

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение

высшего образования

«Юго-Западный государственный университет»

(ЮЗГУ)

На правах рукописи

Пшеничный Александр Евгеньевич

**БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА НЕЙРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ
РЕАБИЛИТАЦИИ С ПЕРСОНИФИЦИРОВАННЫМИ ЭКЗОГЕННЫМИ
ВОЗДЕЙСТВИЯМИ И КЛИПАМИ ВИРТУАЛЬНОЙ РЕАЛЬНОСТИ**

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

Диссертация на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Научный руководитель

доктор технических наук, профессор

Филист Сергей Алексеевич

Курск 2025

Оглавление

Введение.....	4
1 Принципы построения и тенденции развития биотехнических систем с роботизированными устройствами для реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья.....	11
1.1 Основные принципы нейроуправления и нейрофизиологической реабилитации	15
1.2 Методы и средства формирования биотехнических обратных связей при управлении процедурами реабилитации	28
1.3 Оценка эффективности методов оценки мышечной усталости	33
1.4 Обзор современных моделей биотехнических систем с виртуальной реальностью для реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья..	38
1.5 Цели и задачи исследования.....	51
2 Методы и алгоритмы оценки мышечной усталости посредством анализа поверхностной электромиограммы	53
2.1 Сравнительный анализ основных алгоритмов определения мышечной усталости	53
2.2 Метод и алгоритмы оценки мышечной усталости	59
2.3 Разработка способа формирования шкалы мышечной усталости и классификатора мышечной усталости на ее основе	73
2.4 Выводы второго раздела	78
3 Разработка методов и моделей для биотехнических систем реабилитационного типа с виртуальной реальностью	81
3.1 Обобщённая схема реабилитации для восстановления двигательных функций.....	81

3.2	Метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонифицированного контента клипов виртуальной реальности	87
3.3	Выводы третьего раздела	98
4	Эксперименты по определению эффективности биотехнической системы персонифицированной реабилитации	99
4.1	Прототип биотехнической системы с виртуальная реальность в реабилитационных комплексах с комбинированными обратными связями	99
4.2	Структурная схема биотехнической системы с виртуальной реальностью для реабилитации пациентов с ограниченной двигательной активностью	103
4.3	Блок планирования и коррекции процедур реабилитации с использованием адаптируемой виртуальной реальности	107
4.4	Оценка эффективности реабилитации посредством биотехнической системы с модулем виртуальной реальности	112
4.5	Оценка эффективности мониторинга мышечной усталости в биотехнических системах реабилитации двигательной активности нижних конечностей	115
4.6	Выводы четвертого раздела	120
	Заключение	122
	Список сокращений и условных обозначений	124
	Список литературы	127

Введение

Актуальность работы. Ограничения двигательных функций (ДФ), вызванные травмами головного мозга или другими неврологическими расстройствами, приводят к инвалидизации и, как следствие, к значительному росту числа людей с ограниченными возможностями здоровья (ОВЗ). Нейрореабилитация предполагает восстановление ДФ, утраченных после инсульта или травмы мозга. Инструменты и подходы двигательной реабилитации – лечебная физкультура, массаж, физиотерапия – долгое время оставались ограниченными и недостаточно эффективными. Ситуация резко изменилась на рубеже XX и XXI веков в связи с формулировкой принципов нейрореабилитации, когда была доказана эффективность восстановления ДФ в зависимости от интенсивности и повторяемости целенаправленных движений, в том числе и виртуальных (воображаемых).

Виртуальная реальность (VR) является многообещающим инструментом в реабилитации неврологических состояний, таких как инсульт, болезнь Паркинсона и черепно-мозговая травма (Cano Porrás et al., 2018). Пациентам с неврологическими состояниями часто требуется реабилитация на ранних стадиях, а некоторым требуется регулярная реабилитация на протяжении всей жизни. Проблемы с равновесием и походкой являются одними из проблем, которые часто ограничивают этих пациентов в повседневной жизни (Darekar et al., 2015). Как правило, пациенты проходят реабилитацию в медицинском учреждении и следуют программам самостоятельной реабилитации дома. В последнее десятилетие исследования были сосредоточены на повышении мотивации путем создания мультисенсорных программ реабилитации с VR (Cano Porrás et al., 2019). Это связано с тем, что исследования показали, что, программы реабилитации, особенно самостоятельные, могут быть утомительными и демотивирующими (Howard, 2017; Koenig et al., 2019). Включение таких инструментов, как беговые дорожки, платформы движения и датчики, направлено на создание более

увлекательных, эффективных и ориентированных на конкретные задачи программ реабилитации (Воловик М.Г. и др., 2018; Черникова Л.А., 2016). Таким образом, исследования, направленные на улучшение возможности реабилитации с использованием VR, являются актуальными.

Степень разработанности темы исследования. В современной медицине происходит заметное изменение парадигмы в сторону *персонализированной* (или целенаправленной) медицины. Это модель организации медицинской помощи, заключающаяся в оптимизации выбора профилактических, диагностических и лечебных средств для пациента, учитывающих его физиологические, генетические, биохимические и другие особенности (Кунельская Н.Л., 2024; Воловик М.Г., 2018). Этот процесс также коснулся реабилитационных биотехнических систем (БТС) с VR, в которых в процессе адаптации осуществляется выбор наиболее рационального управления процедурой реабилитации посредством оптимизации экзогенных воздействий на пациента и контроля его функционального состояния (ФС) в процессе выполнения программы реабилитации с последующей ее коррекцией как во время сеанса, так и в постсеансный период (Петрунина Е.В., Филист С.А., 2022). Для этого создают базу данных тестовых движений (клиповых движений) и соответствующих им сигналов потенциалов двигательных единиц (ДЕ).

Для оптимального управления программой реабилитации очень большое внимание уделяется усталости мышц. В настоящее время разработано множество алгоритмов обнаружения и оповещения об усталости мышц у пациентов с парализацией, проходящих сеансы электротерапии, с помощью обработки поверхностного электромиосигнала (sEMG). С этой целью используются хаотические модели и непрерывное вейвлет-преобразование. Количественная оценка результатов была получена с помощью значений общей вейвлет-энтропии, наблюдаемых во время электростимуляции. Эти работы позволили получить реализуемый и практичный алгоритм оповещения и обнаружения усталости мышц (Victoria A. Salazar Herrera et al., 2010).

Для возбуждения sEMS создается стимулирующая VR, которая возбуждает моторные нейроны. Они, в свою очередь, стимулируют потенциалы ДЕ, адаптируемых к данной VR. Таким образом, научно-технической задачей диссертационной работы является разработка методов и средств, позволяющих синхронно использовать в БТС стимулирующую работу мышц VR, и систему контроля мышечной усталости (МУ) на основе биотехнической обратной связи (БТОС).

Цель работы. Разработка биотехнической системы нейрофизиологической реабилитации, позволяющей повысить эффективность реабилитации лиц с двигательными дисфункциями посредством персонификаций экзогенных воздействий и клипов виртуальной реальности.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Выполнить анализ методов и средств реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья в биотехнических системах с виртуальной реальностью и контролем экзогенных воздействий.
2. Разработать метод оценки мышечной усталости для биотехнических систем реабилитации нарушений двигательной активности.
3. Разработать метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонифицированного контента клипов виртуальной реальности.
4. Разработать биотехническую систему для реабилитации лиц с ограниченными возможностями двигательной активности, позволяющую формировать персонифицированные программы реабилитации и осуществлять их коррекцию в процессе процедуры реабилитации.
5. Провести экспериментальные исследования по оценке эффективности биотехнической системы персонифицированной реабилитации.

Научная новизна. В работе получены следующие результаты, характеризующиеся научной новизной:

1. Метод классификации мышечной усталости, основанный на анализе сегментов электромиосигнала, соответствующих периоду мышечной активности

пациента, отличающийся моделью классификатора, в которой используются два автономных интеллектуальных агента, дескрипторы для первого из которых получены путем вычисления общей энтропии вейвлетов в строках (масштабах) вейвлет-плоскости, а дескрипторы для второго - определяются путем вычисления общей энтропии вейвлетов в столбцах вейвлет-плоскости, при этом во второй вектор дескрипторов включают только компоненты, которые превышают пороговое значение, установленное таким образом, чтобы оно не приводило к пропуску индексов внутри оставшейся последовательности компонентов вектора, позволяющий осуществлять мониторинг функциональных возможностей нагруженных мышц пациента в текущем периоде времени.

2. Метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонифицированного контента клипов виртуальной реальности, заключающийся в тренировке паретичной конечности посредством предъявления пациенту контента клипов виртуальной реальности, стимулирующих воображаемые движения паретичной конечностью, и контролем воображения движения пациента, основанным на анализе паттернов электрофизиологических сигналов, связанных с двигательной активностью паретичной конечности, отличающийся тем, что контент клипов виртуальной реальности адаптируют к конкретному пациенту путем оценки введенного критерия – рейтинга клипа, после определения рейтинга всех клипов устанавливают пороговое значение рейтинга и клипы, рейтинг которых меньше порогового, удаляются из пула клипов виртуальной реальности, а с целью повышения статистической значимости вычисляемого рейтинга клипа, он вычисляется многократно.

Теоретическая и практическая значимость работы состоит в развитии теории многоагентных классификаторов текущего ФС органов и систем пациентов в процессе выполнения реабилитационных процедур. Применение предложенных методов и алгоритмов управления реабилитацией позволит адаптировать стимулирующую двигательную активность процедуры к индивидуальным особенностям и текущему ФС пациента.

Полученные в работе методы, модели и алгоритмы позволили синтезировать БТС реабилитационного типа, применение которой в медицинской практике повысило эффективность реабилитации пациентов с ограниченными возможностями здоровья, проявляющимися в нарушении ДФ нижних конечностей.

Работа выполнена в рамках реализации программы развития ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет» программы стратегического академического лидерства «Приоритет-2030» и в соответствии с научным направлением Юго-Западного государственного университета «Разработка медико-экологических информационных технологий».

Результаты работы внедрены в образовательный процесс Юго-Западного государственного университета при подготовке магистров по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и прошли испытания в Клиническом научно-медицинском центре «Авиценна» г. Курска. Испытания показали целесообразность их использования в БТС реабилитации лиц с нарушением ДФ.

Методология и методы исследований. Для решения поставленных задач использовались теория биотехнических систем медицинского назначения, математический аппарат цифровой обработки сигналов, статистический анализ, теория нейронных сетей (НС), методы экспертного оценивания и принятия решений. При разработке модулей классификаторов в качестве инструментария использовался MATLAB 2018b с графическим интерфейсом пользователя Neural Network Toolbox. При имитационном моделировании дата сет использовался пакет Mathcad 15. Для статистической обработки данных использовался пакет Excel 2013.

Положения, выносимые на защиту:

1. Метод классификации мышечной усталости, основанный на анализе сегментов электромиосигнала, соответствующих периоду мышечной активности пациента, позволяет осуществлять мониторинг функциональных возможностей

его мышц, находящихся под тестовой нагрузкой в текущем состоянии, и, следовательно, управлять программой его реабилитации.

2. Метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонифицированного контента клипов виртуальной реальности позволил повысить эффективность реабилитации больных с парезом нижних конечностей по функциональной шкале нижних конечностей (LEFS) на 11 %.

3. Биотехническая система, предназначенная для реабилитации лиц с ограничением двигательной активности, включающая в свою структуру модуль определения мышечной усталости пациента, модуль адаптации клипов виртуальной реальности к текущему функциональному состоянию пациента и модуль оценки эффективности реабилитационной процедуры, позволяет формировать персонифицированные программы реабилитации и управлять программой реабилитации, адаптируя ее к текущему функциональному состоянию пациента.

Степень достоверности и апробация работы. Основные теоретические положения и научные результаты диссертационной работы докладывались, обсуждались и получили положительную оценку на 14 Международных и Всероссийских конференциях: Биотехнология и биомедицинская инженерия (Курск – 2022, 2023); Актуальные проблемы медицинской науки и образования (Пенза – 2023, 2024); Проблемы информатики в образовании, управлении, экономике и технике (Пенза - 2023); Радиоэлектроника. Проблемы и перспективы развития (Тамбов – 2023, 2024); Искусственный интеллект в решении актуальных социальных и экономических проблем XXI века (Пермь – 2024); Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии (Владимир-Суздаль – 2024); Лазерно-информационные технологии (Новороссийск – 2023, 2024); Медико-экологические информационные технологии – 2024 (Курск – 2024); Медицинские приборы и технологии - 2024 (Тула – 2024); Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2024 (Рязань – 2024); на научно-технических

семинарах кафедры биомедицинской инженерии ЮЗГУ (Курск – 2022, 2023, 2024, 2025).

Личный вклад соискателя: Все изложенные в диссертации результаты исследования получены либо соискателем лично, либо при его непосредственном участии.

Публикации. Основные положения и результаты работы опубликованы в 21 научной работе, которые включают 5 статей в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, и один патент РФ на изобретение.

Структура и объём работы. Диссертация состоит из введения, четырёх разделов, заключения и списка литературы, включающего 79 отечественных и 41 зарубежных наименований. Работа изложена на 147 страницах машинописного текста, содержит 34 рисунка и 5 таблиц.

1 Принципы построения и тенденции развития биотехнических систем с роботизированными устройствами для реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья

1.1 Основные виды и принципы реабилитации

Реабилитация — это процесс, направленный на восстановление утраченных или нарушенных функций организма, а также на адаптацию человека к новым условиям жизни. Она включает в себя медицинскую, социальную, профессиональную и психологическую поддержку [6, 18, 28, 43]. К основным видам реабилитации относят следующие.

1. Медицинская реабилитация:

- **Физическая терапия:** включает упражнения и мануальные техники для восстановления движений, силы и координации. Часто применяется после травм, операций или при хронических заболеваниях.

- **Физиотерапия:** Использует физические факторы (тепло, холод, ультразвук, электротерапию) для уменьшения боли и ускорения восстановления.

- **Медикаментозная терапия:** назначение лекарств для лечения симптомов или ускорения восстановления.

2. Психологическая реабилитация:

- Направлена на восстановление психоэмоционального состояния пациента. Включает консультирование, когнитивно-поведенческую терапию, поддержку в адаптации к изменившимся условиям жизни.

3. Социальная реабилитация:

- Ориентирована на интеграцию человека в общество. Это может включать обучение навыкам общения, помощь в трудоустройстве, поддержку в социальной адаптации.

4. Профессиональная реабилитация:

- Направлена на восстановление или приобретение профессиональных

навыков, необходимых для возвращения к трудовой деятельности. Может включать переобучение и адаптацию рабочего места.

5. Логопедическая реабилитация:

- Проводится для восстановления речевых функций. Особенно актуальна для людей, перенесших инсульт или имеющих врожденные нарушения речи.

6. Реабилитация после инсульта:

- Комплекс мероприятий, направленных на восстановление двигательных, речевых и когнитивных функций. Включает физическую терапию, логопедию, занятия с психологом.

7. Кардиологическая реабилитация:

- Программа восстановления после сердечно-сосудистых заболеваний, включающая физические упражнения, обучение здоровому образу жизни и контроль факторов риска.

8. Ортопедическая реабилитация:

- Направлена на восстановление после операций на костях и суставах, таких как замена суставов или лечение переломов. Включает упражнения для восстановления движений и силы.

9. Педиатрическая реабилитация:

- Разработана специально для детей с врожденными или приобретенными заболеваниями. Включает физическую и психологическую поддержку, обучение и развитие навыков.

Каждый вид реабилитации подбирается индивидуально в зависимости от состояния пациента, его потребностей и целей восстановления. Комплексный подход, включающий несколько видов реабилитации, часто является наиболее эффективным [16, 21, 27].

Лица с ограниченными возможностями здоровья (ЛОВЗ) – это лица, имеющие различные отклонения психического или физического плана, которые обуславливают нарушения общего развития, не позволяющие вести полноценную жизнь [28].

К лицам с ограниченными возможностями относятся:

- лица с нарушением слуха (глухие, слабослышащие, позднооглохшие);
- лица с нарушением зрения (слепые, слабовидящие);
- лица с нарушением речи (логопаты);
- лица с нарушением опорно-двигательного аппарата;
- лица с умственной отсталостью;
- лица с задержкой психического развития;
- лица с нарушением поведения и общения;
- лица с комплексными нарушениями психофизического развития (слепоглухонемые, глухие или слепые дети с умственной отсталостью) [74].

Реабилитация ЛОВЗ — это комплекс мер, направленных на восстановление или улучшение физического, психического и социального состояния человека, который имеет временные или постоянные ограничения в жизнедеятельности. Основная цель реабилитации — помочь человеку максимально адаптироваться к повседневной жизни, повысить его самостоятельность и улучшить качество жизни.

Принципы реабилитации основываются на междисциплинарном подходе и индивидуализации, что позволяет максимально эффективно восстановить утраченные функции и адаптировать человека к новой жизненной ситуации [28, 74].

Первый принцип реабилитации — это раннее начало. Чем раньше начаты реабилитационные мероприятия, тем выше вероятность полного восстановления. Раннее вмешательство помогает предотвратить развитие осложнений и способствует более быстрому возвращению к нормальной жизни.

Второй принцип — комплексность. Реабилитация должна охватывать все аспекты жизни пациента: физический, психологический и социальный. Это требует участия команды специалистов: врачей, физиотерапевтов, психологов, социальных работников и других профессионалов, которые совместно разрабатывают и реализуют индивидуальный план реабилитации.

Третий принцип — индивидуализация. Каждому пациенту требуется свой

подход, основанный на его специфических потребностях, состоянии здоровья, уровне функциональных возможностей и личных целях. Индивидуальный план реабилитации позволяет учитывать эти факторы и адаптировать методы и средства реабилитации под конкретного человека.

Четвёртый принцип — активное участие пациента. Успех реабилитации во многом зависит от мотивации и вовлеченности самого пациента. Он должен быть активным участником процесса, понимать цели и задачи реабилитации, а также следовать рекомендациям специалистов. Это требует от пациента ответственности и готовности к сотрудничеству.

Пятый принцип — непрерывность и преемственность. Реабилитация не заканчивается в стенах медицинского учреждения; она должна продолжаться и в домашних условиях. Это требует разработки программ, которые пациент может выполнять самостоятельно или с минимальной поддержкой, а также регулярного контроля и корректировки плана реабилитации в зависимости от достигнутых результатов.

Шестой принцип — использование современных методов и технологий. В реабилитации применяются разнообразные методы, такие как физиотерапия, лечебная физкультура, массаж, психотерапия и другие. Важно использовать последние достижения науки и техники, чтобы обеспечить наиболее эффективное восстановление [18, 19].

Таким образом, реабилитация — это сложный, многогранный процесс, требующий скоординированных усилий множества специалистов и самого пациента. Соблюдение основных принципов реабилитации позволяет добиться значительных улучшений в состоянии здоровья и качества жизни пациентов, помогая им вернуться к полноценной жизни.

При реабилитации ЛОВЗ после инсульта с успехом используют VR-технологии при физической реабилитации. После инсульта многие пациенты сталкиваются с параличами или нарушением координации движений. VR-системы позволяют создавать специальные тренировки, направленные на восстановление подвижности конечностей и координации движений.

Интерактивные элементы виртуальных тренировок делают процесс восстановления более увлекательным, мотивируя пациентов к регулярным занятиям.

Кроме физических проблем, инсульт может повлиять на когнитивные функции, такие как память, внимание и речь. VR-технологии предоставляют уникальную возможность восстановить эти навыки. Пациенты могут участвовать в симуляциях реальных сценариев, где требуется решение разнообразных задач. Это помогает им повысить концентрацию внимания и тренировать память [21, 27, 31].

1.1 Основные принципы нейроуправления и нейрофизиологической реабилитации

Интерфейс «мозг-компьютер» (ИМК), или интерфейс «мозг-машина» (ИММ), или просто нейронный интерфейс — это программно-аппаратный комплекс (ПАК) для функциональной взаимосвязи биологического объекта и машины, т. е. для прямого соединения вычислительных или других цифровых интеллектуальных систем управления с мозгом. В отличие от традиционных устройств управления, таких как клавиатуры, мыши, джойстики и т. д., которые взаимодействуют с вычислительными системами, ИМК записывает активность мозга в различных областях и переводит эти сигналы в команды для управления внешним цифровым устройством. ИМК — одна из наиболее быстро развивающихся тем в различных областях науки и техники, включая инженерию, физику, нейронауки, медицину, высокотехнологичные отрасли, связь, робототехнику и оборонный комплекс. Более того, ИМК представляет особый интерес для реабилитации и улучшения качества жизни ЛОВЗ [100]. Приложения ИМК включают:

- диагностику и контроль патологической активности головного мозга и нейродегенеративных заболеваний;
- реабилитацию людей после повреждений головного мозга, например, восстановление двигательных навыков после инсульта;
- анализ и тренировка устойчивости человека к специфическим стрессовым воздействиям;
- улучшение самоконтроля и качества психофизиологического состояния;
- управление роботизированными устройствами, в том числе экзоскелетами, для повышения возможностей человека;
- обеспечивать социальное взаимодействие, позволяя социальным приложениям точно оценивать и передавать эмоции человека;
- помощь частично или полностью парализованным людям во взаимодействии с различными внешними устройствами, например, технология нейрочата, позволяющая людям с ограниченными возможностями общаться с собой и другими людьми;
- игровая индустрия;
- более глубокое понимание деятельности мозга человека и животных, например, картирование функций мозга.

Понимание функций мозга очень важно для эффективного применения ИМК. В связи с этим используются различные методы изучения мозговой деятельности. В современных ПАК ИМК макроактивность головного мозга регистрируется с помощью электроэнцефалограмм (ЭЭГ), магнитоэнцефалограмм (МЭГ), ближней инфракрасной спектроскопии (БИКС) и др., которые в той или иной степени отражают функции центральной нервной системы (ЦНС). Одна из задач ЦНС — обработать и интегрировать поступающую информацию от сенсорных стимулов, полученных через периферические нервы, и отправить сигнал обратно исполнительным механизмам, например, мышцам или железам, чтобы вызвать автоматическое или сознательное действие. Кроме того, ЦНС и особенно мозг отвечают за высшие интегративные и когнитивные способности, такие как мышление, обучение, обработка зрительной информации, речь, память,

эмоции и т. д. Эти виды функциональной активности имеют свои особенности в регистрируемой активности мозга. Например, движения конечностей создают определенные пространственно-временные паттерны на ЭЭГ. Подобные закономерности, связанные с воображаемыми движениями (так называемые «моторные образы»), были также обнаружены и использованы в существующих прототипах ИМК для формирования до четырех команд. С точки зрения нелинейной физики, анализа сигналов и искусственного интеллекта система ИМК представляет собой систему распознавания образов, в которой используются различные алгоритмы классификации для выявления «паттернов» мозговой активности [100].

Современный ПАК ИМК — это система на основе искусственного интеллекта, способная обрабатывать активность мозга в режиме реального времени и распознавать определенный окончательный набор паттернов активности ЦНС, как показано на рисунке 1.1.

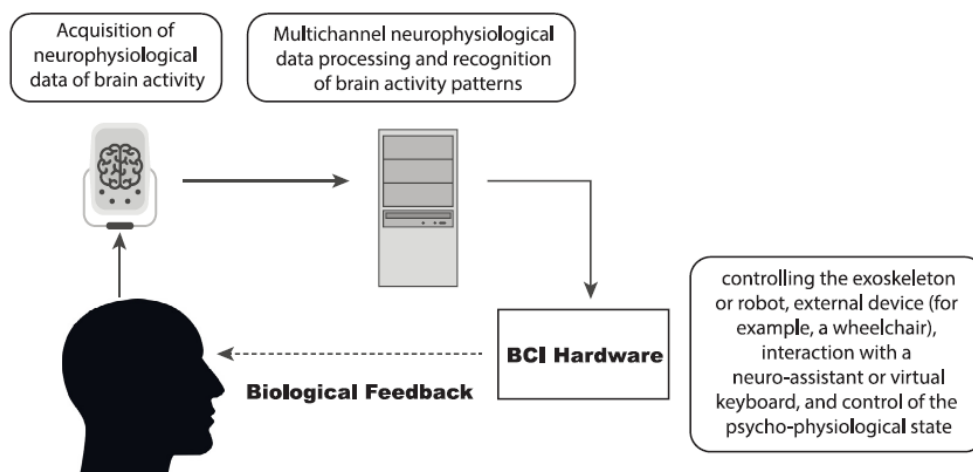


Рисунок 1.1 - Общая схема нейроинтерфейса мозг–компьютер [100]

Обработка сигналов ЦНС и формирование команд управления с помощью ИМК включают в себя несколько последовательных этапов, а именно: сбор данных, их предварительную обработку (в том числе удаление артефактов записи) для подготовки сигналов в пригодном для дальнейшей обработки виде,

формирование вектора признаков для выявления дискриминантной информации в записанных сигналах, классификацию сигналов на основе выбранного вектора признаков и, наконец, этап управления преобразованием выбранных паттернов активности мозга в значимые команды для любого внешнего подключенного устройства, например, инвалидной коляски, или задания направления движения курсора на экране монитора.

Важно отметить, что эффективная работа ИМК невозможна без обратной связи между ИМК и оператором ИМК, которая на рисунке 1.1 обозначена как «биологическая» обратная связь (БОС). Это необходимо, в первую очередь, для контроля правильности расшифровки сигналов активности мозга и интерпретации закономерностей активности при формировании команд управления, которые могут контролироваться оператором и за счет исправления ошибок в режиме обучения позволяют совершенствовать алгоритмы интеллектуальной системы (самообучение), а во-вторых, управлять психическими состояниями оператора, распознаваемыми интеллектуальной системой. Например, при реабилитации больного с парезом после инсульта такая система с обратной связью может определять те попытки воображаемого движения, которые оказались неудачными и, следовательно, не задействовали необходимые участки мозга, обеспечивая пациенту наиболее эффективную тренировку для реабилитационных ИМК.

При анализе структуры ЭЭГ во время зрительной стимуляции (так называемые зрительные вызванные потенциалы) интерес для исследователей представляют вызванные потенциалы, которые использовались для выявления характерных особенностей ЭЭГ путем усреднения большого количества сигнальных сегментов (проб). В своих экспериментах исследователи использовали пять электродов, расположенных в затылочной и теменной областях. Сигналы ЭЭГ записывались на частоте 250 Гц и обрабатывались полосовым фильтром 1–70 Гц. Затем они использовали специальную процедуру для удаления глазодвигательных и мышечных артефактов и фильтрацию Винера для увеличения соотношения сигнал/шум. В результате они обнаружили отличительные особенности паттернов ЭЭГ, связанные с отдельными событиями,

которые были классифицированы с использованием линейного байесовского правила принятия решений.

В последнее время значительный прогресс достигнут в нейроинтерфейсах, которые позволяют перемещать курсор, частично синтезировать речь и управлять простейшими движениями [100]. Также были продемонстрированы возможности использования нейронных интерфейсов для реабилитации инвалидов, парализованных людей, людей с поражением головного мозга, постинсультных больных с парезами конечностей и т. д. Большие усилия велись по разработке нейронных интерфейсов для управления экзоскелетом [100].

Дальнейшее развитие этой технологии, наряду с выявлением особенностей, связанных с простейшими ДФ, требует выявления более сложных когнитивных процессов, связанных с мелкой моторикой, позиционированием, вниманием и т. д. [100]. В этом контексте большой интерес различных исследователей вызывает разработка интерфейсов, позволяющих оценивать и контролировать психофизические состояния человека.

Исследования в области ИМК, несомненно, носят междисциплинарный характер. Он включает в себя несколько научных областей, включая физику, нейробиологию, цифровую обработку сигналов, информатику и вычисления. Успех технологии ИМК был достигнут, во-первых, благодаря недавнему прогрессу в регистрации активности мозга, который позволил экономичным, компактным и простым способом выделить наиболее значимые особенности сигналов мозга, а во-вторых, благодаря прогрессу в интеллектуальных технологиях обработки сигналов активности мозга в реальном времени. Последнее потребовало как разработки эффективных и чувствительных методов классификации и извлечения свойств состояния ЦНС из многоканальных зашумленных сигналов, так и более эффективной методики компьютерной обработки больших нейрофизиологических данных с использованием методов параллельных вычислений [95], например, встроенных высокопроизводительных вычислений высокопроизводительными системами на базе графических

процессоров NVIDIA Jetson, сочетающих компактность с высокими вычислительными возможностями [100].

Функциональность нейроинтерфейсов основана на обнаружении в режиме реального времени характерных сигналов (паттернов) активности мозга с помощью методов нейровизуализации, таких как ЭЭГ, электрокортикография (ЭКоГ), магнитоэнцефалография (МЭГ) и функциональная магнитно-резонансная томография (фМРТ) и на преобразовании полученной информации в команды управления аппаратными средствами (например, экзоскелетом, биопротезом, инвалидной коляской, нейроинтерфейсом управления вниманием и т.п.).

Центральным ядром любого ПАК ИМК является интеллектуальная система, позволяющая в режиме реального времени классифицировать состояния мозга в соответствии с записанной активностью мозга, вызванной как спонтанными физиологическими процессами, так и внешней стимуляцией. Выявленные особенности состояний мозга затем преобразуются ИМК в команды управления для внешних приложений. По типу команд управления, подаваемых оператором ИМК, нейроинтерфейсы можно классифицировать следующим образом [103].

- Активные ИМК используют в качестве команд управления изменения в активности мозга, непосредственно и сознательно контролируемые оператором нейроинтерфейса, независимо от внешних событий.
- Реактивные ИМК обнаруживают и классифицируют реакцию мозга (например, вызванный потенциал) на внешнюю стимуляцию (визуальную, слуховую, тактильную и т. д.) для команд управления.
- Пассивные ИМК анализируют текущую мозговую активность пользователя без какого-либо целевого мониторинга для получения информации о фактическом состоянии мозга, например, о внимании, коммутационной активности, эмоциональном состоянии и т. д.

