal of Humanoid Robotics*. – 2007. – V. 4(3). – P. 507–528. – doi: 10.1142/S0219843607001138

126. Focused Update: Clinical Recommendations for Cardiopulmonary Exercise Testing Data Assessment in Specific Patient Populations / M. Guazzi, R. Arena, M. Halle, M.F. Piepoli [et al.] // *Circulation*. – 2016. – V. 133(24). – P. 694–711. – doi: 10.1161/CIR.0000000000000406

127. Ha K.H., Murray S.A., Goldfarb M. An Approach for the Cooperative Control of FES with a Powered Exoskeleton During Level Walking for Persons with Paraplegia // *IEEE Trans Neural Syst. Rehabil. Eng.* – 2016. – V. 24(4). – P. 455–466. – doi: 10.1109/TNSRE.2015.2421052

128. Hasegawa Y., Jang J., Sankai Y. Cooperative walk control of paraplegia patient and assistive system // 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, St. Louis, MO, 2009. – P. 4481–4486. – doi: org/10.1109/IROS.2009.5354192

129. Herdy A.H., Uhlenndorf D. Reference values for cardiopulmonary exercise testing for sedentary and active men and women // *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*. – 2011. – V. 96(1). – P. 54–59. – doi: 10.1590/s0066-782x2010005000155

130. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 1: theoretical background / A. Cappozzo, U.D. Croce, A. Leardini, L. Chiari // *Gait and Posture*. – 2005. – V. 21(2). – P. 186–196. – doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010

131. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics / G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley [et al.] // *J. Biomech.* – 2002. – V. 35(4). – P. 543–548. – doi: 10.1016/s0021-9290(01)00222-6

132. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – part II: shoulder, elbow, wrist and hand /

G. Wu, F.C. van der Helm, H.E. Veeger, M. Makhsous [et al.] // J. Biomech. – 2005. – V. 38(5). P. 981–992. – doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042

133. Jamsek M., Babic J. Human Trunk Stabilization with Hip Exoskeleton for Enhanced Postural Control // In: Wearable Robotics: Challenges and Trends. WeRob 2018. Biosystems and Biorobotics / M. Carrozza, S. Micera, J. Pons [et al.]. – Springer, Cham. – 2018. – V. 22. – P. 450–454 – doi: 10.1007/978-3-030-01887-0_87

134. Jones A.M., Vanhatalo A. The «Critical Power» Concept: Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise // Sports Medicine. – 2017. – V. 47. – P. 65–78. – doi: 10.1007/s40279-017-0688-0

135. Karaulova I.A., Hall P.M., Marshall A.D. Tracking people in three dimensions using a hierarchical model of dynamics // Image and Vision Computing. – 2002. – V. 20(9–10). – P. 691–700. – doi: org/10.1016/s0262-8856(02)00059-8

136. Kent J., Franklyn-Miller A. Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review // Prosthetics and Orthotics International. – 2011. – V. 35(2). – P. 124–139. – doi: 10.1177/0309364611407677

137. Kinematic Skeleton Based Control of a Virtual Simulator for Military Training / S. Lee, S. Park, K. Chung, C. Cho // Symmetry. – 2015. – V. 7(2). – P. 1043–1060. – doi: 10.3390/sym7021043

138. Kruger A., Edelmann-Nusser J. Biomechanical analysis in freestyle snowboarding: application of a full-body inertial measurement system and a bilateral insole measurement system // Sports Technology. – 2009. – V. 2(1–2). – P. 17–23. – doi: 10.1002/jst.89

139. Kwon, D.Y., Gross M. Combining body sensors and visual sensors for motion training // ACE '05: Proceedings of the 2005 ACM SIGCHI International Conference on Advances in computer entertainment technology, New York, United States, 2005. – doi: org/10.1145/1178477.1178490

140. Long-term monitoring of gait in Parkinson's disease / S.T. Moore, H.G. MacDougall, J.–M. Gracies, H.S. Cohen [et al.] // Gait and Posture. – 2007. – V. 26(2). P. 200–207. – doi: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.011

141. Lowe B.D., Billotte W.G., Peterson D.R. 2019 ASTM F48 Formation and Standards for Industrial Exoskeletons and Exosuits // IISE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors. – 2019. – V. 7(3–4). – P. 230–236. – doi: 10.1080/24725838.2019.1579769
142. Lumbar muscles biomechanical characteristics in young people with chronic spinal pain / W. L.A. Lo, Q. Yu, Y. Mao, W. Li [et al.] // BMC Musculoskeletal Disorders. – 2019. – V. 20(559). – doi: 10.1186/s12891-019-2935-z
143. MacIsaac D., Parker P.A., Scott R.N. The short-time Fourier transform and muscle fatigue assessment in dynamic contractions // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2001. – V. 11(6). – P. 439–449. – doi: 10.1016/s1050-6411(01)00021-9
144. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors / W.H.K. de Vries, H.E.J. Veeger, C.T.M. Baten, F.C.T. van der Helm // Gait and Posture. – 2009. – V. 29(4). – P. 535–541. – doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.12.004
145. Mechanical Properties of Muscles around the Shoulder in Breast Cancer Patients: Intra-rater and Inter-rater Reliability of the MyotonPRO / S.M. Yeo, H. Kang, S. An, I. Cheong [et al.] // American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation. – 2019. – V. 12(4). – P. 374–381. – doi: abs/10.1002/pmrj.12227
146. Miller A.L. A new method for synchronization of motion capture and plantar pressure data // Gait and Posture. – 2010. – V. 32(2). – P. 279–381. – doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.04.012
147. Model-based control for exoskeletons with series elastic actuators evaluated on sit-to-stand movements / J. Vantilt, K. Tanghe, M. Afschrift, A. K.B.D Bruijnes [et al.] // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation volume. – 2019. – V. 16. – P. 65. – doi: 10.1186/s12984-019-0526-8
148. Moeslund T.B., Granum E. A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture // Computer Vision and Image Understanding. – 2001. – V. 81(3). – P. 231–268. – doi: 10.1006/cviu.2000.0897

149. Morrison A., Hale J, Brown S. Joint range of motion entropy changes in response to load carriage in military personnel // *Human Movement Science*. – 2019. – V. 66. – P. 249–257. – doi: 10.1016/j.humov.2019.04.014
150. Motion analysis assessment of alterations in the scapulo-humeral rhythm after throwing in baseball pitchers / A. Pellegrini, P. Tonino, P. Paladini, A. Cutti [et al.] // *Musculoskeletal Surgery*. – 2013. – V. 97. – P. 9–13. – doi: 10.1007/s12306-013-0253-4
151. Mündermann L., Corazza S., Andriacchi T. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2006. – V. 3(6). – doi: 10.1186/1743-0003-3-6
152. Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: Comparison of dumbbells and elastic resistance / L.L. Andersen, C.H. Andersen, O.S. Mortensen, O.M. Poulsen [et al.] // *Physical Therapy*. – 2010. – V. 90(4). – P. 538–549. – doi:10.2522/ptj.20090167
153. Musculoskeletal model-based inverse dynamic analysis under ambulatory conditions using inertial motion capture / A. Karatsidis, M. Jung, M. Schepers, G. Bellusci [et al.] // *Medical Engineering and Physics*. – 2019. – V. 65. – P. 68–77. – doi: 10.1016/j.medengphy.2018.12.021
154. Normative data for modified Box and Blocks test measuring upperlimb function via motion capture / J.S. Hebert, J. Lewicke, T.R. Williams, A.H. Vette // *J. Rehabil Res Dev*. – 2014. – V. 51(6). – P. 918–932. – doi: 10.1682/JRRD.2013.10.0228
155. Park S.-J., Cho K.-H., Kim S.-H. The Immediate Effect of Interferential Current Therapy on Muscle Tone and Stiffness in Chronic Stroke Patients // *Journal of The Korean Society of Physical Medicine*. – 2019. – V. 14(1). – P. 1–5. – doi: 10.13066/kspm.2019.14.1.1
156. Patellar and Achilles Tendon Stiffness in Elite Soccer Players Assessed Using Myotonometric Measurements / I. Cristi-Sanchez, C. Danes-Daetz, A. Neira, W. Ferrada [et al.] // *Sports Health*. – 2019. – V. 11(2). – P. 157–162. – doi: 10.1177/1941738118820517