Типичным примером активных ИМК являются нейроинтерфейсы, в которых воображение различных типов движений используется для формирования команд управления, например, двигательные образы правой руки и правой ноги в известном ИМК для печати текста. Яркими примерами реактивных

ИМК являются нейроинтерфейсы (в частности, экранная клавиатура) на основе потенциала P300 и системы, основанные на так называемых стационарных системах [100].

Вызванные потенциалы (ВП) - это реакция мозга на периодическую зрительную стимуляцию с определенной частотой. Системы на основе пассивных ИМК могут быть полезны для создания систем мониторинга, способных обнаруживать вероятность ошибок, снижать концентрацию внимания пользователя или воспринимаемую потерю оператором контроля над системой. Пассивные ИМК могут использоваться и в чисто медицинских целях диагностики и лечения различных неврологических заболеваний, например, для прогнозирования и подавления эпилептических припадков путем добавления БОС [100].

Если активные и реактивные ИМК представляют интерес в первую очередь для инвалидов с полностью или почти полностью закрытым сознанием из-за крайне медленной генерации и передачи информации, то пассивные ИМК направлены на оценку состояния человека в режиме реального времени и, следовательно, могут широко использоваться в индустрии развлечений, компьютерных играх, нейромаркетинге, а также для мониторинга определенных эмоциональных и функциональных состояний, восстанавливаемых в организме.

Другой тип классификации ИМК основан на синхронизации модальности обработки входных данных, т.е. ИМК можно классифицировать либо как синхронный ИМК (СИМК), либо асинхронный ИМК (АИМК). СИМК анализируют сигналы мозга только в течение заранее определенных интервалов времени, при этом любой сигнал мозга за пределами этих временных окон игнорируется. Таким образом, оператор может создавать команды только в течение определенных периодов времени, определяемых системой СИМК [100].

Напротив, АИМК постоянно отслеживают сигналы мозга, независимо от того, когда действует пользователь. Таким образом, АИМК обеспечивают более естественное взаимодействие человека и машины, чем СИМК. Однако АИМК более сложны и требовательны к вычислениям.

Нейровизуализация — новая нейрофизиологическая парадигма изучения активности мозга. Нейровизуализация в медицине полезна для выявления повреждений тканей головного мозга, диагностики переломов черепа, травм головного мозга. Сегодня его все чаще используют для диагностики поведенческих и когнитивных заболеваний (например, возрастных нейродегенеративных изменений), метаболических нарушений и небольших поражений (например, эпилептических очагов) [116]. Кроме того, функциональная нейровизуализация может быть использована для построения ИМК, позволяющего анализировать динамику мозга, скорость кровотока внутри сосудов и изменения метаболической активности, вызванные специфическими задачами, решаемыми ЦНС.

ЭКоГ или внутричерепная ЭЭГ (электрокортикограмма) — инвазивный метод электрофизиологического мониторинга активности головного мозга с помощью электродов, имплантированных внутрь мозга. ЭКоГ имеет высокое пространственное разрешение, широкую полосу пропускания, высокую амплитуду и небольшую чувствительность к артефактам (например, сигналам электромиографии (ЭМГ)). Сигналы ЭКоГ обычно регистрируются с помощью многоэлектродных матриц, имплантированных под череп непосредственно на поверхность коры головного мозга [100].

ЭЭГ — один из первых предложенных и освоенных методов нейровизуализации. Он заключается в регистрации электрической активности мозга с помощью электродов, расположенных на поверхности головы (так называемая неинвазивная, или скальповая ЭЭГ), или наложенных непосредственно на кору головного мозга (так называемая инвазивная ЭЭГ, или ЭКоГ). Оба метода широко используются для клинических и фундаментальных исследований. Однако из-за своей простоты и неинвазивности неинвазивная ЭЭГ более популярна и даже позволяет осуществлять внутриклеточную нейрональную регистрацию [100].

В 2004 году Лойтхардт и др. выявили закономерности сигналов ЭКоГ, связанных с различными видами двигательной и речевой деятельности, для

дальнейшего использования в ИМК. Авторы добились точности управления одномерным движением курсора на экране монитора примерно 74–100%. Использование предварительно записанных сигналов ЭКоГ (т. е. в автономном режиме) позволило Чао и его коллегам различать паттерны движений, соответствующие семи степеням свободы движения рук. Кроме того, были декодированы сигналы ЭКоГ, связанные с отдельными движениями пальцев и различными типами естественных хватаний. Сравнивая инвазивные и неинвазивные сигналы нейронов при инсульте головного мозга, Вальдерт пришел к выводу, что инвазивные сигналы гораздо лучше описывают локальные мозговые процессы в различных областях коры головного мозга [100].

При реализации программно-аппаратной платформы нейрореабилитации необходимо определить ее основные блоки и их взаимодействие для удобства модернизации системы и при необходимости масштабирования такой платформы. Поскольку с помощью технологии ИМК пытаются решить широкий круг задач, единой схемы построения ИМК, которая была бы универсальной для любого применения, не существует. Как следствие, существует несколько подходов к этой проблеме. Тем не менее, мы можем определить общие принципы построения функциональной схемы ИМК для основных классов нейроинтерфейсов, согласно генерации команды оператором ИМК. Представленные ниже схемы являются достаточно общими и могут быть легко модифицированы в зависимости от конкретных требований каждого приложения ИМК. Некоторые элементы конструкции могут быть объединены в отдельные блоки в зависимости от конкретной аппаратно-программной реализации. При этом представленные функциональные схемы не зависят от конкретной используемой нейровизуализации, хотя при описании диаграмм мы предполагаем использование ЭЭГ, поскольку это наиболее часто используемый метод нейровизуализации в современных ИМК.

На рисунке 1.2 схематически изображена функциональная схема активного ИМК, в которой человек (оператор) управляет сложным внешним устройством (например, инвалидной коляской) через ряд функциональных компонентов системы управления.

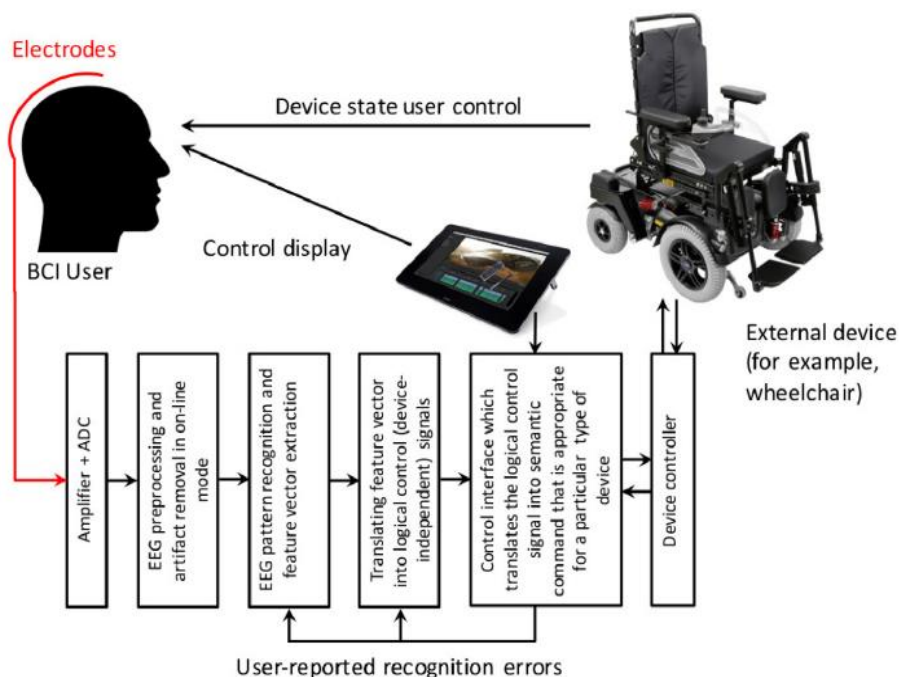


Рисунок 1.2 - Типичная функциональная схема активного ИМК для управления внешним устройством [100]

Пользователь нейроинтерфейса управляет устройством и видит результат этого управления и/или затраченные усилия. ПАК ИМК часто комплектуется дисплеем управления, на котором отображаются результаты интерпретации мысленных команд оператора в понятном (смысловом) формате интеллектуальной системой управления, как для контроля работы ИМК, так и для обеспечения БОС.

Оператор ИМК определенным образом модифицирует состояние мозговой активности, которое интерпретируется интеллектуальной системой как команда управления внешнему (управляемому) устройству. Важным аспектом ИМК является способность оператора вызывать у него соответствующие психические состояния, которые могут быть однозначно и точно классифицированы ИМК.

Обычно этого достигают путем обучения оператора с использованием БОС. В психических состояниях, подобных тем, которые обсуждаются позже, активные нейронные интерфейсы используют образы движений различных конечностей для генерации 2–4 относительно стабильных команд для управления внешним устройством [100].

Как уже упоминалось выше, многоканальная регистрация электрической активности мозга является наиболее типичным и часто используемым методом в ИМК. Часто на практике не применяют все полные схемы из 10–20 или 10–10 электродов, а используют лишь укороченную схему из нескольких наиболее информативных каналов, охватывающих только интересующую область коры головного мозга, например, лобную и моторную, в случае воображения движений. Это облегчает и ускоряет установку электродов ЭЭГ. Далее зарегистрированные сигналы электрической активности мозга усиливаются многоканальным усилителем и оцифровываются аналого-цифровым преобразователем с частотой дискретизации от 250 до 2000 Гц.

На следующем этапе осуществляется обработка записанных сигналов ЭЭГ. Фундаментальным требованием для хорошей работы нейроинтерфейсов является анализ и классификация нейрофизиологических данных в режиме реального времени. Здесь следует отметить, что при записи ЭЭГ на сигнал воздействуют различные факторы, связанные с движением глаз, мышечной активностью, ритмом сердца и т. д., что приводит к появлению артефактов регистрации, искажающих ЭЭГ. Когда амплитуда артефактов значительно превышает амплитуду полезного сигнала, данные не могут быть интерпретированы автоматически. В клинической практике обычно из анализируемого сигнала удаляют фрагменты ЭЭГ, содержащие артефакт, что может привести к значительному сокращению длительности полезных сегментов ЭЭГ. В результате полезные записи у здоровых людей могут сократиться после удаления артефактов примерно в 10 раз, а у людей с патологиями и детей еще выше [100].

При работе в режиме реального времени мы не можем классифицировать сегменты данных с артефактами, так как в момент регистрации артефакта

оператор может сформировать команду для ИМК. Поэтому возникает необходимость разработки методов удаления артефактов в реальном времени, которые бы минимально искажали интересующие нас особенности записываемой ЭЭГ. Следует также отметить, что режим реального времени предъявляет жесткие требования к мощности процессора нейроинтерфейса, которая должна быть достаточной для выполнения значительного количества вычислительных операций, связанных как с ЭЭГ, так и с ЭКоГ.

В то же время для портативных нейроинтерфейсов существует потребность уменьшить размер ИМК. Учитывая это требование, представляется перспективным использование встраиваемых высокопроизводительных вычислительных систем, в частности, с возможностью реализации вычислений на графических процессорах (например, NVIDIA Jetson [100]).

Помимо аппаратных средств, как будет показано далее, для оптимизации обработки многоканальных нейрофизиологических данных необходимо эффективное использование алгоритмов оптимизации, основанных на особенностях время-частотной и пространственно-временной структур изучаемой нейронной активности.

Распознавание образов интересующей активности мозга очень важно для оптимизации команд управления ИМК. С точки зрения теории машинного обучения (МО), выходные данные блока ПАК представляют собой вектор признаков, определяемый особенностью зарегистрированного паттерна активности мозга (образец активности мозга). Например, если оператор контролирует активность мозга в альфа- (8-13 Гц) и бета-диапазонах частот (14-30 Гц), то этот блок сформирует (на частоте дискретизации сигнала) вектор признаков, содержащий мощности ЭЭГ в этих заданных диапазонах. Преобразователь свойств преобразует сгенерированный вектор признаков в логический сигнал управления, который не зависит от каких-либо семантических знаний об управляемом устройстве и методах его управления. Интерфейс управления преобразует логический сигнал в семантический сигнал управления, который уже определен конкретным управляемым устройством. Формирование

смысловой команды может быть, как мгновенным (т.е. сигнал формируется непосредственно из текущего выходного логического сигнала преобразователя), так и осуществляться путем интегрирования выходного сигнала во времени. Например, бинарное состояние «торможение/ускорение» инвалидной коляски может контролироваться ИМК непосредственно на основе мгновенного логического выхода, или логический выход может контролироваться для формирования семантической команды на основе временной динамики. В последнем случае можно избежать кратковременных ошибок в интерпретации психических состояний оператора.

По сути, смысловой набор команд может быть не только статическим, но и динамическим и даже синхронизированным с состоянием управляемого устройства. В этом случае динамический набор команд может формироваться непосредственно в меню, из которого оператор может выбрать необходимое действие из большого количества команд. Преимущество такого динамического подхода состоит в том, что оператор может задавать множество семантических команд управления при ограниченном наборе логических команд. Например, двух логических команд достаточно для навигации в сколь угодно большом и сложном иерархическом командном меню. Результат формирования смысловой команды может быть отображен на мониторе компьютера для визуализации интерпретации логической команды в семантическом виде. Например, на дисплее может отображаться меню, в котором происходит «мысленная» навигация оператора ИМК. С помощью дисплея управления также можно использовать реализацию БОС во время обучения оператора.

Наконец, управление внешним устройством или программным обеспечением осуществляется тогда, когда на основе семантических команд формируется физическая команда. В общем случае, если интеллектуальная система распознавания образов и формирования вектора признаков и логического сигнала является адаптивной, то ошибка регистрации образует петлю обратной связи, которая может модифицировать систему адаптивного управления (схему

управления с прямой связью для ИМК). С другой стороны, некоторые элементы этой общей функциональной схемы ИМК могут отсутствовать.

Например, нейроинтерфейс может не обеспечивать обратную связь для исправления ошибок системы управления. В этом случае можно использовать следующую упрощенную цепочку управления: Пользовательский контроль → Логический контроль → Семантический контроль → Физический контроль. Такая цепочка обработки данных требует соответствующих биотехнических и биологических обратных связей, а также средства их обработки, основанных на компьютерных технологиях. Поэтому в следующем подразделе рассмотрим методы организации таких обратных связей, а также основные подходы к их реализации, предназначенные для модулей контроля и управления функциональным состоянием пациента.

1.2 Методы и средства формирования биотехнических обратных связей при управлении процедурами реабилитации

При взаимодействии с внешней средой или при наличии эндогенных неблагоприятных факторов живая система (ЖС) использует адаптационные механизмы, которые стремятся компенсировать влияние неблагоприятных факторов внешней и внутренней среды на ее гомеостаз [5]. В связи с необходимостью формирования управляющих воздействий как на экзогенный фактор, так и на самого пациента, необходим интегральный критерий его ФС, отслеживая динамику которого может быть сформировано соответствующее управляющее воздействие.

Для оценки адаптационных способностей ЖС в [69, 70, 71, 78] введено понятие структурно функциональной единицы (СФЕ). Показано, что СФЕ используется в качестве строительного материала при построении новых функциональных систем (ФНС). Предложено оценивать способность ЖС к

построению новых ФНС посредством латентной переменной – адаптационным потенциалом (АП). При этом, при наличии средств измерения и мониторинга этой латентной переменной, имеется возможность контролировать реакцию адаптации ЖС и, следовательно, оценить влияние процедуры реабилитации на ФС ЖС в настоящем и будущем [5].

АП организма - это способность различных систем организма или его отдельных органов изменять свою функциональную активность и особенности взаимодействия друг с другом, если это необходимо для достижения оптимального ФС в данных конкретных условиях уровня функционирования и эффективности деятельности. АП определяет возможность отдельных органов и систем, а также эндогенных механизмов, обеспечивать поддержание гомеостаза, переработку информации и координацию вегетативных функций и двигательных актов. Систематически недостаточные или неадекватные результаты адаптации, а также их отсутствие, могут приводить как к стимуляции формирования ФНС, так и к ее разрушению [24, 62].

При проведении процедур реабилитации пациент выполняет либо тестовые упражнения, либо получает некоторое дозированное экзогенное воздействие, величина которого определяется методикой и программой физиотерапии [30]. Количественная величина этих воздействий выбирается из соответствующих медицинских рекомендаций и медицинских методик, которые, в свою очередь, обосновываются либо статистическими исследованиями, либо практическим опытом. Однако, АП пациентов или ЛОВЗ носит рэндомный характер, что приводит к различным реакциям адаптации на одно и тоже экзогенное воздействие у различных людей. Для прогнозирования такой реакции необходима модель реакции адаптации, которую целесообразно строить на основе систем МО, которая позволит планировать и управлять реабилитационными процедурами для конкретного пациента или ЛОВЗ.

Так как ключевым вопросом в обеспечении возможности осуществления персонализированной медицины является возможность прогнозирования успешности или эффективности терапевтических процедур и/или эффективности

реабилитации ЛОВЗ, то модель должна определять потенциальные возможности ЖС адаптировать свою структуру под вызовы внешней среды. Такая модель даст возможность осуществить персонифицированное управление процессами адаптации, реабилитации и лечения. Также эта модель должна иметь возможность применения в обширной области терапевтических процедур для значительного числа пациентов.

Основываясь на закономерностях формирования ФС на различных уровнях организации, можно сделать вывод, что существует один универсальный архитектурный принцип в жизнедеятельности организма, который модифицируется в зависимости от уровня формирования системы (уровень гомеостатических соотношений или уровень поведенческих актов) [2, 3, 5, 24].

Таким образом, ЖС характеризуется некими скрытыми факторами, которые проявляются только в результате взаимодействия ее с внешней средой. Любое экзогенное воздействие на пациента, определяемое программой реабилитации, может привести также и к неблагоприятным последствиям для пациента. Поэтому целесообразно иметь прогноз о результатах этого взаимодействия и, в случае, если экзогенное воздействие управляемо, адаптировать это воздействие под состояние пациента. Но управление взаимодействием системы с внешней средой невозможно без измерения, либо состояния среды, либо состояния ЖС. Если вопрос с измерением параметров состояния среды решаем, то изменение состояния ЖС, определяемое скрытыми или не наблюдаемыми факторами, вызывает ряд вопросов, связанных с понятием латентной переменной.

При определении АП необходимо определить пространство маркеров ФС, на основе которых будут строиться обучающие выборки для классификатора АП. К таким маркерам относят клинические и биологические показатели, по которым эксперт может отнести пациента к соответствующему кластеру АП. Используя эти маркеры для экспертной оценки ФС органов и систем ЖС получают соответствующий дата сет для реализации систем МО классификаторов АП ЖС.

Для контроля текущего ФС такие маркеры непригодны, поэтому в качестве дескрипторов текущего ФС используются параметры модели АП, которые

строятся на основе оперативных и консервативных показателей, характеризующих медико-биологический статус пациента [41]. Среди оперативных показателей медико-биологического статуса выбор невелик. Это частота пульса, показатели артериального давления (АД) и эндодермальный ответ. К этим показателям также могут быть отнесены физические характеристики биоактивных точек (БАТ), к которым относят их электрические и тепловые показатели [56, 76]. Если маркеры не могут изменять своих значений на апертуре сеанса реабилитации, то их относят к консервативным.

Однако оперативные показатели неоднозначно и нелинейно характеризуют АП человека, поэтому в [5], как наиболее эффективные, предложено использовать относительные показатели, учитывающие иерархию биоритмов человека – отношение частоты пульса к частоте дыхания, частоты пульса к частоте волн III порядка и т.п.

Если в качестве маркера используются показатели анализа крови, то для синтеза решающего правила отнесения этих показателей к кластеру АП используют функцию взвешенного эвклидова расстояния до центра кластера в n -мерном пространстве показателей крови или любая другая функция [2]. При этом необходимо учитывать консерватизм этого показателя путем учета запаздывания между экзогенным фактором и реакцией состава крови на него.

Структурная схема получения данных от одного биообъекта (пациента) из экспериментальной выборки приведена на рисунке 1.3. Посредством блока классификации (блока экспертной оценки) состояния здоровья пациента собираются необходимые данные для отнесения его к тому или другому кластеру. Эти данные на схеме рисунка 1.3 представлены маркерами 1, 2, ... n . Параллельно вычисляются дескрипторы по оперативным показателям в блоке вычисления дескрипторов, определенному по реакции ЖС на тестовое воздействие.

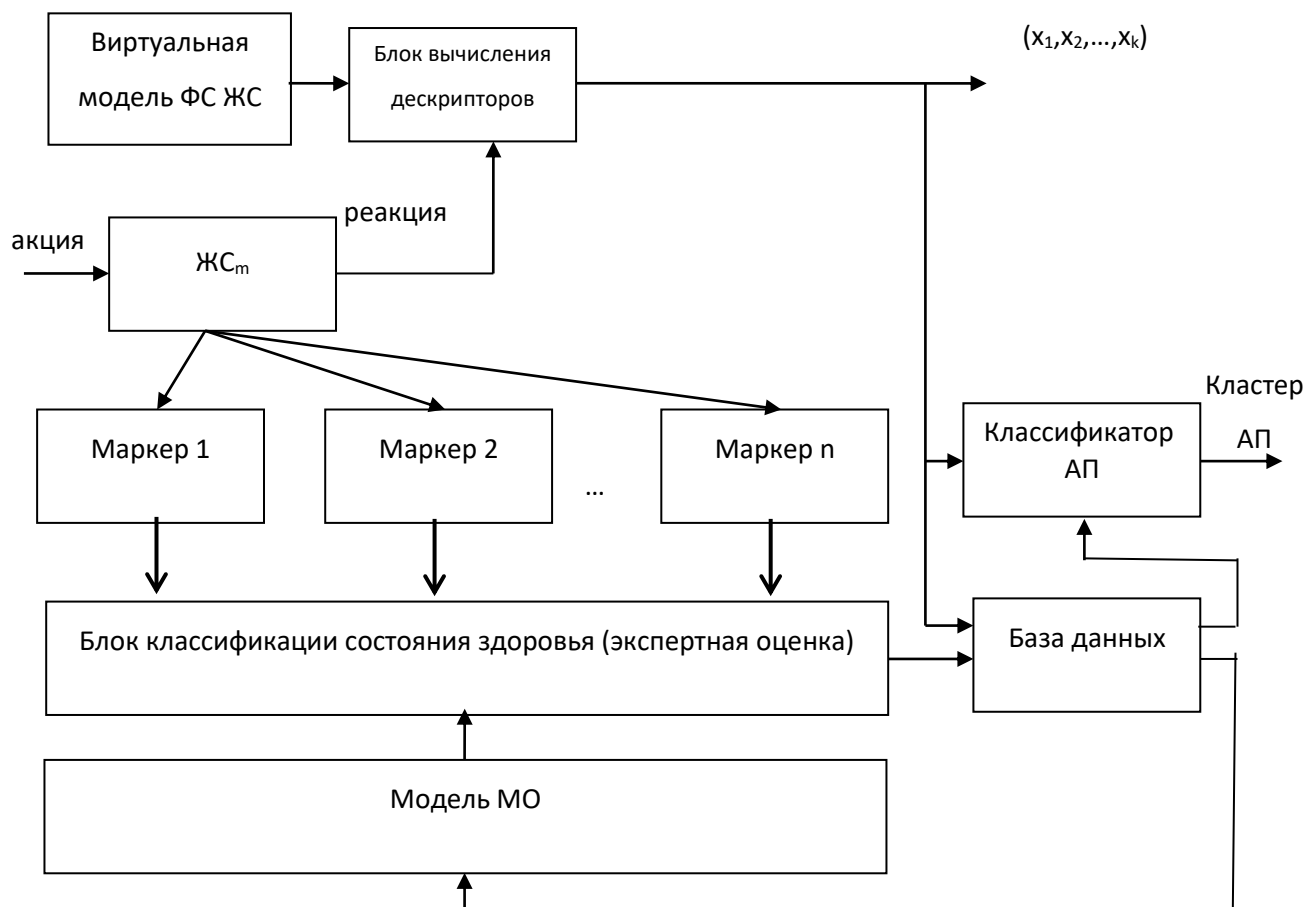


Рисунок 1.3 - Структурная схема получения данных от одного пациента для обучения классификатора адаптационного потенциала на основе модели машинного обучения

Для вычисления дескрипторов используется виртуальная модель ФС ЖС, в качестве которой может быть использована импедансная модель. Сущность такой виртуальной модели состоит в том, что «реакция» ЖС на экзогенный фактор рассматривается как переходная характеристика, то есть в качестве «акции» должна использоваться функция Хэвисайда. В этом случае виртуальная модель ФС ЖС представляется в виде пассивного четырехполюсника, который, в свою очередь, может быть представлен моделью Войта с последующим формированием дата сет по ее параметрам [39, 40, 41].

В [41] представлен классификатор АП с древовидной структурой. В качестве «ветвей» классификатора использовались «слабые» классификаторы, построенные на основе дескрипторов, формируемых из сырых данных соответствующей фазы трехфазного эксперимента, по результатам которого строится модель ФС ЖС. В качестве «листьев» в «ветвях» классификатора использовались гибридные «слабые» классификаторы. В их структуру между входным вектором и входами обучаемых классификаторов включены байесовские нормализаторы, что позволяет при синтезе классификатора использовать как экспертные, так и статистические данные, что повышает показатели качества классификации АП. Такие классификационные модели АП могут быть использованы в контурах биотехнических и биологических обратных связей для персонализированного контроля и управления процессами терапии и реабилитации.

1.3 Оценка эффективности методов оценки мышечной усталости

Мышечная усталость (МУ) описывается как неспособность мышц поддерживать постоянную нагрузку. Можно определить МУ, основываясь на изменениях электромиографических сигналов от пораженной мышцы. На сегодняшний день известны различные методы [101] расчета показателей утомления на основе электромиографических записей. Для оценки МУ используют различные методы и устройства, позволяющие нагрузить мышцы тарированной тестовой нагрузкой. Один из примеров реализации одного из методов показан на рисунке 1.4 [105].

Чтобы приложить тестовое усилие, каждого испытуемого просят потянуть за веревку, прикрепленную к его запястью. Испытуемый сидит прямо. Локоть находится на плоской опоре перед испытуемым. Благодаря конструкции блока и шкива, перенаправляющей силу тяжести груза, было гарантировано, что

испытуемые тянут его с постоянной силой. Электроды 3 и 7 (рисунок 1.4 б) располагаются над самой толстой точкой бицепса, тогда как электроды 1 и 5 располагались на дистальном конце плеча.

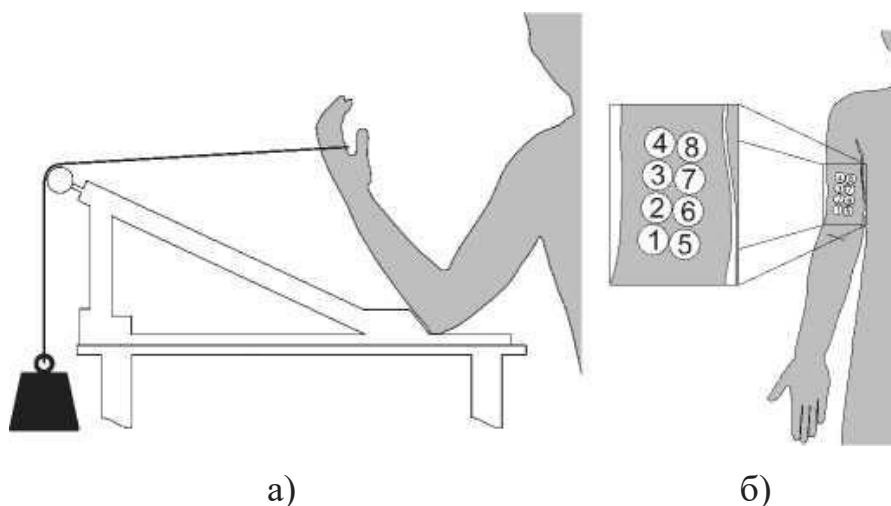


Рисунок 1.4 - Схема эксперимента по определению мышечной усталости: конструкция блока и шкива (а); расположение электродов на бицепсе испытуемого (б) [105]

Используемые алгоритмы оценки МУ можно разделить на два основных класса. Первый класс состоит из классических частотных алгоритмов, которые количественно оценивают изменения в спектре. К этому классу относятся классическая средняя частота (MNF), а также отношение спектральных моментов (SMR) [88] и методы, основанные на вейвлетах [97].

Второй класс состоит из алгоритмов обнаружения усталости, которые учитывают другие нелинейные компоненты, такие как повторяющиеся структуры или фрактальные измерения сигнала. К этому классу относятся рекуррентный количественный анализ (RQA) [118] и методы, основанные на энтропии, такие как выборочная энтропия (SampEn) [114] и нечеткая приближенная энтропия (fApEn) [120].

Алгоритмы расчета усталости на основе частотных методов основаны на оценке спектральной плотности мощности (PSD) по эпохам. PSD была рассчитана методом Уэлча с $k=15$ подсегментами и 50%. В оригинальном исследовании Piper

[85] было отмечено, что доминирующие частоты в спектре мощности ЭМГ смещаются в сторону более низких частот при продолжающейся физической нагрузке и развитии усталости. При нарастающем утомлении частотный состав, по-видимому, подвергается постоянному сжатию в сторону более низких частот. Линдстром и его коллеги [103] связали спектральные изменения в записях ЭМГ при нарастающем мышечном утомлении со снижением скорости проводимости мышечных волокон. В 1977 году Линдстром и Магнуссон [104] постулировали числовой индекс усталости, чтобы обозначить прогресс мышцы под нагрузкой до состояния, когда она больше не в состоянии прилагать требуемое усилие.

Алгоритм определения SMR был описан Димитровым и др. как новый спектральный индекс. Они предложили использовать обратную величину частоты в качестве весовой функции для низкочастотного диапазона. Весовой функцией для высокочастотного диапазона была частота в квадрате, кубе или в четвертой или пятой степени. Поскольку этот алгоритм производит изменения на несколько порядков, для получения сопоставимых значений в оценке использовался натуральный логарифм [89].

Другими усовершенствованными алгоритмами обнаружения усталости, которые количественно определяют частотную компрессию, являются методы, основанные на вейвлетах, описанные в [97]. Они основаны на спектральной оценке с помощью стационарного вейвлет-преобразования (SWT) вместо оценки PSD.

Количественный анализ повторяемости (RQA) - это нелинейный метод, описанный Уэббером и др. [85, 118], который пытается количественно оценить повторяющиеся паттерны в сигнале. Алгоритм работает в два этапа. На первом этапе строится матрица расстояний. Второй этап состоит из различных методов оценки нормализованной и двоичной версии матрицы расстояний. Для построения матрицы расстояний векторы длины D (размерность встраивания), содержащие значения, разнесенные на время задержки $A=5$, выводятся из рассматриваемой эпохи временного сигнала. Как было предложено Клэнси и др. [85], была использована размерность вложения $D=15$. Матрица расстояний была

нормализована по ее среднему значению. Применение порогового значения ($r = 0,75$) позволило получить двоичную карту повторяемости, содержащую только нули и единицы.

Для оценки карты повторяемости использовался метод %DET. %DET - это отношение единиц, которые образуют соединенные диагонали, по крайней мере, определенной длины цепочки, к сумме всех единиц в матрице. Была выбрана оптимальная длина цепочки, равная $cl = 5$ [118].

В своем исследовании Webber и соавторы [118] обнаружили, что увеличение значения RQA %DET при выполнении утомительных задач хорошо согласуется с более длительной временной синхронизацией ДЕ. Таким образом, они связали изменение %DET с тем фактом, что двигательные единицы, скорее всего, активируются синхронно в утомленных мышцах.

Оценка энтропии - это еще один нелинейный метод, который было предложено использовать для определения усталости. SampEn, как сообщают Ричман и Мурман [114], является одним из возможных методов расчета энтропии временного ряда. Для целей определения усталости в [120] предложен алгоритм, получивший название fuzzy approximate entropy (fApEn).

В [114] энтропию выборки определяют как отрицательный натуральный логарифм условной вероятности того, что две последовательности из эпохи, сходные в m точках, останутся сходными в следующей точке. Перед поиском похожих последовательностей каждая эпоха была нормализована к нулевому среднему значению и стандартному отклонению, равному единице. Длина выделенных векторов составила $m=2$, а порог $r=0,3$ оказался удовлетворительным. Энтропия выборки была рассчитана с использованием кода из PhysioNet [94].

В отличие от энтропии выборки, нечеткая приближенная энтропия также рассматривает две последовательности как сходные, если они отличаются произвольным постоянным смещением. Кроме того, вместо бинарного решения по пороговому значению r о том, остаются ли две последовательности похожими или нет, нечеткая приближенная энтропия S вычисляет нечеткую функцию

$$u(D, r) = \exp(-rS) \quad (1.1)$$

для получения степени сходства. Нечеткая приближительная энтропия была рассчитана с использованием длины вектора $m = 2$ и порогового значения $r = 0,6$.

Результаты оценки МУ различаются при различных методах оценки. Этот факт показывает, что не существует единого наилучшего алгоритма обнаружения усталости. Результаты различных версий алгоритма средней частоты по сравнению с нечеткой приближенной энтропией показывают, что выбор наилучших параметров может иметь большее влияние, чем выбор алгоритма. В целом, соотношение спектральных моментов, по крайней мере, демонстрирует небольшую тенденцию к тому, чтобы превзойти все остальные алгоритмы [101].

Нужно отметить, что в экспериментах с участием живых объектов, результат сильно зависит от личных ощущений испытуемых. Это относится к определению максимального произвольного сокращения, а также к принятию решения о том, сбрасывает ли субъект вес из-за усталости. На качество классификационных моделей также оказывают значительное влияние размеры выборок, высокая внутри выборочная вариативность пола, возраста и веса.

Кроме того, существуют и другие проблемы, которые могут повлиять на качество данных. К испытуемым, как правило, не предъявляют никаких других требований, кроме того, что они должны удерживать вес и должна быть задействована только одна рука (с согнутым локтем примерно на 90°), что локоть должен касаться стола и что они должны сидеть. Субъект при этом сам выбирает, как именно ему быть сидя или как именно держать вес рукой. Эти факты приводят к некоторой вариативности в данных, которая, вероятно, также имеет место в случае обнаружения усталости в более «естественной» среде, такой как тренажерный зал или физиотерапевтическая практика. Жесткая изометрия сжатия трудно контролируема, что предполагает учет только субъективной усталости.

1.4 Обзор современных моделей биотехнических систем с виртуальной реальностью для реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья

Современные технологии VR предлагают новые возможности для реабилитации ЛОВЗ. БТС, интегрирующие VR, предоставляют инновационные методы восстановления физических и когнитивных функций. Рассмотрим современные модели таких систем, их архитектура, функциональные возможности и эффективность в реабилитации.

В области использования VR БТС реабилитационного типа можем выделить следующие основные направления.

1. Физическая реабилитация: включает восстановление ДФ после травм или заболеваний, таких как инсульт или травмы позвоночника. VR позволяет создавать контролируемые среды для выполнения упражнений, стимулируя мотивацию и улучшая результаты.

2. Когнитивная реабилитация: направлена на восстановление когнитивных функций, таких как память, внимание и исполнительные функции. VR-системы могут симулировать различные сценарии, требующие когнитивной активности, что способствует их восстановлению.

3. Социальная реабилитация: включает улучшение социальных навыков и адаптацию к общественной жизни. VR позволяет моделировать социальные взаимодействия и обучать пациентов в безопасной и контролируемой среде [44].

Современные БТС с VR для реабилитации состоят из нескольких ключевых компонентов:

1. Аппаратная часть:
 - VR-гарнитуры (например, Oculus Rift, HTC Vive): обеспечивают иммерсивное погружение в виртуальную среду.
 - Трекеры движения (например, Kinect, Leap Motion): отслеживают

движения пациента и позволяют взаимодействовать с виртуальной средой.

- Биометрические датчики: измеряют физиологические параметры (например, частоту сердечных сокращений, ЭМГ) для мониторинга состояния пациента.

2. Программная часть:

- VR-приложения: специализированные программные продукты, разработанные для различных типов реабилитации (например, виртуальные тренажеры для восстановления двигательных навыков).

- Аналитические системы: обрабатывают данные с датчиков и предоставляют обратную связь как пациенту, так и врачу [48].

В качестве примера модели БТС с VR рассмотрим ПАК, фотография которого представлена на рисунке 1.5 [63].



Рисунок 1.5 – Фотография программно-аппаратного комплекса с виртуальной реальностью

БТС работает следующим образом:

- Пользователь надевает VR-гарнитуру, которая отображает 3D-

картинку, создавая эффект присутствия в виртуальном мире.

- Датчики отслеживают движения головы и тела, передавая данные в систему, что позволяет изменять угол обзора и положение в виртуальном пространстве.

- Контроллеры позволяют взаимодействовать с объектами в виртуальной среде, например, хватать или перемещать предметы.

- Программное обеспечение (ПО) обрабатывает все данные в реальном времени, обеспечивая интерактивность и реалистичность.

Комплекс создает эффект полного погружения пользователя в VR, позволяя ему взаимодействовать с ней естественным образом.

Достоинства такого подхода:

- Погружение: обеспечивает высокий уровень погружения в виртуальный мир, что улучшает показатели качества реабилитации

- Интерактивность: позволяет взаимодействовать с виртуальными объектами, что делает использование более увлекательным и информативным.

- Обучение и симуляции: идеален для образовательных целей, позволяя проводить тренировки и симуляции в безопасной среде.

- Развлечение: широкий выбор игр и приложений, что делает его привлекательным для пользователей всех возрастов.

- Технологические инновации: постоянное развитие технологий улучшает качество графики и взаимодействия.

Недостатки:

- Стоимость: высокая цена оборудования и ПО может быть недоступной для многих пользователей.

- Необходимость пространства: требует достаточного пространства для безопасного использования, что может быть проблемой в маленьких помещениях.

- Физический дискомфорт: долгое использование может вызывать утомление, головокружение или другие физические недомогания.

- Технические проблемы: возможны сбои в работе оборудования или ПО, что может негативно сказаться на опыте пользователя.

- Ограниченный контент: несмотря на растущее количество приложений, некоторые пользователи могут столкнуться с недостатком интересного контента [37].

БТС для реабилитации, анализа движений и цифровой постурографии пациента с БОС представлен на рисунке 1.6 [77]. Комплекс оснащен различными сенсорами (акселерометры, гироскопы, камеры и т.д.), которые фиксируют движения пациента и его положение в пространстве. Датчики могут отслеживать такие параметры, как углы суставов, скорость и амплитуда движений, а также равновесие и осанку. Собранные данные обрабатываются с помощью специального ПО, которое анализирует движения пациента и выявляет отклонения от нормы.



Рисунок 1.6 – Биотехническая система для реабилитации с биологической обратной связью

На основе анализа данных формируется отчет о состоянии пациента, включая выявленные проблемы и рекомендации по коррекции, и создаются индивидуальные программы реабилитации, которые учитывают особенности

состояния пациента. Во время выполнения упражнений пациент получает визуальные или аудиосигналы, которые помогают ему осознавать свои движения и корректировать их в реальном времени.

Комплекс позволяет отслеживать динамику состояния пациента на протяжении всего курса реабилитации. В зависимости от результатов мониторинга программа может быть скорректирована для достижения оптимальных результатов. Система проводит анализ позы пациента, выявляя нарушения и предлагая способы их коррекции. Результаты анализа могут быть представлены в виде графиков или 3D-моделей, что упрощает понимание пациентом своих проблем.

Достоинства БТС:

- Программы реабилитации разрабатываются с учетом уникальных потребностей каждого пациента.
- Использование высокоточных сенсоров позволяет получать детальные данные о движениях и осанке, что способствует более точной диагностике.
- Пациенты получают мгновенную обратную связь о своих движениях, что помогает им лучше осознавать и корректировать свои действия.
- Интерактивные элементы и визуализация прогресса могут повышать мотивацию пациентов и делать процесс реабилитации более увлекательным.
- Возможность отслеживать изменения в состоянии пациента на протяжении курса реабилитации позволяет своевременно корректировать программы.
- Научно обоснованные методы и технологии могут способствовать более быстрому восстановлению и улучшению функциональности.

Недостатки:

- Высокая стоимость оборудования и ПО может быть препятствием для его внедрения в клиниках или индивидуальном использовании.
- Требуется обучение медицинского персонала для эффективного использования технологий, что может занять время и ресурсы.
- Полная зависимость от оборудования может привести к проблемам в случае его неисправности или сбоя в работе.

- Некоторые пациенты могут испытывать стресс или дискомфорт от использования технологий или наблюдения за своими движениями.

- Не все пациенты могут использовать комплекс (например, с тяжелыми физическими ограничениями или когнитивными нарушениями).

- Технологии быстро развиваются, и оборудование может требовать регулярного обновления, что увеличивает затраты [48].

Результаты сравнения комплексов аппаратно-программной VR для реабилитации пациентов с ограничениями объема двигательных и когнитивных функций, таких как VRHealth и RehabVR, представлено в таблице 1.1 [48].

Таблица 1.1 - Сравнение комплексов аппаратно-программной виртуальной реальности для реабилитации пациентов с ограничениями объема двигательных и когнитивных функций, таких как VRHealth и RehabVR

Критерии	VRHealth	RehabVR
1	2	3
Технологические возможности	VRHealth интегрирует передовые технологии VR, используя оборудование, совместимое с популярными VR-платформами, такими как Oculus и HTC Vive. Программное обеспечение обновляется, чтобы обеспечить совместимость с новыми устройствами.	RehabVR также использует современные VR-технологии и совместимо с различными VR-устройствами. Делает акцент на использовании датчиков движения для более точного отслеживания активности пользователя.
Подходы к реабилитации	Фокусируется на индивидуализированных планах лечения, основанных на данных, полученных в процессе использования. Ориентировано на восстановление двигательных функций с использованием специализированных упражнений и сценариев, так и на когнитивную реабилитацию.	Ориентировано на восстановление двигательных функций с использованием специализированных упражнений и сценариев. Включает когнитивные тренировки, но основной акцент делается на физическую реабилитацию.

Продолжение таблицы 1.1

1	2	3
Пользовательский опыт	Дружественный интерфейс, который упрощает процесс обучения и использования как для пациентов, так и для медицинского персонала. Включает элементы геймификации, чтобы сделать процесс реабилитации более увлекательным и мотивирующим.	Интуитивно понятный интерфейс, который позволяет быстро начать работу с системой. Менее акцентируется на геймификации, но предлагает реалистичные сценарии, которые стимулируют пациента.
Поддержка и интеграция	Активная поддержка пользователей и регулярные обновления программного обеспечения. Возможность интеграции с медицинскими системами для отслеживания прогресса и обмена данными.	Поддержка пользователей и возможность настройки программного обеспечения под нужды конкретного учреждения. Интеграция с системами управления данными пациентов для более эффективного мониторинга и анализа.

По результатам сравнения можно сказать, что обе марки представляют собой мощные инструменты для реабилитации, однако они различаются в подходах и акцентах. VRHealth может быть более подходящим для тех, кто ищет комплексное решение с сильной геймификацией и адаптацией под индивидуальные нужды. В то время как RehabVR может быть предпочтительным для учреждений, которые нуждаются в специализированных решениях для двигательной реабилитации с акцентом на реалистичные сценарии. Выбор между ними будет зависеть от конкретных потребностей пациентов и возможностей медицинского учреждения.

Сравнение комплексов для реабилитации, анализа движений и цифровой постурографии пациента с БОС, таких как Biosway и GaitRite, представлено в таблице 1.2 [48].

Таблица 1.2 – Сравнение комплексов для реабилитации, анализа движений и цифровой постурографии пациента с биологической обратной связью (БОС), таких как Biosway и GaitRite.

Критерии	Biosway	GaitRite
1	2	3
Назначение	Biosway чаще всего используется для оценки баланса и постуральной стабильности. Это устройство обычно применяется в клиниках для диагностики и реабилитации пациентов с нарушениями равновесия.	GaitRite специализируется на анализе походки и движений. Это система, которая используется для детальной оценки параметров походки в динамике.
Функциональность	Оценка постурального контроля с помощью тестов, таких как тесты на устойчивость и адаптацию. Возможность проведения тестов с закрытыми глазами или на нестабильной поверхности. Использование биологической обратной связи для улучшения результатов терапии.	Измерение пространственно-временных параметров походки, таких как длина шага, скорость, ритм и симметрия. Возможность детального анализа паттернов походки и выявления аномалий. Система может применяться для оценки эффективности реабилитационных программ.
Преимущества	Простота в использовании и настройке. Подходит для широкого круга пациентов, включая пожилых людей и пациентов после травм. Компактность и портативность системы.	Высокая точность в измерении параметров походки. Полезность в диагностике и мониторинге прогресса у пациентов с нарушениями походки. Широкое применение в научных исследованиях и клинической практике.
Ограничения	Основное внимание уделяется постурографии и равновесию, что может ограничивать использование в более комплексных анализах движений.	Требует больше места для установки и проведения тестов. Может быть сложнее в настройке и эксплуатации по сравнению с более компактными системами.

Таким образом, выбор между Biosway и GaitRite зависит от конкретных целей и задач. Если основное внимание уделяется анализу равновесия и постуральной стабильности, Biosway может быть более подходящим выбором.

Если же требуется детальный анализ походки, включая измерение различных параметров движения, GaitRite будет более эффективным инструментом. Важно учитывать также бюджет, доступное пространство и специфические потребности пациентов при выборе системы.

Современные модели БТС с VR демонстрируют значительный потенциал в реабилитации ЛОВЗ. Они предоставляют инновационные методы остановления, улучшая качество жизни пациентов. Однако для широкого внедрения этих технологий необходимо преодолеть существующие технические и экономические барьеры. Дальнейшие исследования и разработки в этой области будут способствовать созданию более доступных и эффективных решений для реабилитации.

Использование VR в реабилитации после инсульта предоставляет нам новый инструмент, способный значительно улучшить результаты лечения. От физической реабилитации до восстановления когнитивных функций, VR-технологии демонстрируют потрясающие успехи в улучшении качества жизни пациентов после инсульта. Упражнения с помощью VR могут стимулировать формирование новых нейронных связей, что помогает восстанавливать функции поврежденной зоны головного мозга. Чем больше нейронных связей, тем выше функциональность головного мозга. Чтобы сформировать новые нейронные связи, нужна постоянная тренировка для мозга [6]. Для достижения наибольшей эффективности важно, чтобы сеансы терапии проходили при участии опытных инструкторов лечебной физической культуры (ЛФК) и клинических психологов.

Современные технологии стремительно развиваются, и на этом фоне БТС с использованием VR открывают новые направления в области медицины и реабилитации. В особенности, такие системы представляют огромный потенциал для помощи ЛОВЗ. БТС с VR представляют собой интеграцию биомедицинских технологий с компьютерными системами, создающими интерактивные виртуальные среды. Эти системы включают в себя сенсоры, ИМК, ПО для моделирования и управления виртуальными средами, а также средства обратной связи. Основная цель таких систем – улучшение качества жизни пользователей

путем создания адаптивных и персонализированных реабилитационных программ [7, 12].

Основные компоненты БТС с VR включают:

1. Сенсоры и интерфейсы: эти устройства собирают данные о физиологических параметрах пользователя, таких как частота сердечных сокращений (ЧСС), мышечная активность и мозговая активность. Примеры таких сенсоров включают ЭМГ датчики и ЭЭГ устройства.

2. ПО для моделирования VR: это ПО создает и управляет виртуальными средами, которые могут адаптироваться к потребностям пользователя. Оно включает в себя алгоритмы МО и искусственного интеллекта (ИИ) для анализа данных и адаптации реабилитационных программ.

3. Средства обратной связи: эти устройства предоставляют пользователю информацию о его действиях и прогрессе в реальном времени. Обратная связь может быть визуальной, аудиальной или тактильной [22].

БТС с VR имеют широкий спектр применения в реабилитации ЛОВЗ. Основные направления включают:

- Физическая реабилитация: VR-технологии позволяют создавать интерактивные упражнения, которые мотивируют пользователей и помогают улучшить их физическое состояние. Например, пациенты с нарушениями опорно-двигательного аппарата могут выполнять упражнения в виртуальной среде, что способствует восстановлению ДФ.

- Когнитивная реабилитация: VR может использоваться для тренировки когнитивных функций, таких как память, внимание и решение проблем. Это особенно актуально для пациентов с нейродегенеративными заболеваниями или после инсульта.

- Психологическая поддержка: виртуальные среды могут использоваться для создания расслабляющих и мотивирующих сценариев, которые помогают снизить уровень стресса и улучшить психологическое состояние пациентов [27].

К основным достоинствам реабилитации с использованием VR можем отнести:

- Индивидуализация терапии: VR позволяет создавать адаптивные программы, которые учитывают индивидуальные потребности и возможности каждого пациента.

- Мотивация и вовлеченность: интерактивные и игровые элементы VR могут значительно повысить мотивацию пациентов к выполнению реабилитационных упражнений.

- Безопасность: виртуальные среды позволяют проводить реабилитацию в контролируемых условиях, снижая риск травм.

К основным сложностям в БТС реабилитации с VR относятся:

- Технические ограничения: высокие требования к аппаратному обеспечению и ПО могут ограничивать доступность таких систем.

- Необходимость дополнительного обучения: медицинский персонал и пациенты могут нуждаться в обучении для эффективного использования БТС с VR.

- Этические и правовые вопросы: вопросы конфиденциальности данных и безопасности использования VR требуют тщательного рассмотрения и регулирования [7].

В настоящее время VR нашла применения в следующих видах реабилитации.

1. Виртуальные тренажеры для восстановления моторики, в которых VR используется для создания интерактивных тренажеров, которые помогают ЛОВЗ восстанавливать моторные навыки. Пациенты могут выполнять нарисованные в виртуальной среде задачи, такие как захват объектов или перемещение по пространству, что способствует развитию координации и силы.

2. VR может использоваться для обучения основным жизненным навыкам, таким как приготовление пищи, управление бюджетом или использование общественного транспорта. Это особенно полезно для людей с умственными нарушениями или после травм, так как позволяет безопасно повторять и отрабатывать нужные действия [12].

3. Для людей с психологическими расстройствами или теми, кто

испытывает хроническую боль, VR может предложить методики релаксации и снятия стресса. Спокойные виртуальные пейзажи и руководимые медитации могут помочь улучшить психоэмоциональное состояние и снизить уровень тревожности [7, 14].

Будущее БТС с VR для реабилитации связано с несколькими ключевыми направлениями развития:

1. Улучшение сенсорной обратной связи:

Важным аспектом является разработка более точных и реалистичных систем сенсорной обратной связи. Это может включать тактильные и кинестетические ощущения, которые помогут пациентам лучше ориентироваться в виртуальном пространстве и выполнять упражнения с большей точностью [28].

2. Искусственный интеллект и машинное обучение:

Интеграция ИИ и МО позволит создавать более адаптивные и персонализированные реабилитационные программы. ИИ может анализировать данные о прогрессе пациента и автоматически корректировать упражнения для достижения наилучших результатов.

3. Телереабилитация:

VR открывает новые возможности для удаленной реабилитации. Пациенты смогут проходить реабилитационные сеансы в домашних условиях под дистанционным наблюдением специалистов, что особенно актуально в условиях пандемий и ограничений на передвижение.

4. Социальная интеграция и психотерапия:

VR может использоваться не только для физической реабилитации, но и для психотерапевтической помощи. Виртуальные среды могут быть разработаны для снижения тревожности, улучшения настроения и социальной интеграции лиц с ограниченными возможностями [27].

Эффективность VR в реабилитации была доказана в процессе выполнения реабилитационных процедур, в которых имелась возможность предоставления пациентам интерактивных и адаптивных сред, которые способствуют улучшению моторных и когнитивных функций у лиц с ограниченными возможностями.

Современные БТС, включающие VR, могут быть успешно интегрированы с различными медицинскими и реабилитационными устройствами, что позволяет проводить более точную диагностику и мониторинг состояния пациентов.

Использование VR позволяет создавать индивидуализированные реабилитационные программы, которые учитывают уникальные потребности и возможности каждого пациента, что значительно повышает эффективность лечения. VR способствует улучшению психологического состояния пациентов, снижая уровень стресса и тревожности, что является важным фактором в процессе реабилитации. Постоянное совершенствование технологий VR и БТС открывает новые возможности для их применения в медицине, делая реабилитационные процессы более доступными и эффективными.

Перспективы дальнейших исследований в области БТС с VR для реабилитации ЛОВЗ включают следующие направления:

1. Разработка новых интерфейсов и устройств: исследования в области создания новых интерфейсов и устройств, которые могут повысить точность и удобство использования VR в реабилитации, являются перспективным направлением. Это включает в себя разработку более чувствительных датчиков и улучшение обратной связи.

2. Клинические испытания и стандартизация: проведение масштабных клинических испытаний для оценки долгосрочной эффективности и безопасности использования VR в реабилитационных процессах. Также важно разработать стандарты и протоколы для использования этих технологий в медицинской практике.

3. Интеграция с ИИ: исследования в области интеграции VR с ИИ могут привести к созданию более «умных» и более адаптивных реабилитационных систем, которые смогут автоматически подстраиваться под состояние и прогресс пациента.

4. Социальные и экономические аспекты: изучение социальных и экономических аспектов применения VR в реабилитации, включая доступность технологий для различных слоев населения и оценку экономической

эффективности внедрения таких систем в здравоохранение.

5. Междисциплинарные исследования: взаимодействие с другими научными областями, такими как нейробиология, психология, инженерия и дизайн, позволит создавать более комплексные и эффективные реабилитационные решения.

БТС с VR представляют собой мощный инструмент для реабилитации лиц с ограниченными возможностями. Будущее этих технологий обещает быть еще более перспективным благодаря интеграции ИИ, улучшению сенсорной обратной связи и развитию телереабилитации. Однако для полного раскрытия потенциала этих систем необходимо продолжать междисциплинарные исследования, учитывать этические аспекты и работать над доступностью технологий для всех нуждающихся. Таким образом, БТС с VR представляют собой перспективное направление для улучшения качества жизни ЛОВЗ, и дальнейшие исследования в этой области будут способствовать развитию более эффективных и доступных технологий реабилитации.

1.5 Цели и задачи исследования

Проведенный анализ состояния исследований в области реабилитации ЛОВЗ с нарушениями ДФ, показал, что в настоящее время в реабилитации ДФ постинсультных больных используются БТС, в том числе и с VR. Однако в большинстве БТС, предназначенных для реабилитации пациентов и ЛОВЗ, отсутствуют средства персонификации, позволяющие формировать программу реабилитации с учетом текущего функционального состояния пациента, а также управлять экзогенными воздействиями на пациента с учетом его динамики функционального состояния. В связи с вышеизложенным, целью диссертационной работы является разработка биотехнической системы нейрофизиологической реабилитации, позволяющей повысить эффективность

реабилитации лиц с двигательными дисфункциями посредством персонификаций экзогенных воздействий и клипов виртуальной реальности.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Выполнить анализ методов и средств реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья в биотехнических системах с виртуальной реальностью и контролем экзогенных воздействий.

2. Разработать метод оценки мышечной усталости для биотехнических систем реабилитации нарушений двигательной активности.

3. Разработать метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонифицированного контента клипов виртуальной реальности.

4. Разработать биотехническую систему для реабилитации лиц с ограниченными возможностями двигательной активности, позволяющую формировать персонифицированные программы реабилитации и осуществлять их коррекцию в процессе процедуры реабилитации.

5. Провести экспериментальные исследования по оценке эффективности биотехнической системы персонифицированной реабилитации.

2 Методы и алгоритмы оценки мышечной усталости посредством анализа поверхностной электромиограммы

2.1 Сравнительный анализ основных алгоритмов определения мышечной усталости

МУ определяется как «неспособность поддерживать требуемую или ожидаемую силу». Это сложное явление, наблюдаемое в повседневной жизни, которое вызвало большой интерес в областях спорта, медицины, робототехники и эргономики. Для многих пациентов с нервно-мышечными нарушениями учет МУ имеет решающее значение при разработке эффективных программ реабилитации, а оценка МУ может предоставить важную информацию о функции скелетных мышц, а также необходимость ассистирующих моментов в промышленных и медицинских экзоскелетах.

В настоящее время в клинической практике МУ оценивается с помощью качественных рейтинговых шкал, таких как тест 6-минутной ходьбы (6MWT) [111], или с помощью субъективных опросников, назначаемых пациенту, например, Многомерный перечень усталости (MFI), Шкала тяжести усталости (FSS) и Визуальная аналоговая шкала (VAS) [108]. Затруднения в использовании этой и аналогичных шкал обусловлены значительным диапазоном величин мышечной силы между оценками в 4 и 5 баллов.

Поверхностная электромиография (sEMG) может использоваться для измерения электрической активности дыхательных мышц. Возможные применения sEMG охватывают пациентов, страдающих острой дыхательной недостаточностью, и пациентов, постоянно получающих искусственную вентиляцию легких в домашних условиях, а также применяется для оценки функции мышц, подбора вентиляционной поддержки и руководства лечением.

Электроды для sEMG подобны тем, которые используются для измерения электрокардиограммы (ЭКГ), позволяют проводить чрескожное измерение электрической активности дыхательных мышц. Этот подход облегчает неинвазивный мониторинг дыхательных мышц за пределами диафрагмы, включая парастернальные, грудино-ключично-сосцевидные, брюшные и чешуйчатые мышцы.

В БТС реабилитационного типа sEMG является неинвазивным и широко используемым методом оценки МУ [62]. Некоторые характеристики сигнала sEMG могут быть индикаторами МУ. Например, во время субмаксимальных задач МУ будет проявляться снижением скорости и частоты проводимости мышечных волокон и увеличением амплитуды сигнала sEMG [85]. Тенденция и скорость изменения будут зависеть от интенсивности задачи: как правило, амплитуда sEMG увеличивается во время субмаксимальных усилий и уменьшается во время максимальных усилий; кроме того, наблюдается значительно большее снижение частотного содержания сигнала во время максимальных усилий по сравнению с субмаксимальными [83]. Соответственно, спектральные (например, средняя частота) и амплитудные параметры, например, среднеквадратичное отклонение (RMS) sEMG могут использоваться для измерения МУ [96, 101], однако для правильной интерпретации необходимо указать контекст типа и интенсивности сокращения. Значительная проблема большинства существующих протоколов оценки МУ заключается в том, что они полагаются на количественную оценку максимальной потери произвольной силы, максимального произвольного сокращения мышц (MVC) [96, 101] или высокоутомительных динамических задач [111], которые невозможно надежно выполнить в клинической практике, особенно в случае, если пациенты дети.

В процессе двигательной активности задействуется ряд мышц, которые участвуют в выполняемом движении. Эти мышцы называют синергистами. Синергисты – это группа мышц, работающих однонаправленно. Мышечная синергия - это согласованная локальная и временная активность множества мышц, которые связаны друг с другом, чтобы поддерживать высокую

производительность выполнения тестового движения или технологической операции. Один из основополагающих принципов динамической системы - самоорганизация. Иными словами, когда система объединяет отдельные части управляющего процесса в целое, ее элементы совместно ведут себя упорядоченным образом. Эта система может достигать скоординированных действий без необходимости выдачи инструкций вышестоящим центром. В процессе нарастания МУ синхронность работы мышц-синергистов нарушается, и синергия падает. На этой основе предложен ряд технических решений для объективной оценки МУ по результатам анализа многоканальных sEMG.

Так сущность способа контроля МУ на основе анализа паттернов синергии [86] состоит в том, что на основе анализа sEMG, снятых с различных мышц - синергистов, поддерживающих выполнение одного и того же тестового движения, формировались дескрипторы для обучаемого классификатора, который дискриминировал МУ на три уровня. В обучающих выборках, формируемых на основе этих дескрипторов, выделялись три кластера усталости мышц в 15-ти минутном тестовом задании. Уровни усталости мышц определялись на основе экспериментальных исследований, которые фиксировали изменения паттернов sEMG во времени. Экспериментально было установлено, что паттерны sEMG мышц внезапно изменялись на девяностой и на шестисотой секунде выполнения тестовой мышечной нагрузки, что и являлось границами дискриминируемых кластеров.