157. Patent 8165844 B2 US, 24.04.2012. – Motion tracking system / Luinge H., Roetenberg D., Slycke P.
158. Physiological effects of boot weight and design on men and women firefighters / N.L. Turner, S. Chiou, J. Zwiener, D. Weaver [et al.] // Journal of Occupational and Environmental Hygiene. – 2010. – V. 7(8). – P. 477–482. – doi: 10.1080/15459624.2010.486285
159. Pomaski P., Deren M., Piotrowski M. Multiparametric measurement system // The Polish Journal of Aviation Medicine and Psychology. – 2015. – V. 21(4). – P. 34–40. – doi: 10.13174/pjump.21.04.2015.04
160. Potvin J.R., Bent L.R. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 1997. – V. 7(2). – P. 131–139. – doi: 10.1016/s1050-6411(96)00025-9
161. Practical considerations for standardized recording of muscle mechanical properties using a myometric device: recording site, muscle length, state of contraction and prior activity / S. Agyapong-Badu, M. Warner, D. Samuel, M. Stokes // Journal of Musculoskeletal Research. – 2018. – V. 21(2). – 13 p. – doi: 10.1142/S0218957718500100
162. Preliminary evaluation of a controlled-brake orthosis for FES-aided gait / M. Goldfarb, K. Korkowski, B. Harrold, W. Durfee // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2003. – V. 11(3). – P. 241–248. – doi: 10.1109/TNSRE.2003.816873
163. Prinzipstudie zur Wirkung eines industriellen Exoskeletts bei Überkopfarbeit / T. Schmalz, J. Bornmann, B. Schirrmeister, J. Schändlinger [u. a.] // Orthopädie Technik. – 2019. – N 70. – S. 36-41.
164. Proposal of a New Specific Cardiopulmonary Exercise Test for Taekwondo Athletes / M.P. Araujo, A.C.L. Nóbrega, G. Espinosa, M.R. Hausen [et al.] // The Journal of Strength and Conditioning Research. – 2017. – V. 31(6). – P. 1525–1535. – doi: 10.1519/JSC.0000000000001312

165. Rätsep T., Asser T. Influence of alarming auditory cues on viscoelastic stiffness of skeletal muscles in patients with Parkinson's disease // *Clinical Biomechanics*. – 2019. – V. 62. – P. 93–95. – doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.01.008
166. Raychoudhury S., Hu D., Ren L. Three-dimensional kinematics of the human metatarsophalangeal joint during level walking // *Frontiers Bioengineering Biotechnology*. – 2014. – V. 2(73). – doi: 10.3389/fbioe.2014.00073
167. Real-Time Strap Pressure Sensor System for Powered Exoskeletons / J. Tamez-Duque, R. Cobian-Ugalde, A. Kilicarslan, A. Venkatakrishnan [et al.] // *Sensors*. – 2015. – V. 15(2). – P. 4550–4563. – doi: 10.3390/s150204550
168. Recent developments and trends in biomedical sensors / M. Engin, A. Demirel, E.Z. Engin, M. Fedakar // *Measurement*. – 2005. – V. 37(2). – P. 173–188. – doi: 10.1016/j.measurement.2004.11.002
169. Ren L., Howard D., Jones R.K. Mathematical Modelling of Biomechanical Interactions between Backpack and Bearer during Load Carriage // *Journal of Applied Mathematics*. – 2013. – V. 2013, 12 p. – doi: 10.1155/2013/349638
170. Romkes J., Rudmann C., Brunner R. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique // *Clinical Biomechanics*. – 2006. – V. 21(1). – P. 75–81. – doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.08.003
171. Royo Sánchez A.C., Aguilar Martín J.J., Santolaria Mazo J. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to human motion capture system // *Journal Biomechanical Engineering*. – 2014. – V. 136(12). – 7 p. – doi: 10.1115/1.4028523
172. Safety and tolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study / G. Zeilig, H. Weingarden, M. Zwecker, I. Dudkiewicz [et al.] // *The Journal of Spinal Cord Medicine*. – 2012. – V. 35(2). – P. 96–101. – doi: 10.1179/2045772312Y.0000000003
173. Schaun G.Z. The Maximal Oxygen Uptake Verification Phase: A Light at the End of the Tunnel? // *Sports Medicine – Open*. – 2017. – V. 3(1). – P. 44–58. – doi: 10.1186/s40798-017-0112-1