Основным недостатком этого способа является то, что при формировании кластеров МУ используют временной подход, тогда как в реабилитационных БТС и в промышленных роботах необходимо формировать кластеры усталости по соотношению функциональных возможностей оператора или пациента и величине текущей мышечной нагрузки [58, 59, 61, 65].

Еще один способ, основанный на принципе синергетического мышечного взаимодействия, и который также может быть рассмотрен в качестве аналога, представлен в [8, 36]. Паттерны мышечной синергии в этом способе, в отличие от способа, описанного выше, формируются посредством образования в каждом

канале sEMG частотного и амплитудного подканалов и определения показателя корреляции сигналов в частотных подканалах всех каналов sEMG и показателя корреляции сигналов в амплитудных подканалах всех каналов sEMG. Классификация полученных паттернов синергии осуществляется блоком нечеткого логического вывода (БНЛВ), на основе результатов которой принимается решение по оценки МУ.

В двух каналах получаем показатели синхронности Z_1 и Z_2 , которые являются лингвистическими переменными и описываются тремя терминами паттернов синергии: L, M и H, что соответствует низкому, среднему и высокому уровням корреляции синергистов. Классификацией полученных показателей синхронности осуществляется посредством нечеткого логического вывода. При наличии трех термов и двух лингвистических переменных консеквенты в решающих правилах формируются посредством таблицы, строки и столбцы которой соответствуют используемым термам, а в ячейках таблицы записывается терм выходной лингвистической переменной Z , в частном случае, у которой тоже может быть три терма.

Структурная схема для реализации этого способа представлена на рисунке 2.1. Она включает два миоэлектронных устройства считывания (МЭУС) 1 и 2, по одному на каждый канал sEMG, и БНЛВ 3.

БНЛВ включает блок корреляционных детекторов (БКД) 4, блок фуззификаторов 5, на выходе которого формируются нечеткие логические переменные Z_1 и Z_2 , базу нечетких решающих правил 6 и дефуззификатор 7, на выходе которого формируется показатель оценки мышечной усталости Z .

БКД включает два умножителя 8 и 9 и два фильтра скользящего среднего (ФСС) 10 и 11. На выходе БКД формируются два паттерна сигналов синергии

$$y_1[t_n] = \frac{1}{N} \sum_{i=n}^{n+N-1} x_{a1}[t_i] \cdot x_{a2}[t_i], \quad (2.1)$$

$$y_2[t_n] = \frac{1}{N} \sum_{i=n}^{n+N-1} x_{a1}[t_i] \cdot x_{a2}[t_i], \quad (2.2)$$

где N - ширина окна ФСС 10 и 11, n – текущий отсчет времени, i - апостериорные отсчеты времени, $x_{a1}[t_i]$ и $x_{a2}[t_i]$ - цифровые сигналы с подканалов амплитудных детекторов МЭУС 1 и 2, $x_{c1}[t_i]$ и $x_{c2}[t_i]$ - цифровые сигналы с подканалов частотных детекторов МЭУС 1 и 2.

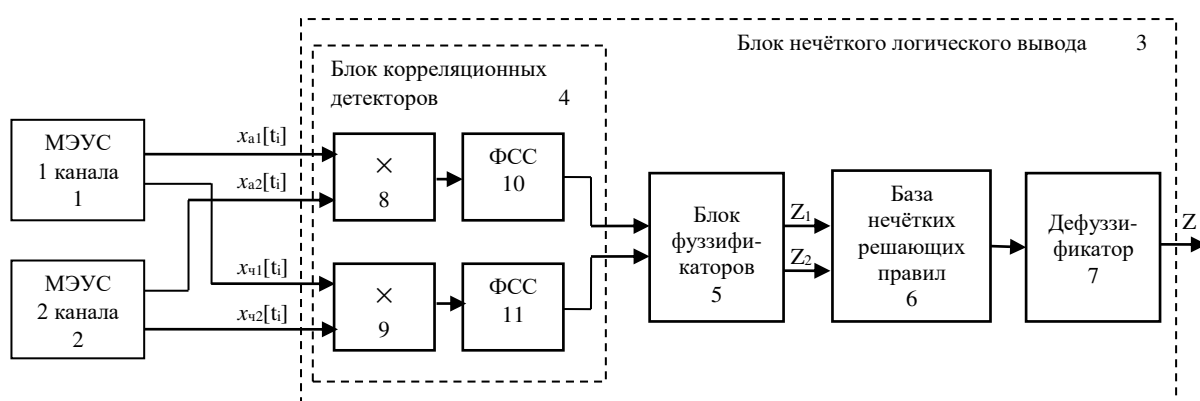


Рисунок 2.1 - Структурная схема устройства оценки мышечной усталости на основе двухканальной электромиограммы, получаемой с мышц-синергистов

Для формирования дескрипторов Z_1 и Z_2 , а также для формирования базы нечетких импликаций в процессе осуществления способа экспериментальным путем определяют соответствие между приложенной нагрузкой на мышцы синергисты и параметрами sEMG. Это позволит формировать функции принадлежности и нечеткие решающие правила для БНЛВ.

Основным недостатком данного способа является то, что в нем используется многоканальный анализ sEMG, тогда как в ряде задач диагностики и реабилитации требуется контролировать ФС конкретной мышцы.

В [117] описан способ классификации МУ, который основан на мониторинге эволюции показателей одноканальной sEMG. Реализация способа включает следующие процедуры:

1. Сбора данных (запись одноканальной sEMG с соответствующей мышцы).
2. Вычисление непрерывного вейвлет-преобразования (*CWT*) sEMG каждые 25 секунд. Расчет *CWT* каждые 25 секунд предлагается для удовлетворения минимальных требований к количеству данных, с которыми можно работать, и медицинских требований, которые защищают здоровье пациента.
3. Расчет общей энтропии вейвлета (*TWE*) для вейвлет-коэффициентов на каждом интервале. Определение *TWE* основано на принципе энтропии Шеннона, определяемой как

$$S_{wt} = -\sum [p_i \ln p_i], \quad (2.3)$$

где p_i - распределение вероятностей или относительная энергия вейвлета (*RWE*) в заданном масштабе:

$$RWE_i = \sum_k CWT_{i,k}^2, \quad (2.4)$$

где k – номер отсчета вейвлет-коэффициента на масштабе с номером i .

Для количественной оценки приращения энергии была выбрана общая (глобальная) энтропия вейвлетов (*TWE*), поскольку она показала лучшие результаты, чем другие классификаторы энергии вейвлета. *TWE* определяется как:

$$TWE = \frac{S_{wt}}{N}, \quad (2.5)$$

где N — максимальный масштаб, используемый в вейвлет-анализе.

4. Расчет процента роста *TWE* в интервалах по 25 секунд (по отношению к первым 25 секундам).
5. Уровни МУ определяются на основе процентного роста *TWE*: рост 1%-136% - первый уровень утомления, рост 137%-199% - второй уровень утомления,

рост 200%-280% третий уровень утомления, выше 281% - четвертый уровень утомления.

Этот способ был использован для биоуправления электростимуляцией мышц в БТС реабилитационного типа, например, электростимуляция должна быть остановлена на уровне мышечного утомления равного двум [117].

К недостаткам данного способа можно отнести отсутствие возможности адаптации шкалы МУ к индивидуальным физическим возможностям пациента или оператора, что, в частности, затрудняет формирование дата сет для систем МО по показателям sEMG, а также то, что в этом способе учитываются только эволюции вейвлетов либо только во времени, либо глобальная эволюция, то есть при построении дескрипторов не дифференцируется эволюция вейвлетов по частоте и по времени в соответствующих двадцати пяти секундных окнах.

2.2 Метод и алгоритмы оценки мышечной усталости

Технической задачей предлагаемого метода является снижение ошибки классификации уровней МУ посредством использования в качестве классификаторов моделей МО. Для оценки МУ используют sEMG с мышц, принимающих участие в тестовой функциональной пробе или технологической операции. Дискретизированный sEMG сегментируют на основе пороговой обработки и формируют временную последовательность сегментов sEMG. В процессе мониторинга МУ последовательно, в порядке поступления, определяют вейвлет-преобразование каждого сегмента для последующего исследования их энергетической эволюции и построения дескрипторов для классификатора МУ. Отличительной особенностью метода является стратификация МУ в текущий период функциональной пробы посредством исследования вейвлет-плоскости сегмента sEMG, соответствующего интервалу двигательной активности в текущем периоде функциональной пробы. На основе ее анализа формируют два

вектора дескрипторов, первый из которых определяется путем вычисления общей энтропия вейвлетов в строках (масштабах) вейвлет-плоскости, а второй определяется путем вычисления общей энтропия вейвлетов в столбцах вейвлет-плоскости, при этом во второй вектор дескрипторов включают только компоненты, которые превышают пороговое значение. Пороговое значение установлено таким образом, чтобы оно принимало максимальное значение порога, не приводящее к пропуску индексов внутри оставшейся последовательности компонентов вектора.

Для формирования обучающей выборки для обучения классификатора МУ из дата сет, полученного на основе вейвлет-анализа сегментов sEMG, для каждого пациента из экспериментальной группы определялась индивидуальная шкала МУ путем двухэтапного эксперимента с тестовой нагрузкой. На первом этапе определяется предельная МУ по показателю нагрузка-время, получаемому из предельной нагрузки, соответствующей индивидуальной шкале МУ для каждого пациента. На втором этапе, который осуществляется после выполнения первого этапа всеми пациентами экспериментальной группы, определяется среднее время достижения предельной МУ в экспериментальной группе, после чего устанавливается тестовая нагрузка для каждого пациента таким образом, чтобы МУ для каждого пациента достигла своего предельного значения за установленное среднее время.

Устройство для осуществления метода состоит из последовательно соединенных МЭУС 1, аналого-цифрового преобразователя (АЦП) 2, блока вычисления RMS 3, формирователя строба (ФСТ) 4, блока формирования сегмента (БФС) 5, блока вейвлет – преобразования сегмента (БВПС) 6, блока формирования дескрипторов (БФД) 7, и классификатора МУ 8. При этом блоки 2, 3, 4 и 5 выполнены на базе микроконтроллера 9, а блоки 6, 7 и 8 выполнены на базе ПЭВМ 10. Его структурная схема представлена на рисунке 2.2.

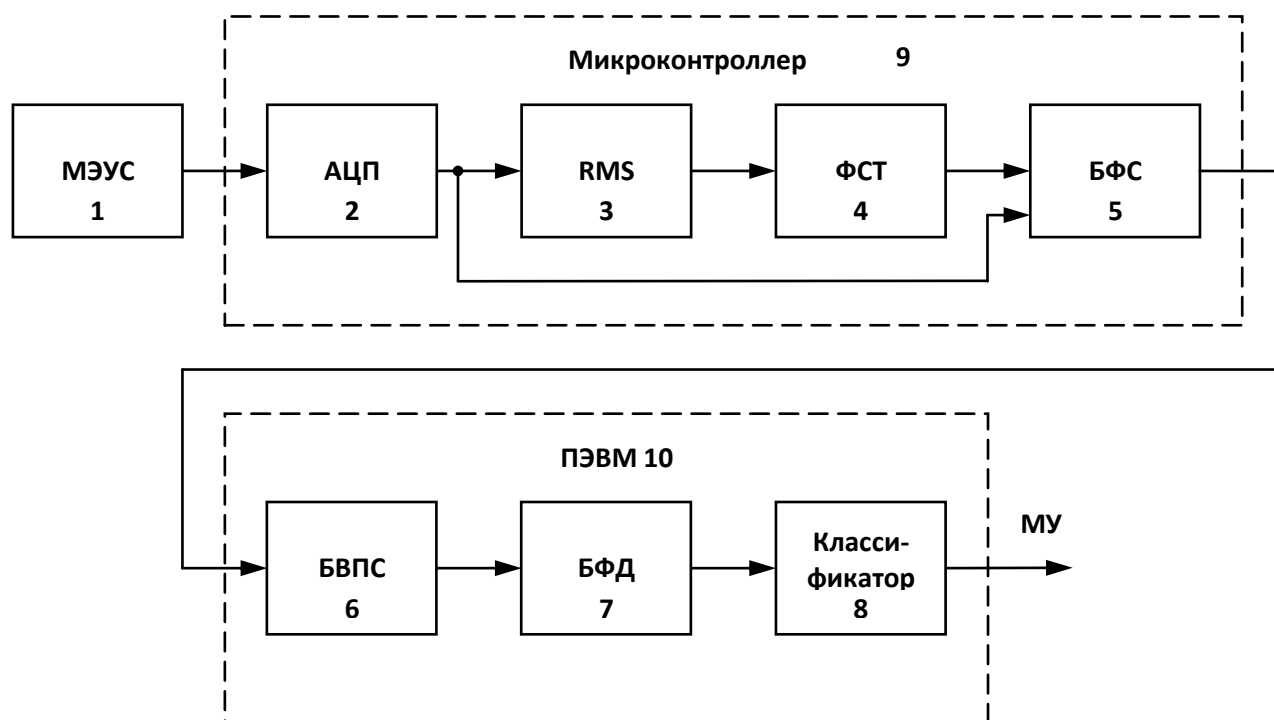


Рисунок 2.2 - Структурная схема устройства для оценки мышечной усталости

МЭУС рисунок 2.3 состоит из последовательно соединенных блока электродов 11, усилителя биопотенциалов 12 и полосно-пропускающего фильтра 13.

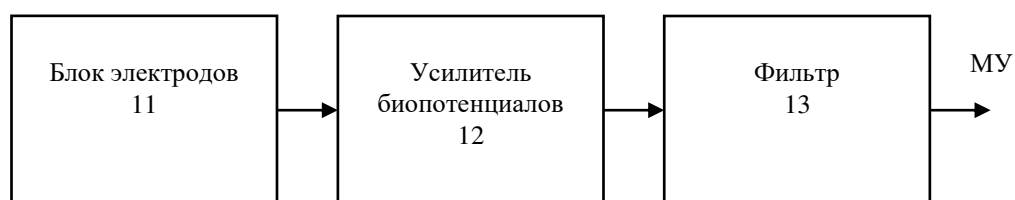


Рисунок 2.3 - Структурная схема миоэлектронного устройства считывания

Сущность предлагаемого метода заключается в получении вейвлет-преобразования сегмента sEMG, который во временном интервале соответствует двигательной активности исследуемой мышцы, с последующим получением дескрипторов для использования их в классификаторе МУ. На рисунке 2.4а показан сигнал sEMG мышцы, выполняющей периодическую тестовую нагрузку.

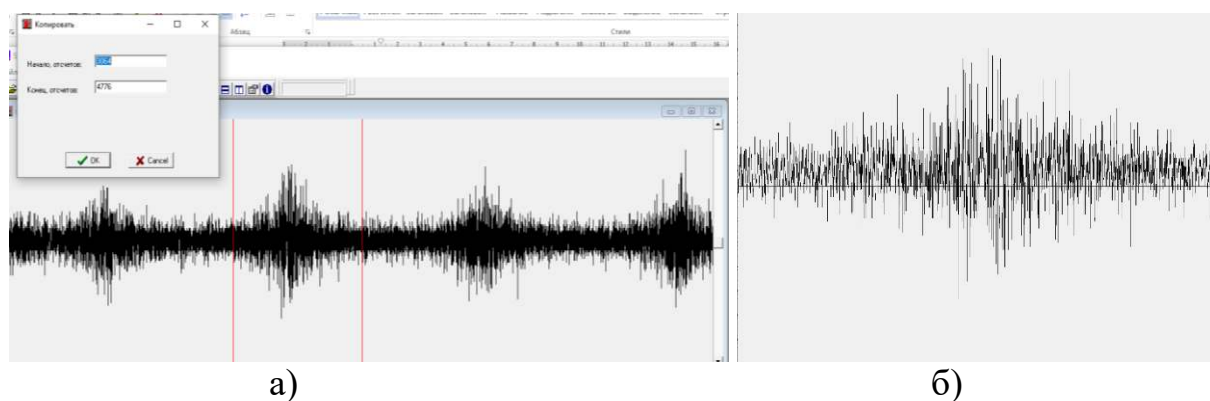


Рисунок 2.4 - Электромиосигнал при тестовой нагрузке (а) и его сегмент (б), на основе анализа которого формируются дескрипторы для классификатора мышечной усталости

Интервал двигательной активности выделен двумя вертикальными линиями красного цвета. Для формирования дескрипторов используем вейвлет-преобразование сегмента sEMG, эпюра которого представлена на рисунке 2.4б. Вейвлет-плоскость этого сегмента представлена на рисунке 2.5. Вейвлет-плоскость построена для нижней частоты 20 Гц.

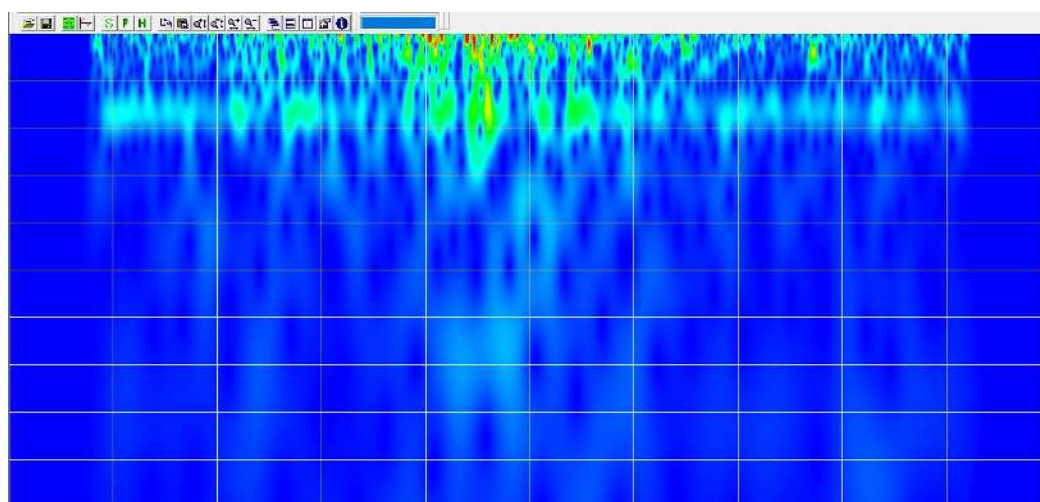


Рисунок 2.5 - Вейвлет-плоскость сегмента электромиосигнала

Учитывая логику работы классификатора, МУ должна контролироваться на каждом периоде двигательной активности исследуемой мышцы, то есть в каждом сегменте. Для выделения сегмента используются три блока: RMS 3, ФСТ 4 и БФС

5. БФС выделяет из отсчетов sEMG отсчеты, соответствующие активности мышц. Он имеет два входа и один выход. На первый его вход поступает Строб с ФСТ, а на второй вход – отсчеты sEMG. Строб формируется согласно эюграм, представленным на рисунках 2.6. На рисунке 2.6а представлен сигнал RMS, по которому на уровне $0,9RMS(max)$ определяется $U_{пор.}$. На рисунке 2.6б представлен процесс формирования Stroba по сигналу RMS и уровню $U_{пор.}$.

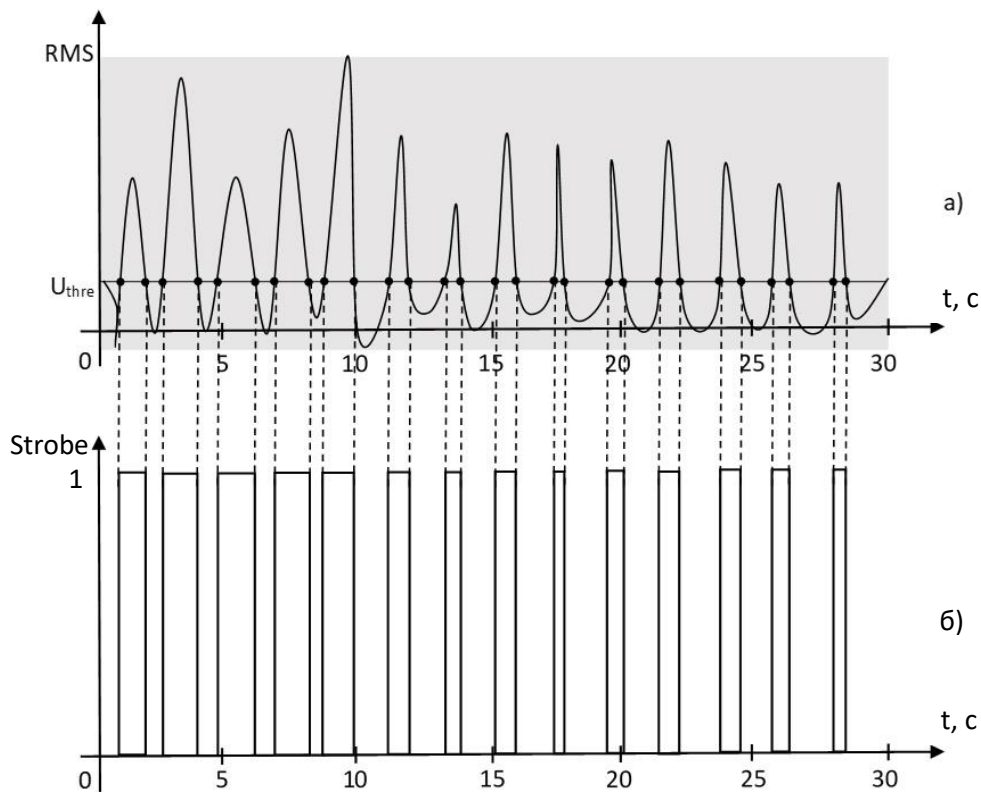


Рисунок 2.6 - Временные диаграммы, иллюстрирующие процесс формирования Stroba

Для получения первой группы (вектора) дескрипторов определяем величины вейвлет-энтропии на всех уровнях вейвлет-разложения сегмента. То есть полторы - две тысячи отсчетов на каждом уровне разложения сворачиваются в один компонент вектора дескрипторов по формуле:

$$X_j = -p_j \ln(p_j), \quad (2.6)$$

где j - номер уровня разложения или индекс компоненты в векторе дескриптора,

$$p_j = \frac{E_j}{E_{out}}, \quad (2.7)$$

$$E_j = \frac{1}{K_j} \sum_{k=1}^{K_j} CWT^2(j,k), \quad (2.8)$$

$CWT(j,k)$ – амплитуда вейвлет-коэффициента в j -й строке и k -м столбце вейвлет-плоскости, K_j – число вейвлет-коэффициентов на j -ом уровне,

$$E_{out} = \sum_{j=1}^N E_j. \quad (2.9)$$

Размерность первого вектора дескрипторов определяется числом уровней детализации N или, другими словами, числом строк вейвлет-плоскости. Максимальное количество уровней детализации определяется числом отсчетов в сигнале K , то есть $N_{max}=K/2$. N_{min} или N непосредственно связано с частотой дискретизации (f_s) анализируемого сигнала. В случае разложения sEMG, дискретизированного с частотой $f_s=640$ Гц при нижней частоте анализа равной 20 Гц, число уровней декомпозиции $N=200$ [91]. Таким образом, первый вектор будет иметь двести дескрипторов, определяемых по формуле (2.6).

Для определения компонентов второго вектора используем формулу, аналогичную (2.6), но энергию вейвлет-коэффициентов определяем по столбцам вейвлет-плоскости:

$$Y_k = -p_k \ln(p_k), \quad (2.10)$$

где k - номер отсчета на уровне детализации вейвлет-плоскости,

$$p_k = \frac{E_k}{E_{out}}, \quad (2.11)$$

$$E_k = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N CWT^2(j, k). \quad (2.12)$$

В общем случае сегмент sEMG занимает порядка 1,5...2 секунды и в нем может быть свыше полутора тысяч отсчетов. Однако, если обратиться к вейвлет-плоскости (рисунок 2.5), то можно заметить, что максимальная энергия спектра сосредоточена в ее центре. Следовательно, задавшись пороговым значением для энергий в столбцах $E_{пор.}$, можем использовать для вычисления компонентов второго вектора только те столбики, энергия в которых выше пороговой.

На рисунке 2.7 показана схема алгоритма формирования двух векторов дескрипторов по сегменту sEMG. В блоке 14 осуществляется ввод вейвлет-коэффициентов сегмента sEMG. В блоках 15... 18 определяется общая энергия вейвлет-плоскости, а в блоках 19...21 определяются компоненты первого вектора дескрипторов. В блоке 22 осуществляется вывод этих компонент в виде множества $\{X_j\}$.

Для определения второго вектора дескрипторов используют блоки 23...28. Блоки 23 и 24 выполняют вычисления по формуле (2.12). Чтобы сократить размерность вектора дескрипторов используют блок 25, в котором осуществляют переход от множества $\{E_k\}$ к множеству $\{E_i\}$. Его схема алгоритма представлена на рисунке 2.8.

В блоке 30 лицо, принимающее решение (ЛПР), задает значение $E_{пор.}$, которое вначале выполнения алгоритма может быть взято $0,01E_{out}$. В блоках 31...34 осуществляют просмотр левой границы множества $\{E_k\}$ и определяют кортеж его элементов, которые не превышают порогового значения. В блоках 35 и 36 осуществляют исключение элементов этого кортежа из множества $\{E_k\}$, формируя из него его множеством $\{E_i\}$.

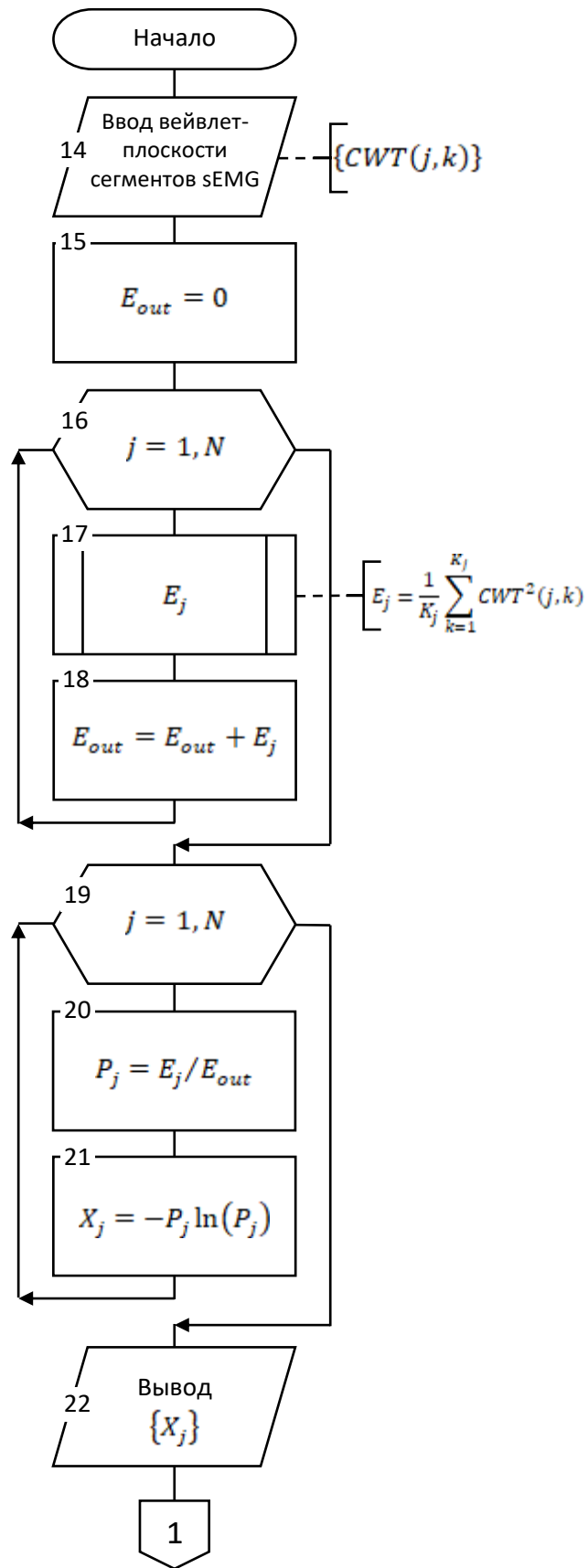


Рисунок 2.7 - Схема алгоритма формирования двух векторов дескрипторов
(начало)

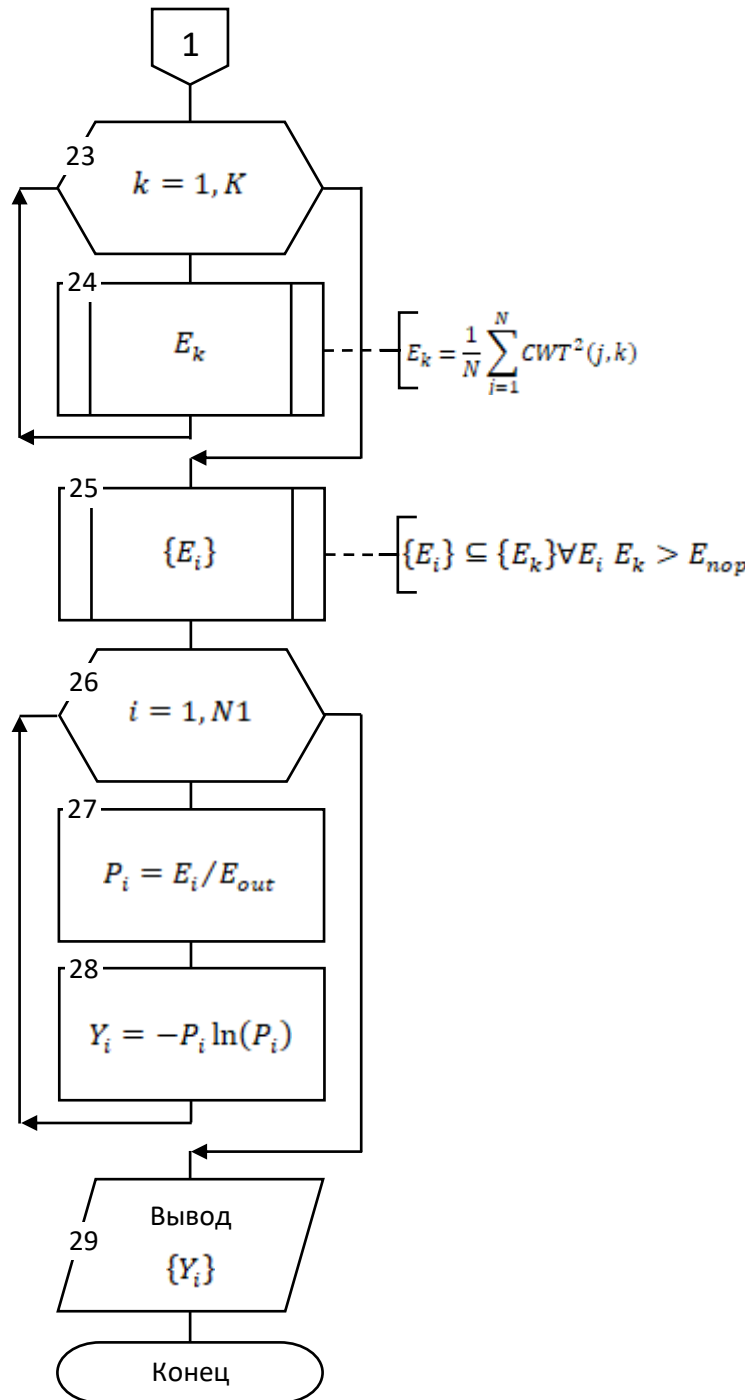


Рисунок 2.7 - Схема алгоритма формирования двух векторов дескрипторов
(конец)

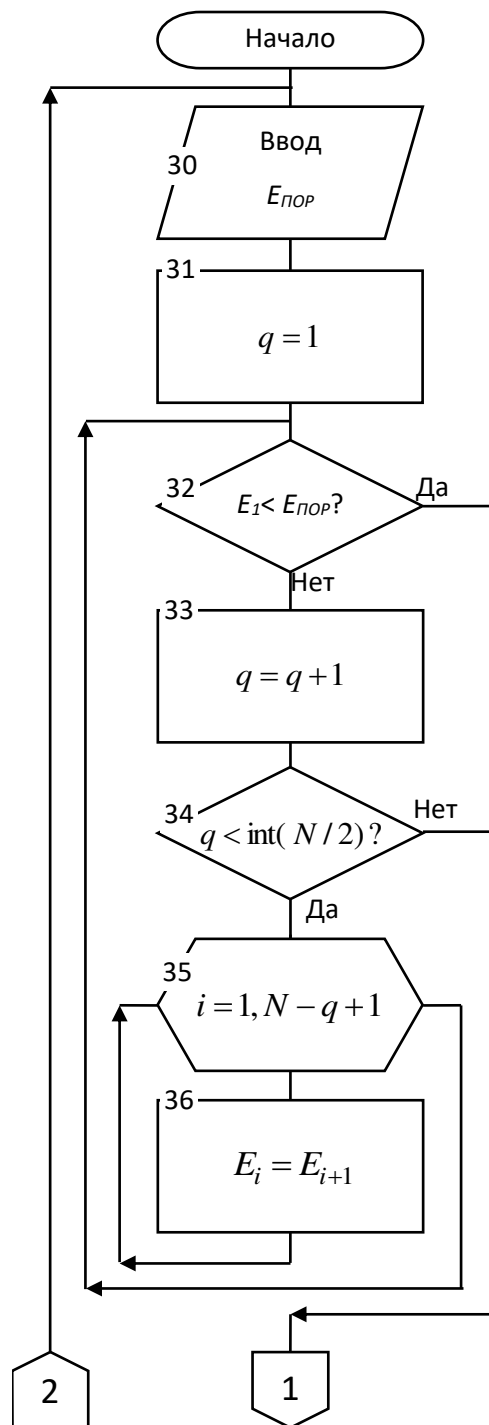


Рисунок 2.8 - Схема алгоритма сокращения размерности второго вектора дескрипторов (начало)

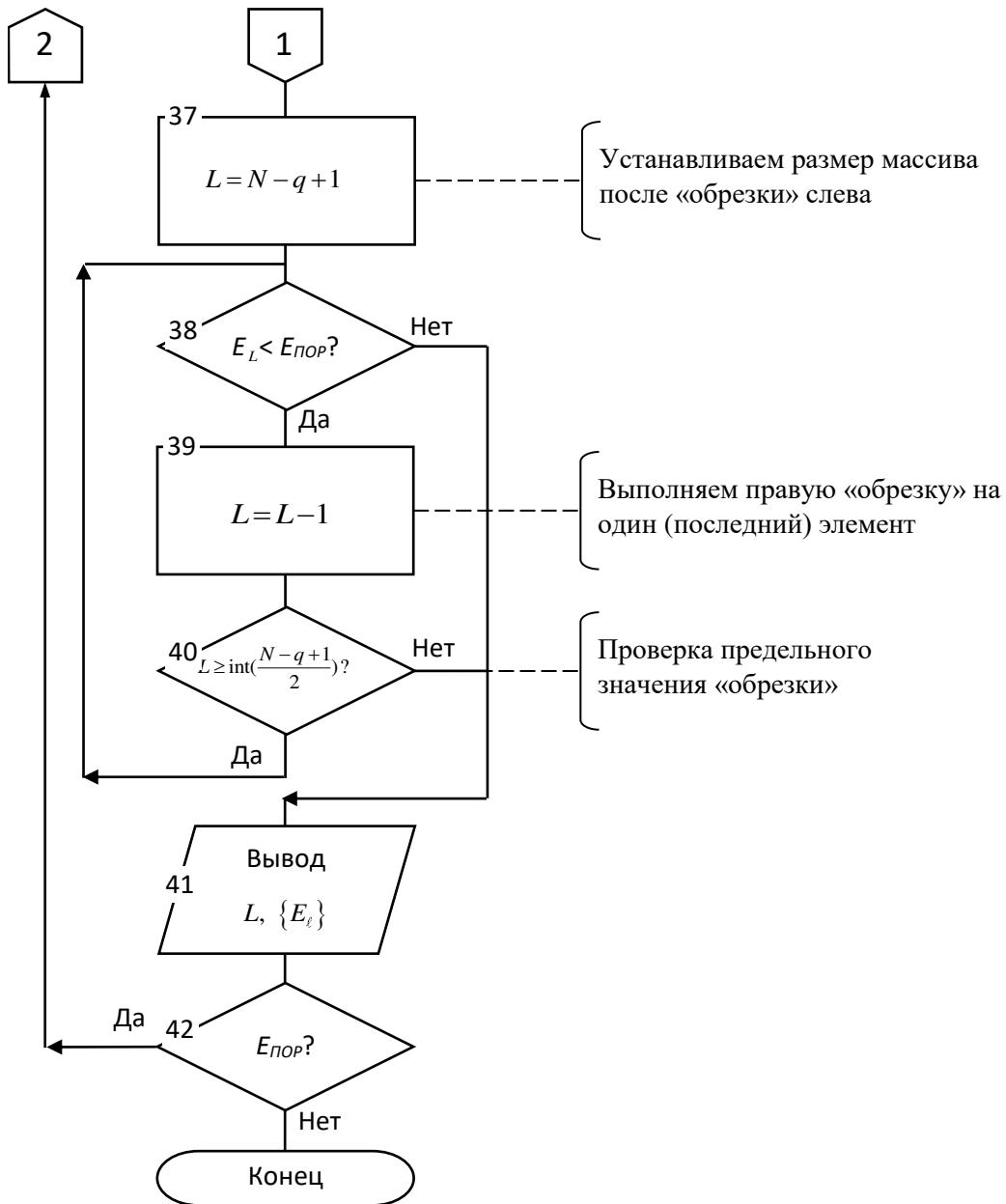


Рисунок 2.8 - Схема алгоритма сокращения размерности второго вектора дескрипторов (конец)

В блоках 37...40 осуществляют просмотр правой границы множества $\{E_i\}$ и осуществляется исключение «самого правого» элемента этого множества, если он не превышает заданного порога. В результате формируется новое множество $\{E_\ell\}$, элементы которого превышают заданное пороговое значение. В блоке 39

осуществляют исключение элементов $\{E_i\}$, значения которых ниже порога, путем формирования нового множества $\{E_\ell\}$.

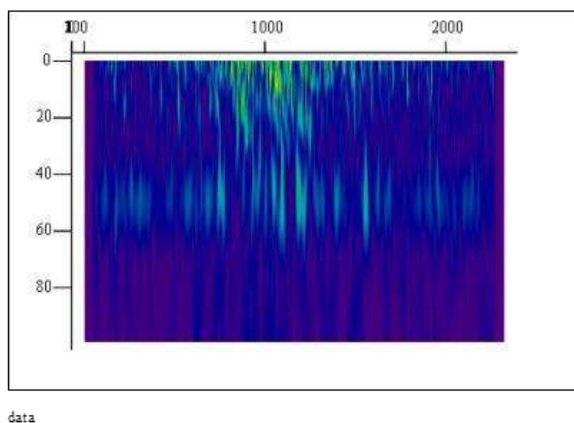
В блоке 41 ЛПР осуществляет анализ результата селекции и при необходимости (блок 42) изменяет значение $E_{\text{пор}}$. и в блоке 30 и процесс селекции запускается вновь.

На рисунке 2.9 представлен лист Маткада, иллюстрирующий процедуру определения двух векторов информативных признаков. Дата сет определялся в среде SpWin, в которой выделялся сегмент sEMG.

З а г р у з к а д а н н ы х

```
data := READPRN("Noname.dat")
```

```
data2 := data
```



```
N := cols(data) - 1      столбцы      N = 2327
```

```
M := rows(data) - 1     строки      M = 99
```

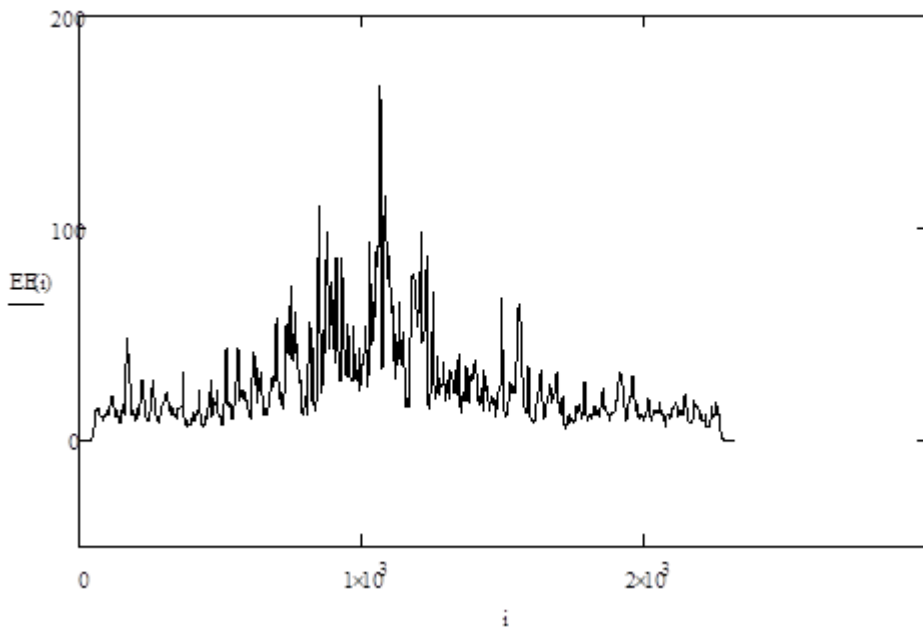
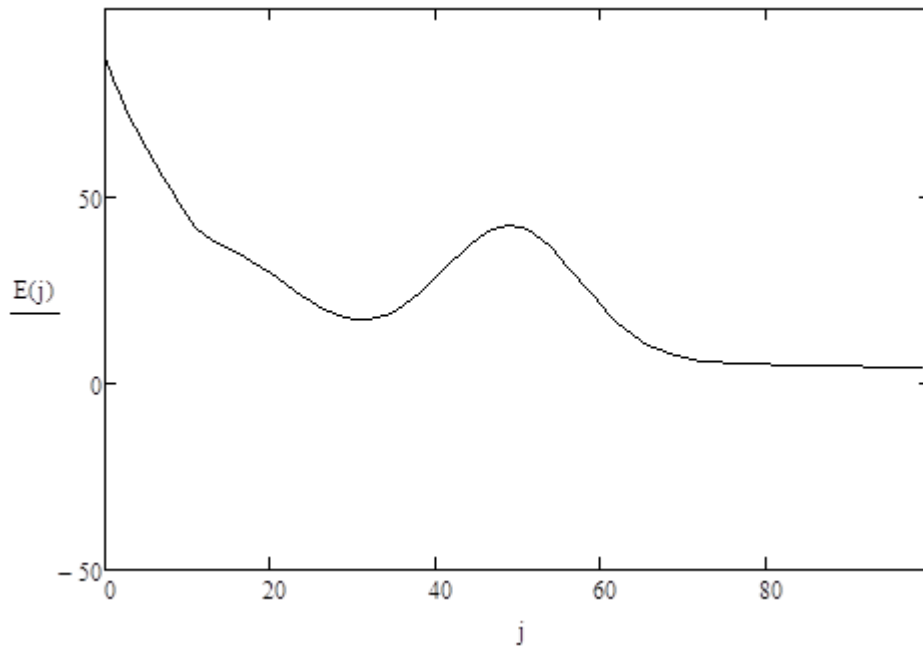
```
i := 0..N
```

```
j := 0..M
```

$$E(j) := \frac{1}{N} \cdot \sum_{k=0}^N (\text{data}_{j,k} \cdot \text{data}_{j,k})$$

$$EE(i) := \frac{1}{M} \cdot \sum_{k=0}^M (\text{data}_{k,i} \cdot \text{data}_{k,i})$$

Рисунок 2.9 – Лист Маткада, иллюстрирующий формирование информативных признаков согласно формул (2.6) и (2.12) (начало)

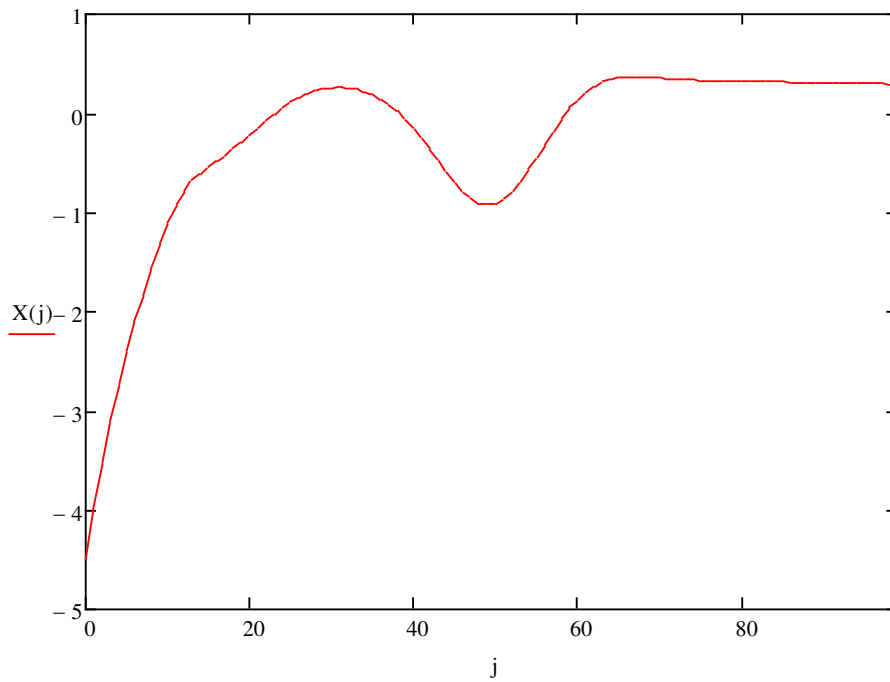


$$E_{out} := \frac{\sum_{k=0}^M E(k)}{M}$$

$$p(j) := \frac{E(j)}{E_{out}}$$

$$X(j) := -p(j) \cdot \ln(p(j))$$

Рисунок 2.9 – Лист Маткада, иллюстрирующий формирование информативных признаков согласно формул (2.6) и (2.12) (продолжение)



$$E_{out2} := \frac{\sum_{k=0}^N EE(k)}{N}$$

$$p2(i) := \frac{EE(i)}{E_{out2}} \quad Y(i) := -p2(i) \cdot \ln(p2(i))$$

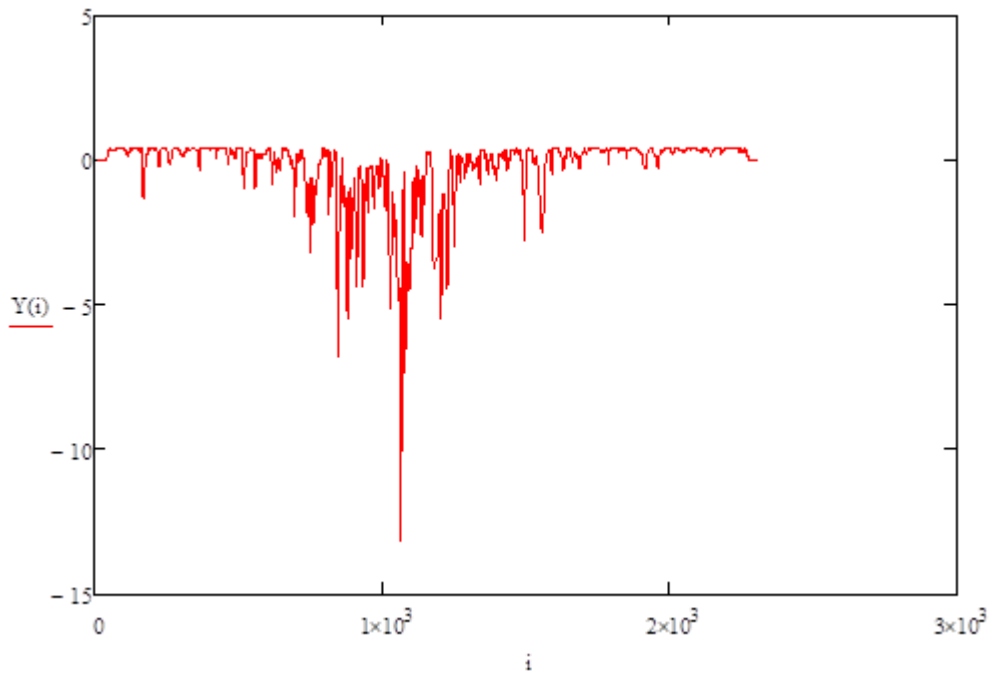


Рисунок 2.9 – Лист Маткада, иллюстрирующий формирование информативных признаков согласно формул (2.6) и (2.12) (окончание)

Экранные формы этой среды с фрагментами sEMG показаны на рисунке 2.4. Вейвлет-плоскость сегмента sEMG, полученная в этой среде, представлена на рисунке 2.5. Затем эта вейвлет-плоскость в виде матрицы формата Excel записывается в файл Noname.dat. По команде `data := READPRN("Noname.dat")` данные из этого файла переписываются в матрицу data2 среды Маткад. Затем средствами Маткада осуществляется вычисление по формулам (2.6) - (2.12). В итоге получаем два вектора информативных признаков $X(j)$ и $Y(i)$, графики которых представлены на соответствующих рисунках листа Маткада.

В блоке 26 просматривается полученное множество $\{E_i\}$, на основе элементов которого в блоках 27 и 28 вычисляется второй вектор дескрипторов. В блоке 29 осуществляется его вывод.

2.3 Разработка способа формирования шкалы мышечной усталости и классификатора мышечной усталости на ее основе

Классификатор МУ построен по многоагентной идеологии. На нижнем уровне находятся автономные интеллектуальные агенты, формирующие пространство информативных признаков для автономных интеллектуальных агентов, находящихся на верхнем иерархическом уровне. На верхнем иерархическом уровне классификатора используем агрегатор, агрегирующий решения модулей классификации медицинского риска, находящихся на нижнем иерархическом уровне. Его структура представлена на рисунке 2.10.

Она включает два независимых модуля классификаторов МУ 47 и 48, которые анализируют векторы дескрипторов (45 и 46). В качестве агрегатора (мета-классификатора) была использована нечеткая НС, алгоритмы настройки которой подробно описаны в [8], на выходе которого формируется окончательное значение показателя МУ.

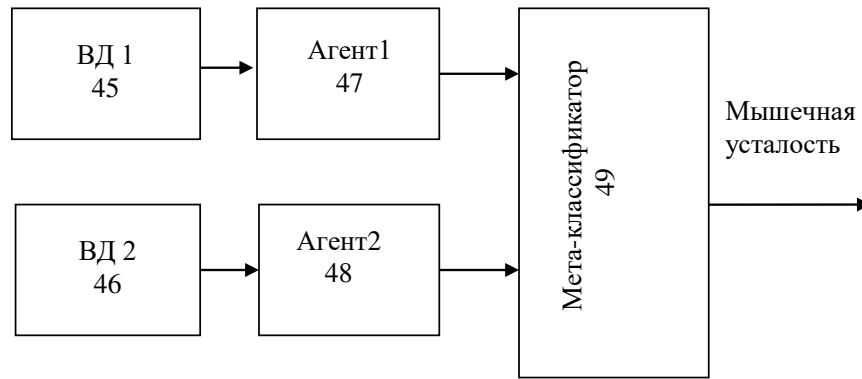


Рисунок 2.10 - Структура классификатора мышечной усталости

Для формирования обучающей выборки для обучения классификатора МУ из дата сет, полученного на основе вейвлет-анализа сегментов sEMG, для каждого пациента из экспериментальной группы определяется индивидуальная шкала МУ путем двухэтапного эксперимента с тестовой нагрузкой, на первом этапе которого устанавливается предельная МУ, определяемая показателем нагрузка-время, при нагрузке на тестируемую мышцу для всех пациентов равной их индивидуальной предельной нагрузке, а на втором этапе, который осуществляется после выполнения первого этапа всеми испытуемыми экспериментальной группы, определяется среднее время достижения предельной МУ в экспериментальной группе, после чего устанавливается тестовая нагрузка индивидуальная для каждого пациента таким образом, чтобы МУ для пациента достигла своего предельного значения за установленное среднее время. Используя эту нагрузку формируют дата сет для экспериментальной группы, из которого формируются обучающие и контрольные выборки.

При обучении классификатора МУ данные должны быть размечены. Это значит, что для каждого сегмента sEMG, снимаемой в процессе выполнения теста, должна быть определена соответствующая МУ. Приведем пример построения универсальной шкалы МУ. Для исследования характера зависимости sEMG от МУ будем снимать sEMG в зоне предплечья, где находятся такие мышцы, как поверхностный сгибатель пальцев, длинная ладонная мышца, лучевой сгибатель запястья и др. Одной из главных функций этих мышц является сгибание кисти. Для контроля величины нагрузки на кисть использовался динамометр

электронный медицинский типа ДМЭР-120. Общий вид кисти с динамометром и присоединенными электродами представлен на рисунке 2.11.

На первом этапе испытуемому ставилась задача с такой силой сжимать динамометр, чтобы на экране отображались и удерживались в течении 5 секунд определенные значения: 5, 10, 15 и т. д. дан ($\times 10$ Ньютон). Таким образом, замыкалась БОС, которая позволяет связать регистрируемый параметр sEMG с усилием динамометра. Процесс наращивания нагрузки протекал до тех пор, пока у испытуемого возникала «неспособность поддерживать требуемую или ожидаемую силу».

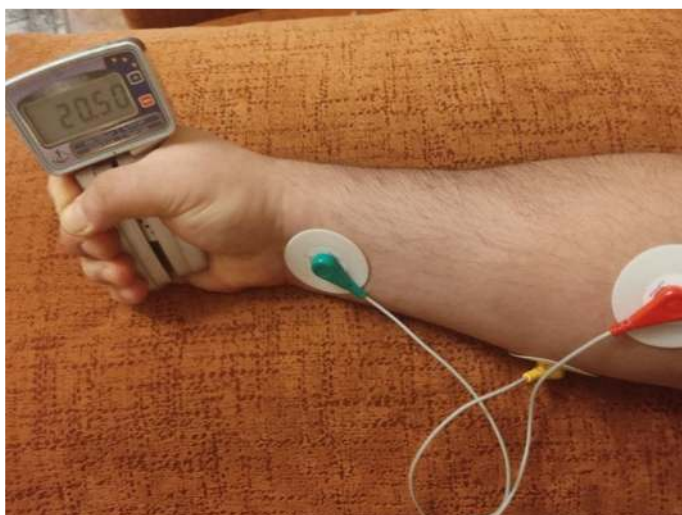


Рисунок 2.11 - Общий вид кисти с динамометром и присоединенными электродами

В заключении первого этапа определялось время выполнения эксперимента i -ым испытуемым T_i согласно формуле

$$T_i = \frac{F_i}{\Delta F} \cdot t, \quad (2.13)$$

где F_i - предельная сила удержания i -го испытуемого, t - время удержания фиксированного значения показания динамометра, ΔF - шаг изменения силы на шкале динамометра.

Затем аналогичные эксперименты проводились у всех членов экспериментальной группы. Определялось среднее время предельной МУ:

$$T_{cp.} = \frac{\sum_{i=1}^N T_i}{N}, \quad (2.14)$$

где N -число испытуемых в экспериментальной группе.

После определения среднего времени наступления предельной МУ, можем установить индивидуальную шкалу МУ для каждого испытуемого путем определения индивидуального шага изменения силы на шкале динамометра

$$\Delta F_i = \frac{F_i \cdot t}{T_{cp.}}, \quad (2.15)$$

или индивидуальное время удержания фиксированного значения показания динамометра

$$t_i = \frac{T_{cp.} \cdot \Delta F}{F_i}. \quad (2.16)$$

Используя формулы (2.15) или (2.16) получаем индивидуальные шкалы для МУ для каждого испытуемого. Чтобы получить универсальную шкалу МУ, отсчеты по которой можно использовать в качестве Целей в дата сет для модели МО, отсчеты на шкалах в силе удержания (формула (2.15)) и во временных отсчетах (формула (2.16)) необходимо пометить безразмерными метками. Число меток на индивидуальных шкалах одинаково для всех испытуемых. Первая метка составит 30% предельной МУ на индивидуальной шкале, вторая – 50%, третья 85%.

На втором этапе получают дата сет для модели МО по классификации МУ путем сопоставления независимых переменных, представленных в виде пары векторов дата сет, соответствующим меткам на индивидуальных шкалах, которые соответствуют меткам по универсальной шкале. Модель МО используется в качестве универсальной шкалы МУ. Рисунок 2.12 иллюстрирует процесс сопоставления меток на индивидуальных шкалах и меток на универсальной шкале МУ. В качестве функции Цель используем дислокацию МУ на индивидуальной шкале и присваиваем функции Цель значение от нуля до трех, в зависимости от того, между какими метками на индивидуальной шкале находится показатель МУ. В результате получаем таблицу экспериментальных данных, в строках которой хранится информация о каждом пациенте экспериментальной группы, а в столбиках записаны соответствующие независимые переменные (два вектора дескрипторов) и функция Цель (метка на индивидуальной шкале). По полученной таким образом таблице экспериментальных данных обучают и тестируют модель МО.

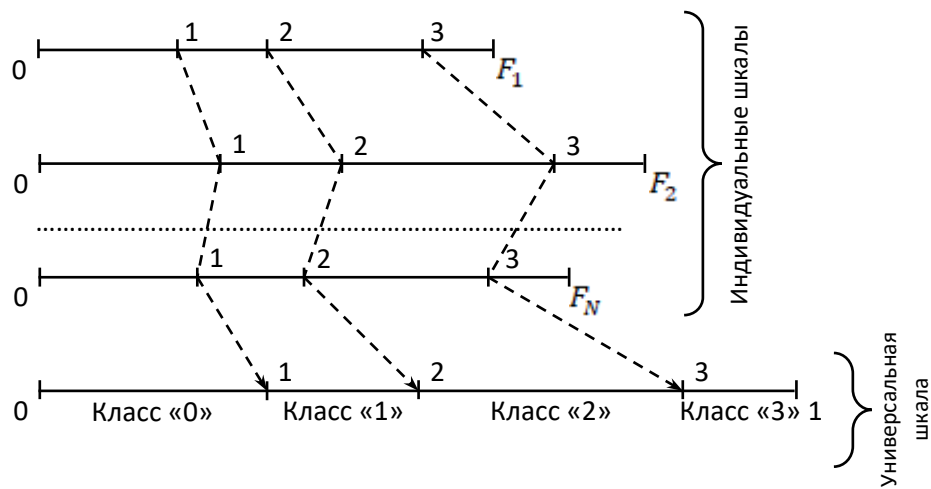


Рисунок 2.12 - Иллюстрация процесса формирования из индивидуальных шкал мышечной усталости универсальной шкалы мышечной усталости

При осуществлении программы реабилитации в непрерывном режиме с шагом 25 секунд формируют векторы дескрипторов и определяют класс МУ. Если уровень МУ соответствует уровню 1...30% на универсальной шкале, то полагают,

что это класс «0» и решение по этому классу не принимается, то есть процедура реабилитации выполняется в соответствии с программой реабилитации. Если показатель МУ находится в пределах первой и второй меток (31...50%), то векторам дескрипторов будет соответствовать первый класс уровня усталости, что соответствует уровню повышенного внимания к пациенту. Если показатель МУ соответствует уровню 51...85%, то есть находится между второй и третьей метками (класс «2»), то электрическая стимуляция должна быть остановлена, а в случае использования экзоскелета должны быть включены серводвигатели для создания соответствующих ассистирующих моментов или ассистирующие моменты должны быть увеличены. Если же показатель МУ находится за третьей меткой (класс «3»), то тестовая нагрузка на пациента должна быть снята.

Алгоритм, реализующий мониторинг реабилитации посредством предложенного способа, проверен на платформе Matlab® с учетом нескольких тестов и различных начальных условий, представляющих наиболее сложные случаи для управления процессом реабилитации. Все полученные результаты правильно возвращают три класса МУ.