174. Schepers H.M., Koopman H.F.J.M., Veltink P.H. Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2007. – V. 54(5). – P. 895–902. – doi: 10.1109/TBME.2006.889769
175. Seel T., Raisch J., Schauer T. IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis // *Sensors*. – 2014. – V. 14(4). – P. 6891–6909. – doi: 10.3390/s140406891
176. Sigal L. Balan A.O., Black M.J. HUMANEVA: Synchronized Video and Motion Capture Dataset and Baseline Algorithm for Evaluation of Articulated Human Motion// *International Journal of Computer Vision*. – 2009. – V. 87(4). – doi: 10.1007/s11263-009-0273-6
177. Sit-to-stand and stand-to-sit transfer support for complete paraplegic patients with robot suit HAL / A. Tsukahara, R. Kawanishi, Y. Hasegawa, Y. Sankai // *Advanced Robotics*. – 2010. – V. 24(11). – P. 1615–1638. – doi: 10.1163/016918610X512622
178. Statement on cardiopulmonary exercise testing in chronic heart failure due to left ventricular dysfunction: recommendations for performance and interpretation. Part I: definition of cardiopulmonary exercise testing parameters for appropriate use in chronic heart failure / M.F. Piepoli, U. Corrà, P.G. Agostoni, R. Belardinelli [et al.] // *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*. – 2006. – V. 13(2). – P. 150–164. – doi: 10.1097 / 01.hjr.0000209812.05573.04
179. Statement on cardiopulmonary exercise testing in chronic heart failure due to left ventricular dysfunction: recommendations for performance and interpretation Part III: Interpretation of cardiopulmonary exercise testing in chronic heart failure and future applications // *European Journal of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation*. – 2006. – V. 13(4). – P. 485–494. – doi: 10.1097/01.hjr.0000201518.43837.bc
180. Strausser K.A., Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton // 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, San Francisco, CA, 2011. – P. 4911–4916. – doi: 10.1109/IROS.2011.6095025.

181. The effect of manual therapy on gastrocnemius muscle stiffness in healthy individuals / S.R. Albin, S.L. Koppenhaver, B. Bailey, H. Blommel [et al.] // *The Foot*. – 2019. – V. 38. – P. 70–75. – doi: 10.1016/j.foot.2019.01.006

182. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work / T. Bosch J. van Eck, K. Knitel, M. de Looze // *Applied Ergonomics*. – 2016. – N 54. – P. 212–217. – doi: 10.1016/j.apergo.2015.12.003

183. The effect of physical exhaustion on gait stability in young and older individuals / D. Hamacher, A. Törpel, D. Hamacher, L. Schega // *Gait and Posture*. – 2016. – V. 48. – P. 137–139. – doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.05.007

184. The relationship between independent transfer skills and upper limb kinetics in wheelchair users / C.Y. Tsai, N.S. Hogaboom, M.L. Boninger, A.M. Koontz // *BioMed Research International*. – 2014. – V. 2014. – 12 p. – doi: 10.1155/2014/984526

185. Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement / G. Balestra, S. Frassinelli, M. Knaflitz, F. Molinari // *IEEE Engineering Medicine and Biology Magazine*. – 2001. – V. 20(6). – P. 106–115. – doi: 10.1109/51.982282

186. Trial of Objective Biomechanical assessment of Extended Body Armour. Phase 1 / J.M. Stevenson, J. Selinger, C. Gooyers, P. Costigan [et al.] // *Defense Research and Development Canada, Toronto, Ontario, Canada, 2008. [Electronic resource]. URL: <https://docplayer.net/65234421-Trial-of-objective-biomechanical-assessment-of-extended-body-armour-phase-1.html>* (дата обращения: 09.09.2020).