2.4 Выводы второго раздела

1. Разработан метод классификации мышечной усталости, основанный на анализе вейвлет-преобразования сегментов двигательной активности электромиосигнала, заключающийся в получении электромиосигнала с мышц, принимающих участие в тестовой функциональной пробе или технологической операции, сегментацию его на основе пороговой обработки, посредством чего получают временную последовательность сегментов, определения вейвлет-преобразования этих сегментов для последующего исследования их энергетической эволюции и построения дескрипторов для моделей машинного обучения, предназначенных для классификации мышечной усталости,

отличающийся тем, что на основе вейвлет-преобразования сегмента электромиосигнала, соответствующего интервалу двигательной активности в текущем периоде функциональной пробы, формируют два вектора дескрипторов, первый из которых определяется путем вычисления общей энтропии вейвлетов в строках (масштабах) вейвлет-плоскости, а второй определяется путем вычисления общей энтропии вейвлетов в столбцах вейвлет-плоскости, при этом во второй вектор дескрипторов включают только компоненты, которые превышают пороговое значение, установленное таким образом, чтобы оно не приводило к пропуску индексов внутри оставшейся последовательности компонентов вектора, а после формирования двух векторов дескрипторов их используют в модели машинного обучения для классификации степени мышечной усталости в текущий момент функциональной пробы.

2. Предложен способ формирования дата сет для построения универсальной шкалы мышечной усталости в экспериментальной группе испытуемых на основе модели машинного обучения. Способ заключается в определении индивидуальных шкал мышечной усталости для каждого из членов группы путем двухэтапного эксперимента с тестовой нагрузкой, на первом этапе которого устанавливается предельная мышечная усталость, определяемая показателем нагрузка-время, при равном шаге изменения силы на шкале динамометра и равном времени удержания фиксированного значения показания динамометра для всех испытуемых в экспериментальной группе. На втором этапе, который осуществляется после выполнения первого этапа всеми испытуемыми экспериментальной группы, определяется среднее время достижения предельной мышечной усталости в экспериментальной группе, после чего устанавливается тестовая нагрузка для каждого испытуемого таким образом, чтобы мышечная усталость для каждого испытуемого достигла своего предельного значения за установленное среднее время, а деления, получаемые на индивидуальной шкале, используются в качестве инвариантного к физическим возможностям испытуемых показателя. Цель в обучающей выборке для построения модели машинного обучения, формирующей универсальную шкалу мышечной усталости.

3. Предложен способ управления процедурами реабилитации нарушений двигательной активности посредством универсальной шкалы мышечной усталости, которая содержит три метки, соответствующие четырем классам мышечной усталости, при этом если уровень мышечной усталости соответствует уровню 1...30% на универсальной шкале, то полагают, что это класс «0» и решение по этому классу не принимается, а процедура реабилитации выполняется в соответствии с программой реабилитации, если показатель мышечной усталости соответствует уровню 31...50% на универсальной шкале, что соответствует промежутку между первой и второй меток, то векторам дескрипторов будет соответствовать «1» класс уровня усталости, что требует повышенного внимания к пациенту, если же показатель мышечной усталости соответствует уровню 51...85%, то есть находится между второй и третьей метками (класс «2»), то электрическая стимуляция должна быть остановлена, если же уровень усталости превысил величину 85% на универсальной шкале, то процедура реабилитации должна быть прекращена.

3 Разработка методов и моделей для биотехнических систем реабилитационного типа с виртуальной реальностью

3.1 Обобщённая схема реабилитации для восстановления двигательных функций

БТС реабилитационного типа на уровне структурно-функциональной модели состоит из четырех функциональных блоков. Первый блок – ЖС, в который входит пациент со своими функциональными системами и анатомическими органами, включенными в реабилитационный процесс. Второй блок – это непосредственно средства реабилитации и коррекции нарушений функций ЦНС и периферической нервной системы (ПНС). В эти средства входят различные реабилитационные тренажеры, аппараты для активно-пассивной терапии, различные робототехнические устройства, включая медицинские манипуляторы и экзоскелеты, а также ПО, предназначенное для управления движением соответствующих механизмов, включенных в состав этих средств.

Третий функциональный блок содержит технические устройства, посредством которых осуществляется программное и/или с обратной связью управление техническими средствами второго блока. В него входят средства биотехнической и биологической обратных связей, а также средства обработки сигналов с датчиков, установленных, как на пациенте, так и на средствах реабилитации второго функционального блока, а также программно-аппаратные средства управления устройствами реабилитации. Назначение четвертого функционального блока – обеспечение БОС между пациентом и реабилитирующим устройством посредством VR.

На рисунке 3.1 приведена структурно-функциональная модель системы управления постинсультной реабилитацией, в которой в качестве примера реабилитирующего устройства представлен экзоскелет.

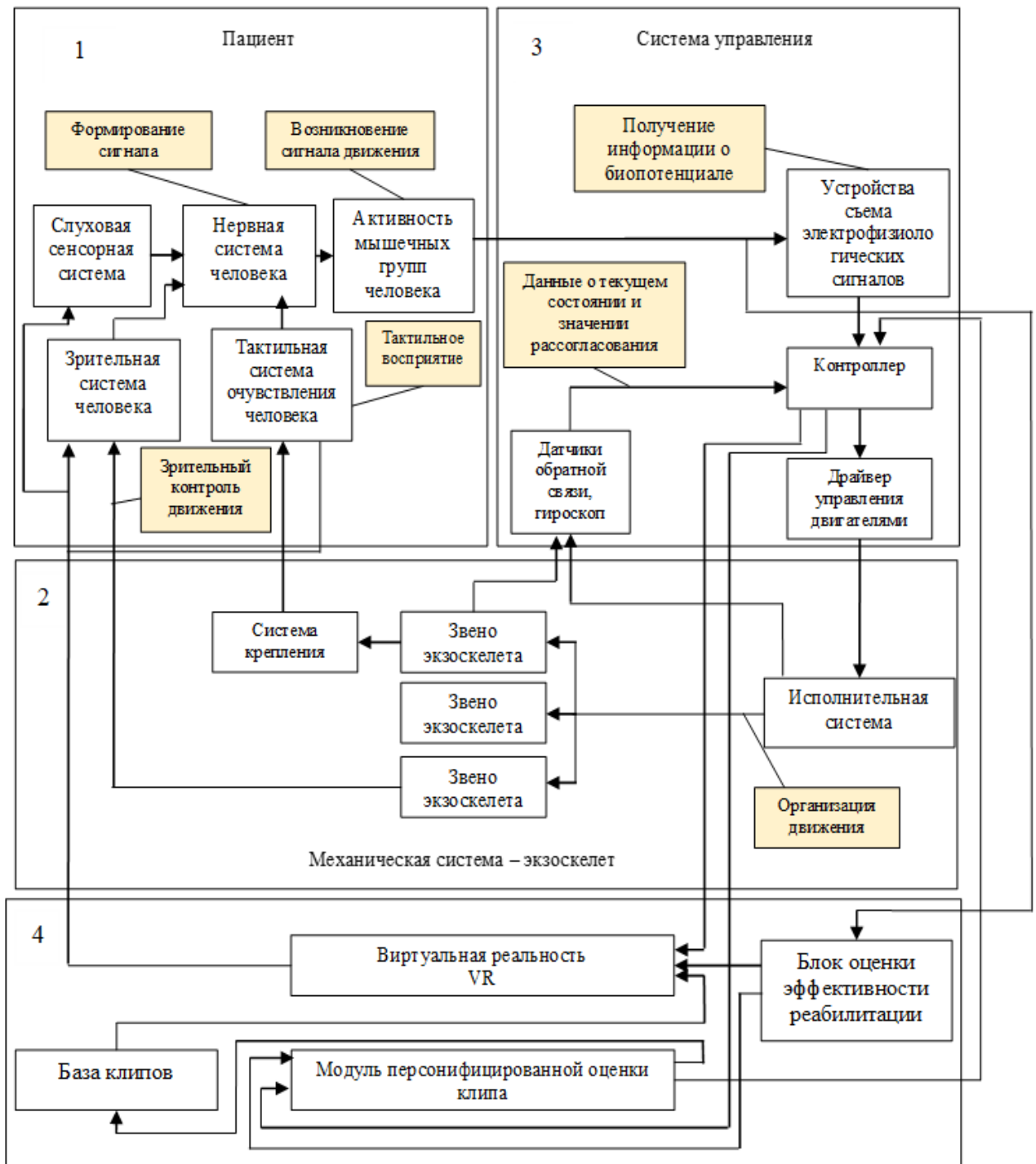


Рисунок 3.1 – Структурно-функциональная модель системы управления постинсультной реабилитацией

Представленная на этом рисунке схема отражает развернутую структурно-функциональную модель постинсультной реабилитации. Она показывает функциональные связи между блоками и элементами системы и даёт представление об организации работы системы управления в экзоскелетном устройстве реабилитации.

На блок 3 с датчиков, установленных на человеке и на экзоскелете поступают сигналы, которые обрабатываются в контроллере блока три. На основе результатов этой обработки в блок 2 поступают сигналы, которые приводят его состояние в соответствие с программным управлением или в соответствие с отклонением контролируемых параметров от заданного значения, получаемого посредством отрицательной обратной связи. При этом медико-биологические сигналы могут как принимать, так и не принимать участие в управлении исполнительными органами устройства реабилитации. В последнем случае не предусматривается интерактивное взаимодействие с пациентом и в качестве датчиков обратной связи используются датчики, определяющие механические характеристики исполнительных механизмов устройства реабилитации: скорости и координаты звеньев экзоскелета и механические моменты на соответствующих исполнительных органах. Здесь пациент является пассивным элементом и не оказывает влияние на процесс реабилитации, то есть выполняет движения в соответствии с заданной программой, например, режим в экзоскелете «встать-сесть» [50, 51, 53].

Для включения пациента в процесс реабилитации необходимо оценить реакцию его функциональных систем на акцию исполнительных органов устройства реабилитации. Такую оценку можно сделать посредством контроля электрофизиологических сигналов двигательной активности, в качестве которых обычно используют sEMS и/или ЭЭГ. В настоящее время для восстановления ДФ используют БОС, которая позволяет использовать пациента в качестве канала обратной связи, названной биологической, природа которой не до конца изучена. Целенаправленно возбуждая через сенсорные органы пациента соответствующие

электрофизиологические сигналы двигательной активности посредством VR, можно добиться нейрофизиологической реабилитации утраченных ДФ [31].

Методы реабилитации с VR и БОС пациентов с нарушением двигательной активности (ДА) с успехом использованы в неврологии, а также в восстановительном лечении в направлениях механотерапии, физиотерапии, ортопедической помощи и терапии пациентов, перенесших инсульт. Интеграция VR в БТС представляет собой сложный и многоэтапный процесс, включающий в себя как аппаратные, так и программные компоненты. Основные технологические аспекты, которые необходимо учитывать при интеграции VR в БТС для реабилитации ЛОВЗ, включают следующие составляющие.

1. Сенсорные технологии: использование различных сенсоров для отслеживания движений и физиологических параметров пользователя. Это могут быть датчики движения, электромиографические датчики, датчики сердечного ритма и другие.

2. Интерфейсы человек-машина (НМИ): разработка удобных и интуитивно понятных интерфейсов, которые позволяют пользователю взаимодействовать с виртуальной средой. Это могут быть как традиционные контроллеры, так и более инновационные решения, такие, как нейроинтерфейсы.

3. ПО: создание специализированного ПО, которое обеспечивает реалистичное и адаптивное взаимодействие пользователя с виртуальной средой. Этот процесс включает в себя разработку алгоритмов для моделирования виртуальных объектов и среды, а также алгоритмов для обработки данных с сенсоров.

4. Облачные технологии и большие данные: использование облачных платформ для хранения и обработки больших объемов данных, получаемых от БТС. Это позволяет проводить более точный анализ и адаптацию реабилитационных программ.

5. Безопасность и конфиденциальность данных: обеспечение безопасности и конфиденциальности данных пользователя, что особенно важно в контексте медицинских и реабилитационных приложений [27, 28, 29].

Преимущества и недостатки использования VR в БТС.

Преимущества:

1. Повышенная мотивация и вовлеченность: VR предоставляет пользователю возможность погружения в разнообразные и интерактивные среды, что может значительно повысить мотивацию и вовлеченность в реабилитационный процесс.

2. Персонализация реабилитационных программ: VR позволяет создавать индивидуализированные реабилитационные программы, адаптированные под конкретные потребности и возможности каждого пользователя.

3. Безопасность и контроль: виртуальные среды позволяют проводить реабилитационные упражнения в контролируемых условиях, минимизируя риск травм и обеспечивая безопасность пациента.

4. Обратная связь в реальном времени: системы VR могут предоставлять пользователю мгновенную обратную связь о его действиях и прогрессе, что способствует более эффективному обучению и восстановлению.

Недостатки:

1. Высокая стоимость: разработка и внедрение VR-решений могут требовать значительных финансовых затрат, что может ограничивать их доступность для некоторых учреждений и пользователей.

2. Технические сложности: интеграция VR в БТС требует высоких технических знаний и навыков, что может создавать сложности при разработке и эксплуатации таких систем.

3. Проблемы с адаптацией: некоторые пользователи могут испытывать трудности с адаптацией к виртуальным средам, включая возможные побочные эффекты, такие как головокружение или укачивание.

4. Ограничения оборудования: современные VR-устройства могут иметь ограничения по производительности и функциональности, что может снижать эффективность реабилитационных программ [21].

Кейсы успешного применения.

Кейс 1: Реабилитация после инсульта.

Одним из наиболее успешных примеров использования VR в БТС является реабилитация пациентов после инсульта. Виртуальные среды позволяют создавать симуляции реальных ситуаций, в которых пациент может тренировать утраченные функции. Например, с помощью VR можно моделировать выполнение повседневных задач, таких как приготовление пищи или уборка, что помогает пациентам восстанавливать моторные навыки и координацию движений.

Кейс 2: Лечение фобий и тревожных расстройств.

VR активно используется в психотерапии для лечения различных фобий и тревожных расстройств. Пациенты могут постепенно погружаться в контролируемые виртуальные среды, которые вызывают у них страх или тревогу, что позволяет им постепенно привыкать к этим ситуациям и снижать уровень стресса. Это особенно полезно для пациентов с ограниченными возможностями, которые не всегда могут участвовать в традиционных терапевтических сессиях.

Кейс 3: Физическая реабилитация после травм.

VR-технологии успешно применяются для физической реабилитации после различных травм, включая травмы опорно-двигательного аппарата. Виртуальные тренажеры и симуляторы позволяют пациентам выполнять упражнения в интерактивной и увлекательной форме, что способствует более быстрому восстановлению. Например, использование VR для тренировки равновесия и координации движений может быть особенно полезно для пациентов с повреждениями спинного мозга.

Кейс 4: Реабилитация детей с аутизмом.

VR также находит применение в реабилитации детей с расстройствами аутистического спектра. Виртуальные среды позволяют создавать безопасные и контролируемые условия для обучения социальным навыкам и взаимодействию с окружающим миром. Например, с помощью VR можно моделировать различные социальные ситуации, такие как посещение магазина или общение с одноклассниками, что помогает детям с аутизмом адаптироваться к реальной жизни [16].

3.2 Метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонифицированного контента клипов виртуальной реальности

Интеграция VR в БТС открывает новые горизонты для реабилитации ЛОВЗ. Несмотря на существующие технические и финансовые сложности, преимущества использования VR в реабилитационных программах очевидны. Успешные кейсы применения VR демонстрируют потенциал этой технологии для повышения эффективности и качества реабилитации, что в конечном итоге способствует улучшению качества жизни пациентов. Анализ вышеприведенных кейсов показывает, что пациент при выполнении программы реабилитации либо должен мысленно выполнять заданные движения и посредством БОС и БТОС оценивать свои успехи в выполнении этого тренинга, либо ему предъявляется контент VR тренинга, в котором интегрированы заданные движения, и их успешность выполнения оценивается посредством БТОС с последующим формированием БОС. Таким образом, уже на этом этапе необходимо осуществить некоторую адаптацию программы реабилитации к функциональным возможностям пациента.

Способность мысленно выполнять движения может быть оценена с помощью специальных опросников [31, 107]. При их применении испытуемому предлагают выполнить мысленную имитацию нескольких стандартных двигательных задач и оценить их “яркость” (или “легкость” выполнения) по специальным шкалам. Однако этот способ дает лишь некую среднюю психометрическую оценку способности человека, а стандартные двигательные задачи могут и не совпадать с теми движениями, которые планируется использовать в конкретном научном исследовании [106]. Поэтому в настоящее время в области физиологии зрения применяется принцип «пассивного

восприятия»: неподвижно сидящему перед экраном испытуемому предъявляются статичные или движущиеся визуальные стимулы, и измеряется реакция на них.

Известен способ реабилитации верхних конечностей пациентов, перенесших инсульт, с использованием БОС и элементами VR, при котором пациента оснащают оборудованием для воспроизведения контента с элементами VR и системой захвата движения с датчиками, загружают программный комплекс, содержащий элементы формирования контента с элементами VR и элементами управления, далее пациент параллельно с воспроизводимым контентом с элементами VR выполняет движения поврежденной частью тела при регистрации амплитуды движений и длительности их выполнения и организации БОС [32].

Недостатками данного способа реабилитации является отсутствие оценки эффективности БОС с заданным контентом для конкретного пациента, что вызывает ослабление мотивации и психоэмоциональной реабилитации, поскольку отсутствует возможность оценить адаптацию пациента к данной виртуальной среде.

Наиболее продвинутым способом реабилитации больных, перенесших инсульт, путем проведения тренировок паретичной конечности, является способ, заключающийся в предъявлении больному задания по воображению движения паретичной конечностью, с последующим контролем воображения движения больным, основанным на анализе паттернов ЭЭГ, возникающих при воображении движения паретичной конечностью. Эти данные передаются в компьютер для их синхронной обработки и выделения сигналов, ответственных за воображаемое движение. Затем данные классифицируются с помощью классификатора паттернов ЭЭГ, построенного на основе метода Байеса. Результаты распознавания выполняемого ментального задания предъявляют больному по зрительной обратной связи в виде метки на экране монитора, по изменению которой определяют правильность выполнения задания. Правильность выполнения задания устанавливают путем сравнения параметров реакции десинхронизации сенсомоторного ритма с таковыми у здоровых испытуемых в соответствующем полушарии во время воображения движения. Задание по воображению движения

предъявляют в течение 10 секунд, курс тренировки паретичной конечности составляет 6-12 дней, по одной тренировке в день, длительностью 20...30 минут с интервалами между тренировками от 1 до 4 дней [33].

Недостатками этого аналога является отсутствие возможности персонализированного выбора контента воображаемых движений и, как следствие, низкая эффективность реабилитации.

Технической задачей предлагаемого метода является повышение эффективности реабилитационных процедур в БТС с VR.

Поставленная задача решается посредством того, что в известном способе реабилитации больных, перенесших инсульт, путем проведения тренировок паретичной конечности посредством предъявления больному клипов VR, стимулирующих воображение движения паретичной конечностью, и контролем воображения движения больным, основанным на анализе паттернов электрофизиологических сигналов, управляющих двигательной активностью паретичной конечности, осуществляется адаптация контента клипов VR к конкретному пациенту путем оценки рейтинга клипа, посредством анализа моторного и электродермального ответов пациента на предъявляемый клип VR.

После определения рейтинга всех клипов устанавливается пороговое значение рейтинга и клипы, рейтинг которых меньше порогового, удаляются из контента клипов VR. С целью повышения статистической значимости вычисляемого рейтинга, для каждого клипа он вычисляется многократно. Автоматизированная система формирования персонализированной программы реабилитации представлена на рисунке 3.2.

Схема содержит последовательно соединенные персональный компьютер (ПК) 1, монитор для просмотра клипов VR 2, пациент 3, устройство считывания электромиосигнала (ЭМС) с пациента 4, и анализатор рейтинга клипа 5, вторым входом подключенный ко второму выходу ПК 1, а выходом - к первому входу ПК 1, базу клипов 6, подключенную к USB – порту ПК 1, и устройство считывания электродермального ответа (ЭДО) 7, входом подключенное к пациенту 3, а выходом – к третьему входу анализатора рейтинга клипа 5.

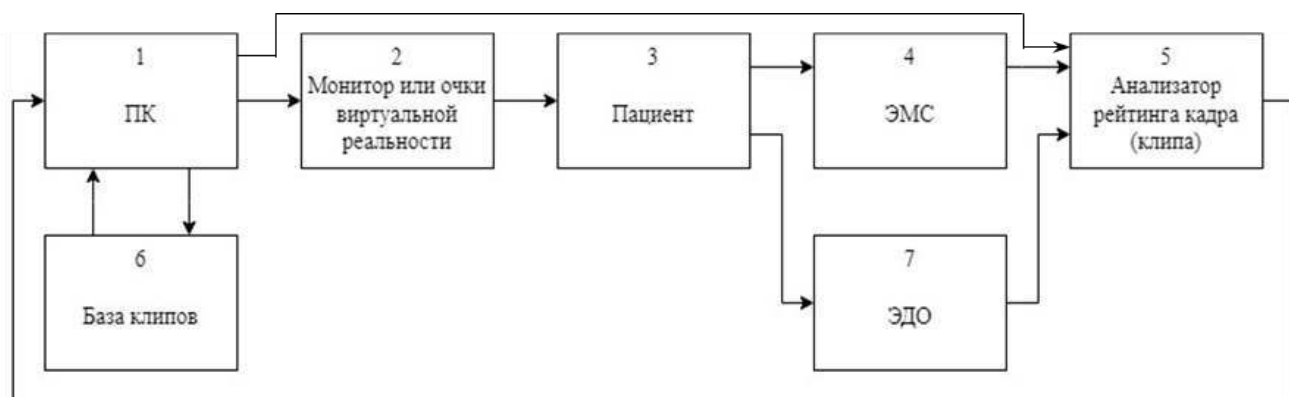


Рисунок 3.2 - Структурная схема автоматизированной системы формирования персонализированной программы реабилитации

Анализатор рейтинга клипа (рисунок 3.3) содержит последовательно соединенные формирователь RMS 8, входом соединенный с выходом устройства считывания ЭМС 4, аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) 9 и микроконтроллер 10, вторым входом соединенный со вторым выходом ПК 1, а выходом соединенный с входом ПК 1, фильтр верхних частот (ФВЧ) 11, входом соединенный с выходом устройства считывания ЭДО 7, АЦП 12, входом соединенный с выходом ФВЧ 11, а выходом – с третьим входом микроконтроллера 10.

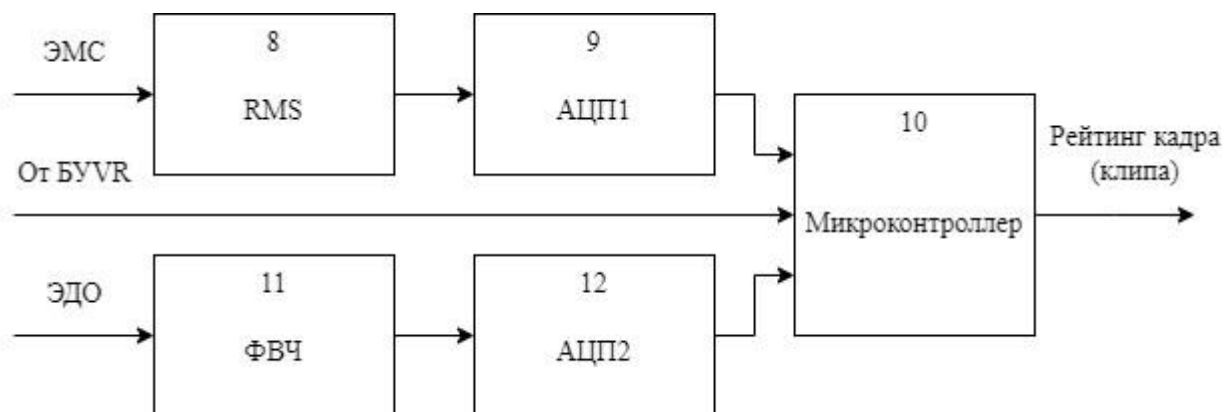


Рисунок 3.3 - Структурная схема анализатора рейтинга клипа

Метод реализуется посредством автоматизированной системы, структурная схема которой представлена на рисунке 3.2. Для реабилитации больного, перенесшего инсульт, используют технологию с БОС и VR, контент которой адаптируется для конкретного пациента. Алгоритм реализуется посредством ПО, выполняемого ПК 1.

Схема алгоритма для формирования оптимального пула клипов для конкретного пациента представлена на рисунке 3.4.

В результате выполнения алгоритма формируется множество клипов A , использование которых в VR оптимизирует план реабилитации конкретного пациента, то есть клипы выбираются из базы клипов b , исходя из эффективности процесса реабилитации.

Первоначально в множество A включается весь пул, содержащий N_A доступных клипов. Эта процедура выполняется в блоке 20 (рисунок 3.4). Имея критерий адаптированности клипа к конкретному пациенту: рейтинг клипа, устанавливают пороговое значение адаптации и, путем сравнения рейтинга клипа с пороговым значением, изымают из множества A все клипы с адаптированностью ниже пороговой. Поэтому в блоке 21 задается пустое множество B , в которое помещают клипы, у которых рейтинг, определенный для текущего пациента, ниже порогового. Рейтинг текущего клипа RA_i , характеризующий его адаптированность к конкретному пациенту, определяют в блоках 24-27.

Схема алгоритма определения рейтинга клипа (развернутая схема алгоритма, выполняемая в блоках 24-27) представлена на рисунке 3.5.

Чтобы повысить статистическую значимость рейтинга, его вычисляют K раз. Процедуру K -кратного вычисления рейтинга осуществляет блок 22. В блоке 23 в цикле последовательно все клипы предъявляются пациенту 3 через VR 2.

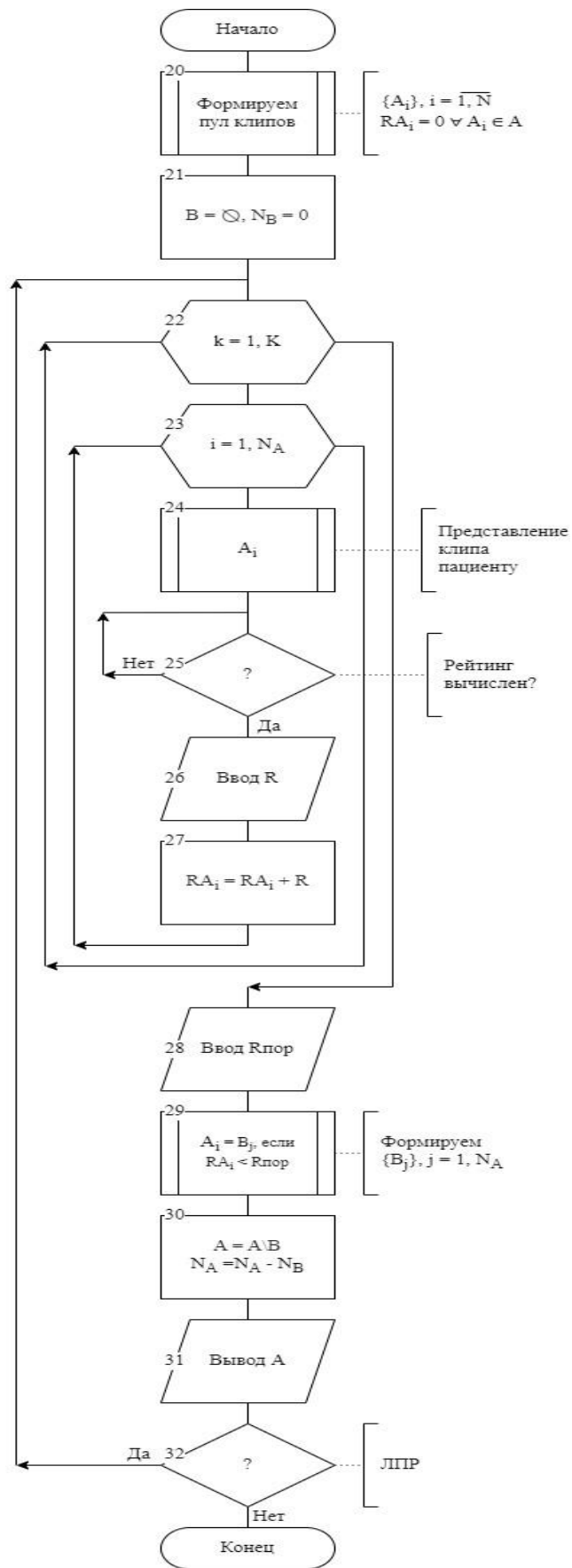


Рисунок 3.4 - Схема алгоритма формирования персонализированного контента клипов виртуальной реальности

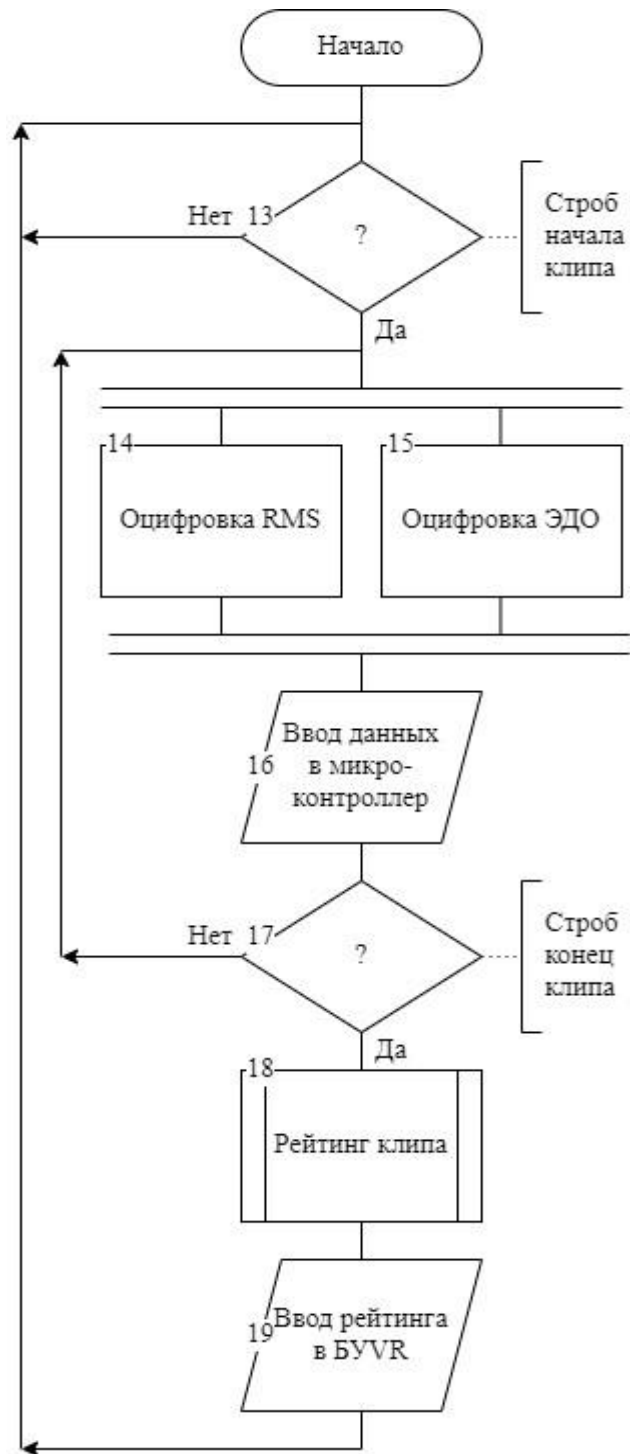


Рисунок 3.5 - Схема алгоритма определения рейтинга клипа

Блок 24 выводит на монитор или очки VR 2 (рисунок 3.2) клип A_i , в блоке 5 (рисунок 3.2) вычисляются их рейтинги RA_i , а в блоке 26 вычисленный рейтинг вводится в ПК 1 (рисунок 3.2). Так как вычисление рейтинга A i -го клипа

осуществляется K раз, то в блоке 27 выполняется итерационный процесс инкрементирования рейтинга.