187. Tsukahara A., Hasegawa Y., Sankai Y. Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL // 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto, 2009. – P. 211–217. – doi: 10.1109/ICORR.2009.5209567

188. Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking / M.J. Floor-Westerdijk, H.M. Schepers, P.H. Veltink, E.H. van Asseldonk [et al.] // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* – 2012. – V. 59(7). – P. 2080–2084. – doi: 10.1109/TBME.2012.2197211

189. Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture / L. Herda, P. Fua, R. Plänkers, R. Boulic [et al.] // Human Movement Science. – 2001. – V. 20(3). – P. 313–341. – doi: 10.1016/s0167-9457(01)00050-1
190. Van Meulen F. B. Ambulatory assessment of motor performance after stroke // Enschede: University of Twente. – 2017. – 150 p. – doi: 10.3990/1.9789036543811
191. Volumetric definition of shoulder range of motion and its correlation with clinical signs of shoulder hyperlaxity. A motion capture study / M. Ropars, A. Cretual, H. Thomazeau, R. Kaila [et al.] // Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees. – 2015. – V. 24(2). – P. 310–316. – doi: 10.1016/j.jse.2014.06.040
192. Wang L., Hu W., Tan T. Recent developments in human motion analysis // Pattern Recognition. – 2003. – V. 36(3). – P. 585–601. – doi: 10.1016/s0031-3203(02)00100-0
193. Wang L.Y., Cerny F.J. Ventilatory response to exercise in simulated obesity by chest loading // Medicine and Science in Sports and Exercise. – 2004. – V. 36(5). – P. 780–786. – doi: 10.1249/01.mss.0000126386.12402.f5
194. Wearable Sensor System for Monitoring Soldier Body Dynamics – 2013. [Electronic resource]. URL: <https://www.sbir.gov/node/385762> (дата обращения: 09.09.2020).
195. White Paper: Hip Exoskeleton Market – Review of Lift Assist Wearables / Industry News and Education [Electronic resource]. – 2018. – URL : <http://www.wearablerobotics.com/industry-news-education/n> (дата обращения: 09.09.2020).
196. Wilkinson T.J., Gore E.F., Smith A.C. Preliminary study: Novel in-vivo assessment of muscular viscoelastic characteristics and the association with physical function in patients with non-dialysis dependent chronic kidney disease // CIDESD 2019 - International Congress [Electronic resource]. – 2019. – V. 15. – P. 194–195. – URL: <https://search.proquest.com/openview/9dd4502323d09f93a846798ca0eab460/1?pq-origsite=gscholar&cbl=616555> (дата обращения: 09.09.2020).
197. Xsens Announces Integration with Unreal Engine 4 at GDC 2016. – Animation World Network, 2016 [Electronic resource]. – URL:

<https://www.awn.com/news/xsens-announces-integration-unreal-engine-4-gdc-2016>

(дата обращения: 09.09.2020).

198. Zakotnik J., Matheson T., Dürr V. A posture optimization algorithm for model-based motion capture of movement sequences // Journal of Neuroscience Methods. – 2004. – V. 135(1–2). – P. 43–54. – doi: 10.1016/j.jneumeth.2003.11.013

199. 3D motion capture using the HUX model for monitoring functional changes with arthroplasty in patients with degenerative osteoarthritis / M.W. Maier, P. Kasten, M. Niklasch, T. Dreher [et al.] // Gait and Posture. – 2014. – V. 39(1). – P. 7–11. –doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.07.111