После вычислений рейтингов всех клипов пула в блоке 28 задается пороговый рейтинг. Осуществляется просмотр всех рейтингов клипов множества A , и из тех клипов, рейтинг которых меньше порогового, формируется множество B (блок 29). Затем клипы, попавшие в множество B , удаляются из множества A (блок 30). В блоке 31 осуществляется вывод сформированного адаптированного пула клипов для текущего пациента. ЛПР может провести повторную фильтрацию клипов, если его не устраивает сформированный пул адаптированных клипов или адаптированный пул необходимо сформировать для другого пациента (блок 32).

Рейтинг клипа определяемого на основе анализа реакции на VR в форме величины моторного и электродермальных ответов пациента. Во время мысленного выполнения движений на периферическом уровне могут быть зарегистрированы моторные (соматические) и вегетативные ответы: ЭМС, кардиореспираторный и электродермальный ответы. Связь между ЭМС-активностью и качеством воображаемого движения достаточно слаба. В отличие от этого, вегетативные ответы дают возможность объективной оценки воображаемого движения, так как они не зависят от субъективных оценок испытуемого по поводу “яркости” или длительности воображаемого движения [87]. В качестве моторного ответа используется ЭМС, снимаемый с мышц паретичной конечности.

Так как при воображаемом движении ЭМС достаточно мал, то вместо него используем сигнал RMS , эпюра которого представлена на рисунке 3.6а, определяемый по формуле:

$$RMS_m = 1 + \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=m-n}^m ЭМС_k^2}, \quad (3.1)$$

где n число дискретных отсчетов $ЭМС_k$, которые накапливаются микроконтроллером 10 до текущего отсчета m .

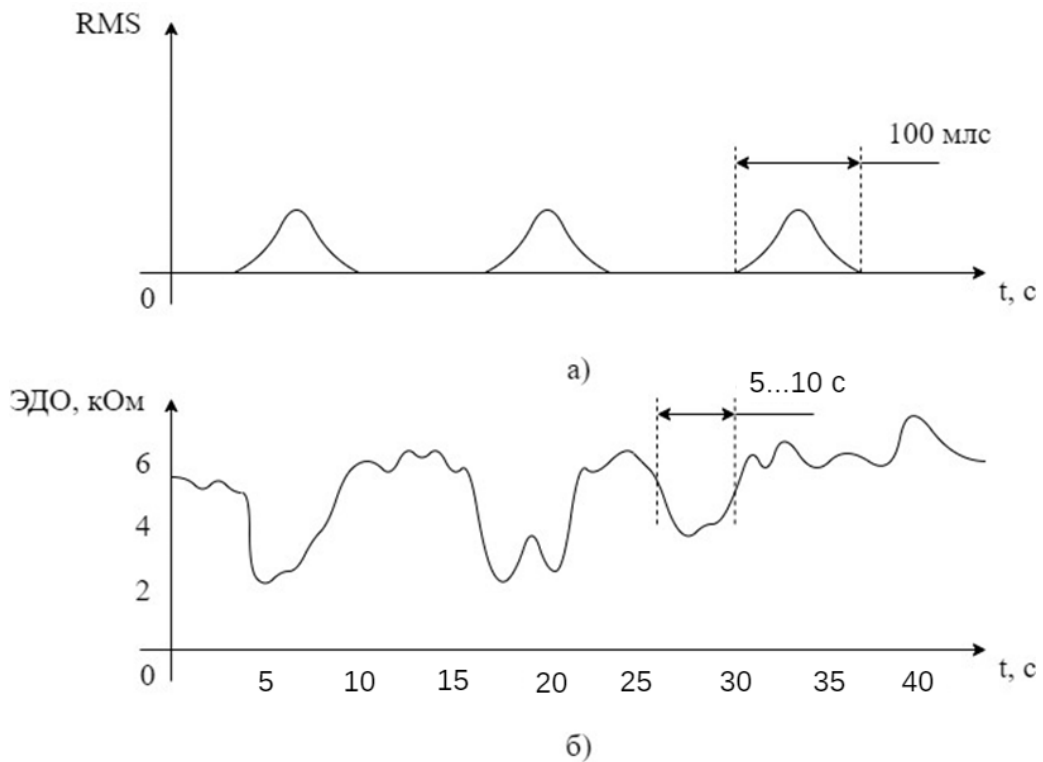


Рисунок 3.6 - Эпюры сигналов моторного и электродермального ответов пациента

ЭДО характеризуется резким падением сопротивления кожи (рисунок 3.6б), которое сменяется более медленным и равномерным возвращением к фоновым значениям. Длительность этого ответа коррелирует с “яркостью” воображаемого движения у здоровых людей. Однако затухание в новизне задачи, например, мысленное повторение одного и того же действия, может привести к снижению его амплитуды и длительности [98].

Как только пациент начинает мысленно выполнять движение, происходит статистически значимое снижение сопротивления кожи, увеличивается частота сердечных сокращений (ЧСС) и частота дыхания, а также наблюдается слабая ЭМС-активность [98].

Таким образом, опубликованные данные свидетельствуют о том, что изменения активности вегетативной нервной системы при мысленном выполнении движений аналогичны тем, которые наблюдаются во время их физической реализации, но они слабее выражены, чем при реальном движении [87].

Представленные исследования позволяют определить рейтинг клипа в виде корреляционной функции двух сигналов по формуле:

$$R = \frac{1}{2\alpha} \cdot \sum_{\substack{j=t_{n2}+\alpha, \\ i=t_{n1}+\alpha, \\ i=t_{n1}-\alpha, \\ j=t_{n2}-\alpha}} RMS_i \cdot \overline{\overline{ЭДО_j}}, \quad (3.2)$$

где RMS_i - отсчеты сигнала моторного ответа, $\overline{\overline{ЭДО_j}} = |\overline{\overline{ЭДО_j}}|$, $\overline{\overline{ЭДО_j}}$ - отсчеты сигнала ЭДО, пропущенного через ФВЧ, $t_{n1} = \arg \max_{i=1..N} RMS_i$; $t_{n2} = \arg \max_{j=1..N} \overline{\overline{ЭДО_j}}$; N - число отсчетов в моторном и электродермальном сигналах, α - настраиваемый параметр.

Для определения рейтинга клипа из совокупности отсчетов RMS выбирается максимальный отчет с номером n_1 , а из совокупности отсчетов электродермального ответа $\overline{\overline{ЭДО_j}}$ выбирается максимальный отчет с номером координаты n_2 . Затем определяется рейтинг клипа согласно формуле (3.2). Настраиваемый параметр α лежит в пределах 2...6 секунд и определяется длительностью ЭДО конкретного пациента на конкретный клип.

Так как в ЭДО присутствует постоянная составляющая, существенно зависящая от фонового электрического сопротивления кожи, то от нее отстраиваются посредством ФВЧ 11 (рисунок 3.3), сигнал с его выхода дискретизируется АЦП2 12 и эти отсчеты водятся в микроконтроллер 10. В отличие от сигнала RMS , дискретные отсчеты с выхода ФВЧ могут принимать отрицательные значения, поэтому в микроконтроллере 10 определяется их абсолютная величина в виде отсчетов $\overline{\overline{ЭДО_j}}$ (рисунок 3.7б).

Получив отсчеты RMS и $\overline{\overline{ЭДО}}$ (рисунок 3.7 б), микроконтроллер 10 имеет возможность вычислить их корреляционную функцию. Но, учитывая, что как тот, так и другой сигнал, достаточно зашумлены, то в формуле (3.3) используем

сигналы с наибольшей интенсивностью. С этой целью в блоке 18 (рисунок 3.5) определяем максимальное значение отсчета RMS и максимальное значение отсчета $\overline{\overline{ЭДО}}$. Определив координаты этих отсчетов n_1 и n_2 , выделяем соответствующие окрестности сигналов RMS и $\overline{\overline{ЭДО}}$, отсчеты которых подставляем в формулу (3.3). Эпюры фрагментов этих сигналов показаны на рисунке 3.7.

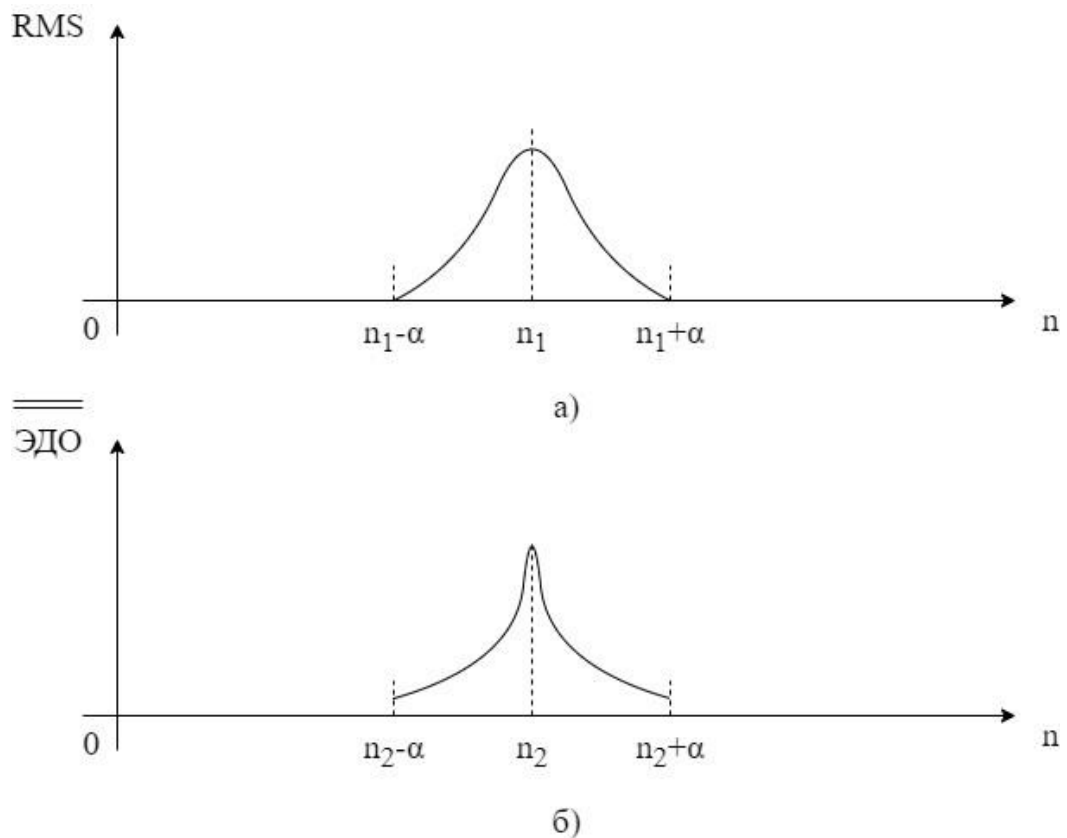


Рисунок 3.7 - Эпюры сигналов моторного и электродермального ответов пациента в координатах с максимальными значениями отсчетов

Ширину фрагмента определяет параметр α , который выбирается с учетом того, что ЭДО имеет большую длительность по сравнению с моторным ответом.

После K -кратного определения рейтинга клипа, его значение, определяемое в блоке 27 (рисунок 2.6), отправляется в базу рейтингов клипов. В блоке 28 вводится пороговое значение рейтинга, а в блоке 29 просматриваются все клипы пула (множества A), в результате чего формируется множество B клипов, которые

не эффективно использовать для реабилитации данного пациента (блоки 29 и 30). После формирования контента VR для данного пациента, формируют план его реабилитации с учетом VR с адаптированным контентом.

3.3 Выводы третьего раздела

1. Предложена структурно-функциональная модель реабилитации пациентов с нарушениями двигательных функций. Модель включает пациента, экзоскелет, систему управления экзоскелетом и блок виртуальной реальности, а также биотехнические обратные связи, позволяющие осуществлять интерактивное управление звеньями экзоскелета, и биологические обратные связи, позволяющие связать программы реабилитации и функциональные системы пациента. В модель введен блок оценки эффективности реабилитации, позволяющий управлять контентом виртуальной реальности в процессе осуществления программы реабилитации.

2. Разработан метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонализированного контента клипов виртуальной реальности, заключающийся в тренировке паретичной конечности посредством предъявления пациенту контента клипов виртуальной реальности, стимулирующих воображение движения паретичной конечностью, и контролем воображения движения пациентом, основанным на анализе паттернов электрофизиологических сигналов. Контент клипов виртуальной реальности адаптируют к конкретному пациенту путем оценки рейтинга клипа. Клипы, рейтинги которых меньше порогового, удаляются из пула клипов виртуальной реальности, а с целью повышения статистической значимости вычисляемого рейтинга клипа, он вычисляется многократно.

4 Эксперименты по определению эффективности биотехнической системы персонифицированной реабилитации

4.1 Прототип биотехнической системы с виртуальная реальность в реабилитационных комплексах с комбинированными обратными связями

Внедрение в клиническую практику БТС с БОС на основе адаптивной VR и интеллектуальных методов обработки диагностической информации открывает возможность одновременной диагностики и терапии неврологических расстройств путем целенаправленного формирования паттернов ЭЭГ и ЭМГ посредством клиповой VR и искусственной обратной связи, осуществляющей адаптацию VR к текущему состоянию пациента [38, 42].

Для стимуляции ЭМС в БТС создается стимулирующая VR, возбуждающая моторные нейроны, которые, в свою очередь, стимулируют потенциалы ДЕ мышц, адаптируемых к данной VR. Для стимуляции потенциалов ДЕ мышц необходимо создать базу данных тестовых движений (клипов) и соответствующих им сигналов потенциалов ДЕ.

Известны различные сцены VR, позволяющие повысить достоверность диагностики и эффективность терапии неврологических заболеваний. Однако информация о представленных решениях ограничена элементарными сценами, без адаптации к пациенту. Следовательно, необходимо создать четкий алгоритм функционирования между VR и сигнальными маркерами, способный привести к положительному эффекту в диагностике и терапии неврологических расстройств [20, 50, 51, 52]. Сами сигнальные маркеры могут быть получены путем регистрации и интеллектуальной обработки информации, получаемой при различных исследованиях: ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ, компьютерная и магнитно-резонансная томография, тепловизионное исследование.

Целью создания прототипа БТС является повышение эффективности диагностики и терапии лиц с неврологическими расстройствами за счет

использования новых БТС с БОС на основе адаптивной VR и интеллектуального анализа медико-биологических сигналов БТОС, позволяющего оптимизировать процедуры реабилитации.

В процессе исследования создан прототип БТС со стимулами, возбуждаемыми посредством программируемой VR. Структурная схема прототипа БТС представлена на рисунке 4.1. Прототип БТС позволил разрабатывать и апробировать новые методы управления физическими объектами, в основу которых были положены БОС на основе формирователя VR и БТОС, реализованная на основе контроля поверхностной ЭМГ.

Стимулирующая VR возбуждает моторные нейроны, которые, в свою очередь, стимулируют потенциалы ДЕ мышц, адаптируемых к данной VR [38, 39].

Для достижения цели исследования необходимо создать базу данных тестовых движений (клиповых движений) и соответствующих им сигналов потенциалов ДЕ. В структуре прототипа БТС выделим блок формирования VR, ЭМГ каналы и дешифратор ЭМГ. Дешифратор ЭМГ распознает тестовое движение в VR, блок формирования VR выдает следующий клип для управления стимулами, которые соответствуют следующим мышечным сокращениям (следующему воображаемому движению). Таким образом, процесс адаптации VR к пациенту заключается в том, что VR через БОС формирует целевые усилия, соответствующие мышечной реакции пациента.

Прототип БТС позволил разработать методы и средства стимулирования тарированных реакций в каналах ЭМГ и ЭЭГ. В качестве примера реализации БОС на рисунке 4.1 представлен рычаг с реверсивной пружиной. Человек реально оказывает силовое воздействие на блок рычаг. При этом генерируются соответствующие ЭМГ-сигналы. VR выводит на терминал заданное усилие. Виртуальные реакции человек контролирует только тактильно, а о реальных результатах своих действий он получает информацию через терминал блока VR (на рисунке 4.1 это шкала с нанесенными делениями и указателем). В итоге между пациентом и терминалом образуется БОС, управляемая посредством VR.

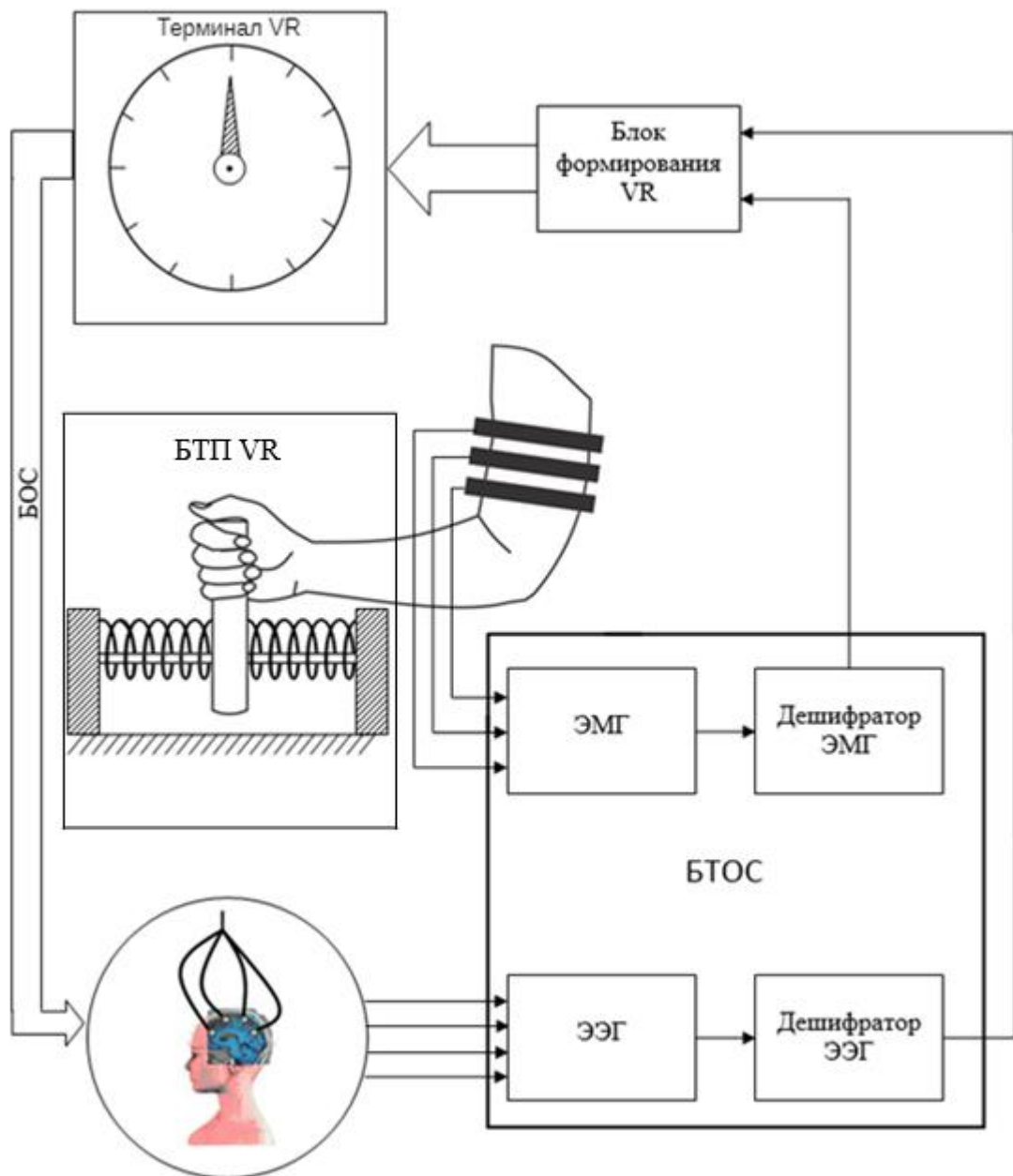


Рисунок 4.1 - Структурная схема прототипа биотехнической системы

По существу, в такой конфигурации БТС работает псевдо БОС, благодаря которой зрительный анализатор человека заменяется программным моделированием картины мира. При этом картина мира моделируется на основе информации о паттернах ЭЭГ и ЭМГ, связанных с работой соответствующих мышц. При этом блок виртуальных реакций способен измерить соответствующие усилия и ускорения, развиваемые мышцами, рассматриваемые как реакции на

соответствующую картину мира, которую создает пациенту VR посредством данных, выдаваемых на терминал.

Для создания VR адекватной картины мира для пациента в БТС используются декодирующие устройства для сигналов канальных ЭЭГ и ЭМГ. В качестве декодирующих устройств используются обучаемые классификаторы, построенные на основе нейросетевых моделей, моделей нечеткого логического вывода или гибридных (гетерогенных) моделей, которые позволяют формировать сигналы управления для БТОС [30, 39, 65]. Структура и архитектура БТС обеспечивает обучение решающих модулей для дешифрации ЭМГ и ЭЭГ [51, 52, 53, 54, 56, 57, 58, 59, 68].

Исследование прототипа БТС позволяет разработать методы и средства проектирования систем управления (контроллеров) для медицинских экзоскелетов, тренажеров и протезов, а также осуществлять выбор суррогатных маркеров для оценки эффективности реабилитационных процедур посредством БОС для лиц с ЛОВЗ [38].

Для того чтобы различать и классифицировать мышечные движения, должны быть извлечены наиболее значимые части ЭМС (признаки), которые представляют текущий сигнал в виде кода, несущего информацию о конкретном перемещении конечностей. Эта информация расшифровывается в декодере или классификаторе. По данным исследований, для классификации ЭМС применяются различные способы кодирования: спектральные коэффициенты, коэффициенты авторегрессии, вейвлет-коэффициенты. Однако, учитывая временные ограничения на дешифрацию команды, предпочтения отдают способам кодирования ЭМС во временной области на основе анализа амплитуд сигналов. Такие признаки могут быть легко определены, обладают высокой стабильностью для распознавания образов с помощью нейронных сетей. Для достижения лучших результатов в распознавании команд, код (вектор признаков) должен содержать достаточное количество информации, чтобы отражать существенные свойства ЭМС. Следовательно, основным требованием к коду является его простота получения и скорость его декодирования (классификации

команды) [53, 54, 56, 68]. Синхронная работа электроэнцефалографа и электромиографа, предусмотренная в прототипе БТС, позволяет создать базу данных, предназначенную для обучения и тестирования классификаторов БТОС. Это также позволяет блоку VR установить и локализовать нейрофизиологические нарушения, и таким образом сформировать персонифицированную программу реабилитации. Сравнивая в блоке VR дешифрованные сигналы ЭЭГ и ЭМГ, VR задает оптимальные значения силовой нагрузки на БОС, а учитывая, что пациент не видит перемещение рычага, то VR выдает на терминал фиктивные результаты работы мышц пациента, способствующие максимальной эффективности реабилитационной процедуры.

4.2 Структурная схема биотехнической системы с виртуальной реальностью для реабилитации пациентов с ограниченной двигательной активностью

Структурная схема БТС, соответствующая вышеописанному прототипу, представлена на рисунке 4.2. Функционально в БТС можем выделить пациента, ЛПР, функциональные модули: формирования управляемых воздействий на пациента 1, контроля управляющими воздействиями 2, управления реабилитацией 3 и информационной поддержки 4.

В начале программы реабилитации ЛПР изучает анамнез пациента и подбирает из базы программ реабилитации соответствующую адекватную программу реабилитации. В соответствии с выбранной программой реабилитации ЛПР формирует структуру блока управления реабилитацией, включая пациента в необходимые биотехнические и биологические обратные связи (функциональный модуль 3).

ЛПР, при необходимости, в зависимости от анамнеза пациента и выбранной программы реабилитации, осуществляет корректировку блока определения текущего ФС пациента. В функциональном модуле 1 формируется программа реабилитации, которая осуществляется блоком реабилитации. Если выбранная программа реабилитации предполагает использование VR, то подключается блок VR, который может комплектоваться, если это предусмотрено, блоком адаптации VR и блоком физической поддержки VR. Блок адаптации VR описан в третьем разделе, а блок физической поддержки VR предусматривает дополнительные физические воздействия на пациента, поддерживающие реальность VR на тактильном и вербальном уровнях.

Функциональный модуль 2 обеспечивает соответствующей информацией блок адаптации VR и, при необходимости, вносит корректировки в программу реабилитации в блоке реабилитации. Если программа реабилитации предусматривает контроль МУ, то есть в процессе реабилитации пациент выполняет физические нагрузки, то блок реабилитации подключает к пациенту блок контроля МУ, работа которого описана в разделе 2.

Функциональный модуль 3 обеспечивает формирование управляющих команд, предназначенных для управлением процессом реабилитации, и взаимодействует на командном уровне с блоком реабилитации и с блоком адаптации VR. В качестве биотехнического компонента БОС используются либо ЭМС, либо электроэнцефалосигналы (ЭЭС). Программно-аппаратные решения блока управления процессом реабилитации рассмотрены в [39, 49, 50, 51, 53, 55, 57]. Одно из таких возможных его структурно-функциональных решений представлено на рисунке 4.3.

Блок управления процессом реабилитации работает следующим образом. На мышцы, тренинг которых осуществляется, накладываются электроды ЭМС. Пациент пытается сократить мышцы. При этом миограф фиксирует ЭМС. Каждая ДЕ генерирует квазипериодические импульсы, частота следования которых определяется величиной усилия мышцы, совершающей механическую работу. Длительность импульсов на порядок меньше периода их следования.

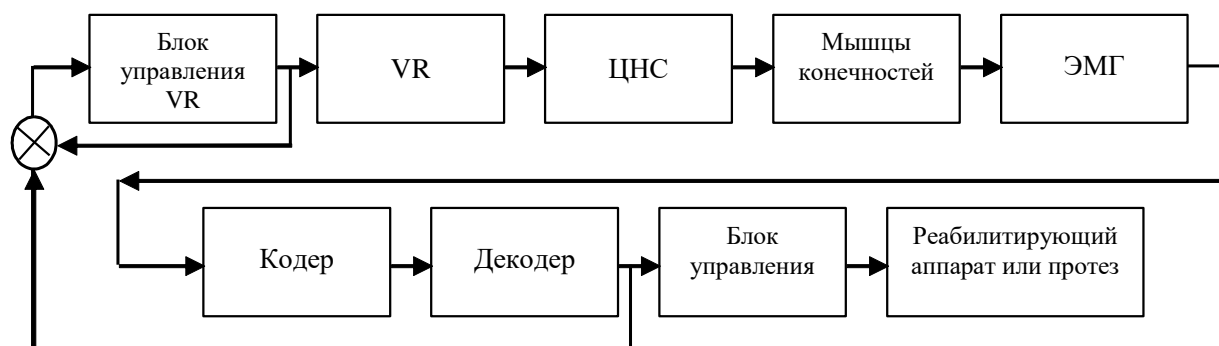


Рисунок 4.3 – Структурная схема блока управления процессом реабилитации в биотехнической системе с виртуальной реальностью

ЭМС декодируется декодером в вектор информативных признаков для блока управления (БУ). БУ, выполненный в виде нейроконтроллера или нечеткого нейроконтроллера, генерируя вектор управления \bar{u} на входе реабилитирующего аппарата. Пациент наблюдает эффект сокращения мышц в VR.

В структуре реабилитирующей БТС выделим блок формирования VR, электромиографические каналы и блок декодирования ЭМС. Блок декодирования распознает тестовое движение посредством нейросетевых классификаторов [39, 49, 53, 54, 57, 58, 68], блок формирования VR выдает следующий клип для управления стимулами, которые соответствуют следующим мышечным сокращениям (следующему воображаемому движению) [39, 40, 49, 50, 52].

В функциональном модуле 4 осуществляется информационная поддержка программы реабилитации. Он помогает ЛПР подобрать адекватную программу реабилитации для конкретного пациента исходя из его анамнеза и построенной модели реабилитации, которая позволяет прогнозировать эффективность реабилитации. В его состав входят база данных пациентов, блок анамнеза, который является, по существу, буфером между ЛПР и базой данных пациентов, и блок планирования процедуры реабилитации, который позволяет ЛПР адаптировать процедуру реабилитации к показателям анамнеза пациента, а также построить математическую модель процесса реабилитации, которая позволяет ЛПР прогнозировать эффективность процесса реабилитации и выбрать оптимальные

настраиваемые параметры экзогенных воздействий на пациента, которые обеспечивали бы максимальную эффективность процедуры реабилитации.

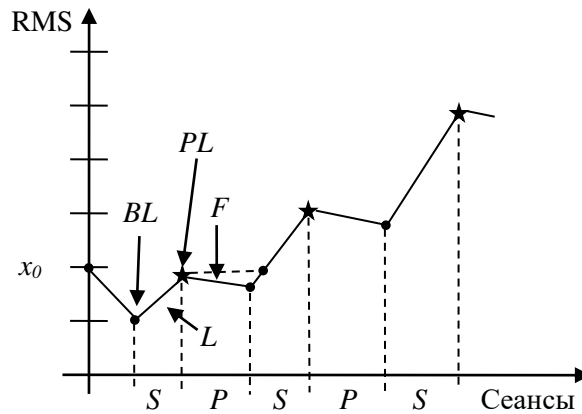
4.3 Блок планирования и коррекции процедур реабилитации с использованием адаптируемой виртуальной реальности

Блок планирования и коррекции процедур реабилитации с использованием адаптируемой VR входит в БТС, структура которой представлена на рисунке 4.2. В основу планирования и управления реабилитационными процедурами положен контроль регулируемого физиологического параметра (РФП), измеряемая величина которого позволяет оценить текущее ФС реабилитируемого органа. Для измерения РФП используются различные аппаратные средства и специальное ПО. Посредством БОС осуществляется синхронизация динамики РФП и стимулов, воздействующих на сенсоры пациента. Если эти стимулы представлены в виде полутонных или цветных изображений, то такую стимуляцию называют VR-стимуляцией.

Надежный контроль динамики РФП позволяет построить математическую модель, определяющую зависимость изменения РФП от параметров программы реабилитации (величины нагрузки или времени экспозиции).

Динамика РФП имеет различную направленность в зависимости от цели терапевтического воздействия. Полагаем, что целью тренинга является повышение РФП (в качестве управляемого параметра используем показатель RMS в ЭМС).

Курс реабилитации состоит из N сеансов, длительность каждого составляет 30 мин, частота – 1-3 раза в неделю [9, 39]. Поэтому фактически результат тренинга не связан с длительностью сеанса как такового (фиксировано 30 мин). Перед началом каждого сеанса регистрируется «нулевой уровень» РФП: $BL=X_0$, по окончании – посттренинговый PL (рисунок 4.4) [9, 39, 49].



RMS –регулируемый физиологический параметр; x_0 – начальный уровень регулируемого физиологического параметра; S – сеанс реабилитации; P – перерыв между сеансами; BL – уровень регулируемого физиологического параметра перед сеансом; PL – уровень регулируемого физиологического параметра после сеанса; L – процесс восстановления двигательной активности; F – процесс снижения двигательной активности

Рисунок 4.4 – Динамика регулируемого физиологического показателя в процессе сеансов реабилитации:

Скорость восстановления зависит от величины изменений РФП по сравнению с исходным уровнем. По мере увеличения числа сеансов навыки закрепляются в нейропамяти, и после достаточного большого количества сеансов реабилитации она приближается к пределу насыщения (максимально возможной изменчивости показателя). Но в перерывах между сеансами имеет место регресс навыков, полученных в процессе сеансов реабилитации, то есть имеет место процесс «снижения ДА». Закрепленная доля навыков, оставшаяся к следующему сеансу реабилитации, в математической модели описывается функцией «снижения ДА», возрастающей от нуля до единицы (рисунок 4.5, а).

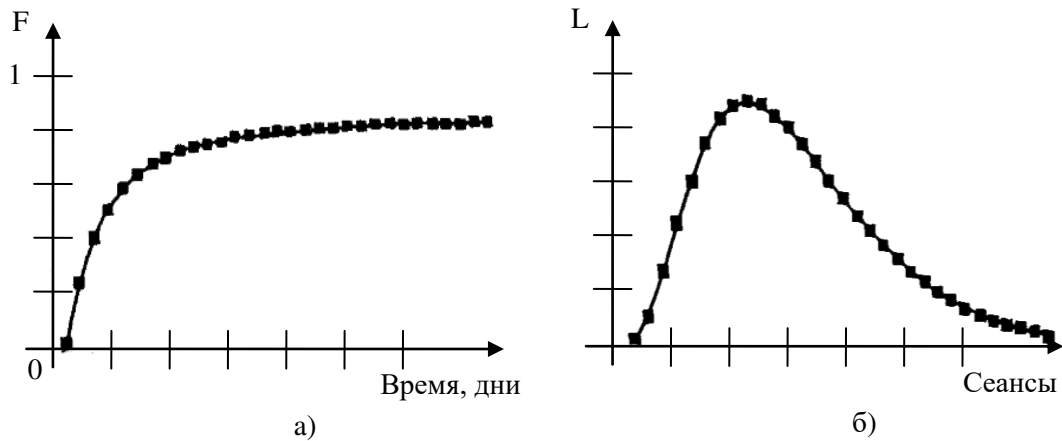


Рисунок 4.5 – Функция «снижения ДА» (а) и функция «восстановления ДА» (б)

Результатом восстановления ДА на сеансе реабилитации является посттренинговый уровень РФП, который достигается в два этапа (рисунок 4.4). Вначале пациент восстанавливает эффект, полученный на предшествующем сеансе, а затем он повышает РФП выше этого уровня [9, 39, 49].

Эффективность реабилитации в математической модели описывается с помощью функции «восстановления ДА» (рисунок 4.5, б). Параметры этой функции вместе с функцией «снижения ДА» определяют динамику РФП в процессе сеанса реабилитации, и, следовательно, эффективность реабилитации.

Математическая модель процесса реабилитации описывается уравнением

$$Y_k = X_k + L(k, T_k, T_{k+1}), \quad (4.1)$$

где k – номер сеанса ($k = 1, \dots, N$), N – количество сеансов в курсе; T_k – момент начала k -го сеанса; X_k – дискретный отсчет уровня РФП $X(t)$ в произвольный момент времени t перед k -ым сеансом; Y_k – постсеансный уровень РФП.

От сеанса к сеансу происходит снижение ДА согласно функции F , описываемое выражением:

$$|Y_k - X_{k+1}|, \quad (4.2)$$

которое выражено функцией [9, 39, 49]:

$$F(k, T_k, T_{k+1}) = 1 - \exp(-a(T_{k+1} - T_k)/k). \quad (4.3)$$

Математическая модель процесса постсеансного снижения ДА описывается уравнением

$$X_{k+1} = Y_k \cdot F(k, T_k, T_{k+1}). \quad (4.4)$$

Функция F принимает значения между нулем и единицей и стремится к единице при k стремящемся к бесконечности.

Реабилитация на k -ом сеансе $X_k \rightarrow Y_k$ описывается уравнением

$$Y_k = \min(M, X_k + L(k)), \quad (4.5)$$

где $L(k)$ – функция обучения; M – параметр, определяющий предельные возможности реабилитации пациента за один сеанс.

Уравнения (4.1) и (4.4) составляют основу математической модели динамики РФП в курсе реабилитации [9, 39, 49]. Из уравнений (4.1) и (4.5) и свойств функций F и L следует, что значения РФП перед сеансом реабилитации X_k и после сеанса реабилитации Y_k ограничены и снизу, и сверху. Иными словами, изменения РФП происходят в полосе значений, определяемой параметрами математической модели, как это представлено на рисунке 4.6 графиками $PL(t)$ и $BL(t)$, которые представляют математическую модель реабилитации [9, 39].

Компьютерный анализ модели показал, что динамика РФП в курсе реабилитации описывается S-образной кривой (рисунок 4.6), на которой выделены три фазы реабилитации: 1 – начальное плато, 2 – этап эффективной реабилитации, 3 – этап стабилизации или неэффективной реабилитации. «Начальное плато» кривой характеризует инерционность процесса реабилитации.

В рамках математической модели могут быть описаны различные динамические режимы РФП [9, 39, 49].

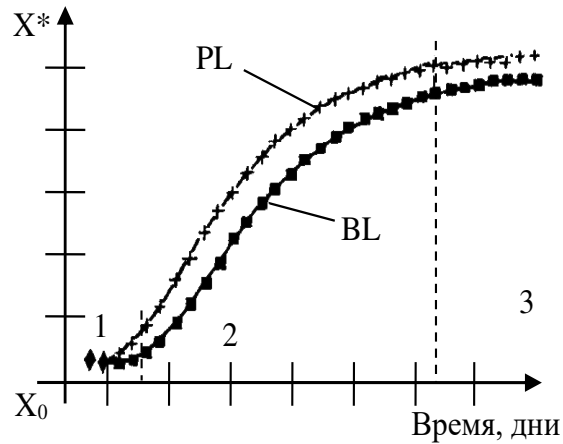
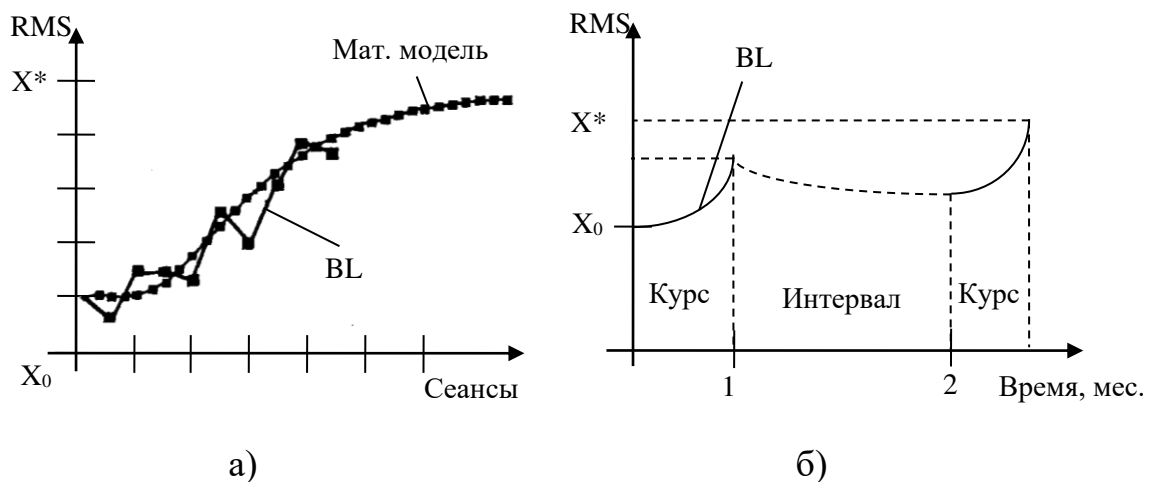


Рисунок 4.6 – Математическая модель динамики РФП в сеансах реабилитации: X^* – предел насыщения (расписание: регулярные сеансы)

По результатам начальных пяти-шести сеансов строятся оценки параметров математической модели. Модель позволяет делать прогноз текущего курса реабилитации (рисунок 4.7, а).



X^* – предел насыщения

Рисунок 4.7 – Прогноз текущего курса реабилитации (а) и прогноз следующего курса реабилитации (б)

Она также позволяет планировать оптимальную частоту сеансов в курсе и интенсивность нагрузок в сеансах, позволяет автоматически определить длительность курса и выбрать интервал между окончанием текущего курса и началом следующего с предсказанием базового уровня РФП (рисунок 4.7, б). Параметры модели оцениваются по методу наименьших квадратов, вычислительная процедура организована по методу Марквардта [39, 49].

4.4 Оценка эффективности реабилитации посредством биотехнической системы с модулем виртуальной реальности

Для оценки клинической эффективности восстановительной реабилитации посредством предложенного метода формирования и использования персонифицированного контента VR у больных с парезом нижних конечностей (НК) были проведены экспериментальные исследования. Исследование проводилось в соответствии с Международным стандартом качества научных исследований (Good Clinical Practice). Для проведения эксперимента были сформированы экспериментальная группа и контрольная группа сравнения, в которые вошли по двадцать пациентов. Критериями включения пациента в исследование являлись [44]:

1. Возраст от 45 до 75 лет.
2. Впервые возникшее острое нарушение мозгового кровообращения по ишемическому типу в каротидном бассейне.
3. Не ранее 3 месяцев и не позднее 4 месяцев с момента возникновения инсульта.
4. Один подтвержденный очаг ишемического инсульта супратенториальной локализации по данным компьютерной томографии головного мозга.
5. Двигательные нарушения в НК в виде центрального пареза не более 3 баллов согласно шкалы оценки мышечной силы Британского совета медицинских

исследований (это пяти бальная шкала, в которой оценка ноль соответствует полному отсутствию движения конечности, а оценка пять – способности поднимать конечность против небольшого сопротивления) [44].

Все пациенты, включенные в исследование, получали медикаментозное лечение согласно стандарту оказания специализированной помощи при инфаркте головного мозга. Дополнительно к стандартному лечению пациенты обеих групп проходили реабилитационные процедуры в условиях VR. Реабилитация с использованием VR проводилась в условиях кабинета реабилитации. В VR использовалось сенсорное взаимодействие с виртуальными объектами. Пациентам в условиях VR показывались клипы с демонстрацией ходьбы по горизонтальной поверхности. Продолжительность курса составляла 12 сеансов по 15 минут. В БТС был включен блок физической поддержки VR, который осуществлял подтверждение совершаемого шага посредством воздействия на подошвенную поверхность стоп с помощью надуваемых компрессоров многокамерных манжет. На рисунке 4.8 представлен пример прохождения сеанса реабилитации в БТС с VR пациентом с нарушением ДФ НК.



Рисунок 4.8 - Пример прохождения сеанса реабилитации в биотехнической системе с виртуальной реальностью пациентом с нарушением двигательных функций нижних конечностей

Пациенты контрольной группы получали только стандартный пул клипов VR. У пациентов экспериментальной группы клипы адаптировались под конкретного пациента, проходящего реабилитацию, согласно методике, изложенной в разделе 3.

Для сравнительной оценки эффективности реабилитации в экспериментальной и контрольной группах использовалась шкала LEFS, которая представляет собой анкету, содержащую 20 вопросов о способности человека выполнять повседневные задачи. LEFS используется клиницистами в качестве меры исходного состояния пациентов, текущего прогресса и исхода, а также для постановки функциональных целей. LEFS можно использовать для оценки функционального нарушения у пациента с поражением одной или обеих НК. Его можно использовать для наблюдения за пациентом с течением времени и для оценки эффективности вмешательства [80]. Минимальное обнаруживаемое изменение (MDC) составляет 9 пунктов шкалы. Минимальная клинически значимая разница (MCID) составляет 9 баллов по шкале. Процент максимальной функции определялся как:

$$\% \text{ максимальной функции} = (\text{оценка LEFS}) / 80 \times 100. \quad (4.6)$$

Исследование показало, что различие в улучшении ДФ НК между группами статистически значимо ($p=0,02$). Результаты оценки динамики ДФ НК до и после реабилитации у пациентов основной группы и группы сравнения представлены в таблице 4.1.

Таблица 4.1 - Результаты оценки двигательной функции нижних конечностей по шкале LEFS до и после реабилитации

	До	После	P
Экспериментальная группа	40 [10;55]	50 [20;60]	0,01
Контрольная группа	35 [10;45]	40 [10;50]	0,05

Полученные данные позволяют сделать вывод, что выбор контента VR, адаптированной к пациенту, позволяет повысить эффективность реабилитации по шкале LEFS на 11 %. Таким образом, для обоснованного выбора методов лечения и эффективных технологий реабилитации целесообразен персонифицированный подбор контента VR.

4.5 Оценка эффективности мониторинга мышечной усталости в биотехнических системах реабилитации двигательной активности нижних конечностей

Для экспериментального исследования эффективности предлагаемого метода адаптивной реабилитации с контролем МУ была создана экспериментальная группа из 70 пациентов (30 женщины и 40 мужчин) в позднем восстановительном периоде мозгового инсульта (МИ), в возрасте от 43 лет до 80 лет (средний возраст $58,4 \pm 6,4$ года) способных самостоятельно (без опоры) сохранять равновесие при стоянии не менее 2 минут, а также отсутствие других показателей здоровья, препятствующих проведению исследования [19, 64]. Все пациенты экспериментальной группы подписали информированное согласие. Проведение исследования было одобрено локальным этическим комитетом Юго-Западного государственного университета, г. Курск. Экспериментальные исследования проводились в отделении медицинской реабилитации клинического научно-медицинского центра «Авиценна» (г. Курск) с мая 2023 года по январь 2025 года. Пациенты были проверены сертифицированным физиотерапевтом, который имел опыт в использовании бионических устройств и который проверял потенциальных участников исследования на соответствие критериям.

Эффективным методом коррекции постинсультных двигательных нарушений является дозированная физическая нагрузка, что связано с формированием новых реципрокных и межполушарных связей, активацией

процессов нейропластичности [64]. Использование VR позволяет улучшить процесс образования новых функциональных связей и формирование необходимых двигательных навыков [19]. В этих целях используют функциональную электростимуляцию (ФЭС) совместно с БОС [19, 21, 30].

Пациентов в экспериментальной группе рандомизировали на две группы. В основную группу включили 46 пациентов с МИ, которым вместо стандартной схемы ФЭС использовалась адаптационная схема ФЭС с контролем МУ. В группу сравнения вошли 24 пациента с МИ, в план реабилитации которых не была включена методика контроля МУ и возможности коррекция плана ФЭС. Основная группа и группа сравнения были сопоставимы по возрастно-половому составу и клиническим проявлениям.

Для реабилитации постинсультных больных использовался интеллектуальный комплекс Траст-М, предназначенный для восстановления функции ходьбы методами БОС и ФЭС, а также для диагностики патологии походки по основным параметрам: временным, кинематическим, динамическим, включению мышц в двигательный акт. Функциональный состав комплекса «Траст-М» и методика реабилитации на нем иллюстрирует рисунок 4.9. Программно-аппаратные средства комплекса позволяют, как контролировать, так и управлять нагрузкой на мышцы как с помощью беговой дорожки, так и с помощью системы разгрузки веса пациента. Для установки ПО использовался компьютер с процессором Core I5, 2,66 ГГц, с оперативной памятью 1-4 ГБ, с видеокартой с поддержкой DirectX 9.0, операционной системой Microsoft Windows 7, диагональ дисплея 18,4 дюйма [19, 20]. Комплекс «Траст-М» позволяет применять ФЭС непосредственно во время ходьбы (воздействие на НК и туловище). Метод применяется самостоятельно или в сочетании с методиками БОС [19].

Комплекс использовался для тренировки ходьбы с целью восстановления опороспособности НК, ритмичности и временной структуры цикла шага, движений в крупных суставах НК, правильного алгоритма работы мышц. Тренировка осуществляется в игровом режиме в виртуальной трехмерной среде

методом БОС. Комплекс позволяет выполнять ФЭС мышц непосредственно во время ходьбы (НК и туловище). Данный метод применяется как самостоятельно, так и совместно с методами БОС, что улучшает мотивацию больного.

Датчики sEMG устанавливались на НК пациента согласно примеру, представленному на рисунке 4.9. Пациент осуществлял движение по беговой дорожке в течение 1—2 минут (рисунок 4.9). В процессе движения пациента по беговой дорожке анализировалась информация с датчиков sEMG посредством имеющихся в программном пакете средств и по результатам этого анализа корректировались скорость передвижения пациента по беговой дорожке и выбор мышц для стимуляции. Длительность тренировки составляла 20—30 мин, продолжительность курса — 15 занятий (три раза в неделю, пять недель) [19].



Рисунок 4.9 – Фотография процесса реабилитации нижних конечностей на комплексе Траст-М

До начала курса реабилитации пациенты в экспериментальной и контрольной группах были обследованы по стандартным методикам. Аналогичные обследования проводились в течении курса реабилитации.

Физикальные исследования проводились перед каждым сеансом реабилитации. [19]. Пациенты в основной группе прошли ФЭС-тренинг в сочетании с контролем МУ с последующей адаптацией тренировочной нагрузки. Пациенты в контрольной группе прошли только ФЭС-тренинг. Клиническая оценка, основанная на стандартах Международной классификации функционирования инвалидности и здоровья (МКФ) Всемирной организации здравоохранения [109] была проведена в трех точках общего периода ФЭС-тренинга: в начале курса реабилитации (t_0), после 9 занятий (t_1) и после 15 сеансов тренировочного периода (t_2).

Для области деятельности МКФ использовали тест 10-метровой ходьбы (10 мТХ) для оценки скорости ходьбы на короткое расстояние и тест на 6-минутную ходьбу (6 минТХ) в качестве субмаксимального теста аэробной способности/выносливости для оценки пройденного расстояния в течение 6 минут [109]. В таблице 4.2 перечислены значения 10 мТХ и 6 минТХ в основной группе и группе сравнения в контрольных точках.

Таблица 4.2 – Шкалы активности стандартов МКФ для пациентов экспериментальной группы

Стандарты МКФ	Время					
	Основная группа (n=40)			Группа сравнения (n=30)		
	t_0	t_1	t_2	t_0	t_1	t_2
10мТХ, с	74,6±5,7	70,8±6,1	55,8±6,7	74,6±5,7	70,8±6,1	55,8±6,7
10мТХ, шаги	23,8±11,3	18,8±5,6	19,0±5,7	23,8±11,3	18,8±5,6	19,0±5,7
10мТХ, м/с	0,14±0,12	0,15±0,13	0,18±0,16	0,14±0,12	0,15±0,13	0,18±0,16
6 минТХ, м	79,5±46,8	88,0±43,3	92,0±59,3	79,5±46,8	88,0±43,3	92,0±59,3

Статистический анализ проводился с использованием t-критерия Стьюдента и методов непараметрической статистики (например, критерия χ^2). Для выявления связей между переменными использовался непараметрический корреляционный анализ (метод Спирмена). Различия считались статистически значимыми при $p < 0,05$. При повторных обследованиях у пациентов обеих групп наблюдалась

положительная динамика. Статистический анализ проводился с помощью пакета Excel 2013; статистическая значимость была установлена на уровне 0,05.

В таблице 4.3 представлена динамика показателей скорости ходьбы (в секундах) при выполнении теста ходьбы на 10 м у пациентов основной группы и группы сравнения.

Таблица 4.3 - Время (в секундах) выполнения теста прохождения 10 м ($M \pm m$) у пациентов экспериментальной группы в контрольных точках программы реабилитации

Срок наблюдения	Основная группа (n=40)		Группа сравнения (n=30)	
	В обычном темпе	В максимально возможном темпе	В обычном темпе	В максимально возможном темпе
До курса реабилитации	74,6±6,8	68,5±4,9	71,75±8,6	66,4±5,5
Через три недели	70,8±5,9	62,4±5,8	66,50±7,2	62,5±8,3
Через пять недель	55,8±6,1*	52,7±5,6	60,45±8,4	56,8±5,8

Примечание: * — отличия по сравнению с исходным уровнем статистически значимы ($p < 0,05$).

Результаты теста ходьбы на 10 м свидетельствуют о выраженном улучшении скорости ходьбы у основной группы по сравнению с группой сравнения, особенно после пяти недель терапии. Эти улучшения были статистически значимыми ($p < 0,05$), что подчеркивает эффективность адаптивного метода ФЭС.

По окончании курса реабилитации все пациенты были протестированы по Шкале оценки двигательной активности Тинетти, которая позволяет стратифицировать пациентов на четырех диапазонной 24-бальной шкале. При степени двигательных нарушений в диапазоне от 0 до 10 определялись значительно выраженные нарушения устойчивости, от 11 до 21 – определялась

умеренная выраженность двигательных нарушений, 21–22 баллов – легкая степень нарушений и от 23 до 24 – норма. Тестирование показало, что у пациентов основной группы легкие и умеренные статолокомоторные нарушения выявлены в 49,3% и 10,1% случаев. У 30% пациентов основной группы зарегистрирована нормальная двигательная активность. В группе сравнения эти показатели составили 57,13% и 20%, соответственно. Таким образом, эффективность контроля МУ в БТС реабилитационного типа с VR подтверждается тестированием статолокомоторной сферы по шкале Тинетти, показатели которой в основной группе, в среднем, на 10% превышают аналогичные показатели в группе сравнения.

4.6 Выводы четвертого раздела

1. Предложен прототип биотехнической системы с использованием виртуальной реальности, предназначенной для использования в реабилитационных комплексах с комбинированными обратными связями и позволяющий в процессе реабилитации осуществлять контроль мышечной усталости пациента и ее динамику. На основе прототипа биотехнической системы разработана реабилитационная биотехническая система с адаптируемой виртуальной реальностью, предназначенная для реабилитации пациентов с нарушением ДФ НК. Биотехническая система позволяет вносить коррекцию в блок реабилитации в процессе сеанса и управлять процедурой адаптации виртуальной реальности к функциональному состоянию пациента, а также осуществлять математическое моделирование сценариев процедур реабилитации.

2. Разработана структурная схема блока управления процедурой реабилитации, позволяющая вносить коррекцию в блок реабилитации и управлять процедурой адаптации виртуальной реальности к функциональному состоянию пациента.

3. Разработан блок планирования процедур реабилитации с использованием биологической обратной связи, предназначенный для биотехнической системы с

виртуальной реальностью, позволяющий осуществлять математическое моделирование сценариев процедур реабилитации, основанное на понятии функций «обучения» и «забывания».

4. Сформирована экспериментальная группа для оценки эффективности БТС-тренинга постинсультных больных с паретичными НК. Данные, полученные по результатам реабилитации в этой группе, позволяют сделать вывод, что выбор контента виртуальной реальности, адаптированной к пациенту, позволяет повысить эффективность реабилитации по шкале LEFS на 11 %. Таким образом, для обоснованного выбора методов лечения и эффективных технологий реабилитации целесообразен персонафицированный подбор контента виртуальной реальности.

5. Эффективность контроля МУ в БТС реабилитационного типа подтверждается тестированием статолокомоторной сферы по шкале Тинетти, показатели которой в основной группе, в среднем, на 10% превышают аналогичные показатели в группе сравнения.

Заключение

В диссертационной работе получены следующие основные результаты.

1. Проведен анализ методов и средств нейрореабилитации в биотехнических системах, который показал необходимость персонализации процедуры реабилитации.

2. Разработан метод классификации мышечной усталости, основанный на анализе вейвлет-преобразования сегментов электромиосигнала, соответствующих периоду мышечной активности пациента, позволяющий осуществлять мониторинг функциональных возможностей его мышц, находящихся под тестовой нагрузкой.

3. Разработан способ формирования универсальной шкалы мышечной усталости, показания на которой используются в качестве инвариантного к физическим возможностям испытуемых показателя Цель в обучающей выборке для построения модели машинного обучения, формирующей универсальную шкалу мышечной усталости.

4. Разработан способ управления процедурами реабилитации нарушений двигательной активности на основе универсальной шкалы мышечной усталости, позволяющей стратифицировать мышечную усталость пациента на четыре уровня.

5. Разработан метод реабилитации пациентов с нарушением двигательной активности с использованием персонализированного контента клипов виртуальной реальности, основанный на анализе паттернов электрофизиологических сигналов, управляющих двигательной активностью паретичной конечности, и адаптации клипов виртуальной реальности к конкретному пациенту, позволяющий повысить эффективность реабилитации больных с парезом нижних конечностей.

6. Предложен прототип биотехнической системы для реабилитации пациентов с нарушениями двигательной активности с использованием виртуальной реальности, на основе которого разработана реабилитационная биотехническая система, предназначенная для реабилитации пациентов с нарушением двигательных функций, позволяющая вносить коррекцию в блок реабилитации и управлять

процедурой адаптации виртуальной реальности к функциональному состоянию пациента, а также осуществлять математическое моделирование сценариев процедур реабилитации.

7. Проведена апробация предложенных методов, моделей и алгоритмов для биотехнической системы реабилитации постинсультных больных. Выбор контента виртуальной реальности, адаптированной к пациенту, позволил повысить эффективность реабилитации по шкале LEFS на 11 %. Эффективность использования в процесс реабилитации метода мониторинга мышечной усталости подтверждена тестированием статолокомоторной сферы по шкале Тинетти, показатели которой в экспериментальной группе, в среднем, на 10% превысили показатели в контрольной группе.

Рекомендации. Результаты исследования могут быть использованы для построения биотехнических систем реабилитации нарушений двигательной активности.

Перспективы дальнейшей разработки темы. Разработка средств персонифицированной медицины для биотехнических систем реабилитационного типа.

Список сокращений и условных обозначений

- АД – Артериальное давление;
- АП – Адаптационный потенциал;
- АПК - Аппаратно-программный комплекс;
- АИМК – асинхронный ИМК;
- АЦП – Аналого-цифровой преобразователь;
- БАТ – Биологическая активная точка;
- БИКС – Ближняя инфракрасная спектроскопи;
- БОС – Биологическая обратная связь;
- БПР – Блок принятия решений;
- БТОС – Биотехническая обратная связь;
- БТС – Биотехническая система;
- БУ – Блок управления;
- ВП – Вейвлет – преобразование;
- ДА – Двигательная активность;
- ДЕ – Двигательные единицы;
- ДФ – Двигательная функция;
- ЖС – Живая система;
- ИМК – Интерфейс «мозг-компьютер»;
- ИММ – Интерфейс «мозг-машина»;
- ЛОВЗ – Лицо с ограниченными возможностями здоровья;
- ЛПР – Лицо, принимающее решения;
- ЛФК – Лечебная физическая культура;
- МО – Машинное обучение;
- МУ – Мышечная усталость;
- МЭГ – Магнитоэнцефалография;
- НК – Нижние конечности;
- НС – Нейронная сеть;

- ПАК – Программно-аппаратный комплекс;
- ПК – Персональный компьютер;
- ПНС – Периферическая нервная система;
- ПО – Программное обеспечение;
- СИМК – синхронный ИМК;
- СФЕ – Структурно-функциональная единица;
- РФП – Регулируемый физиологический параметр;
- ФВЧ – Фильтр верхних частот;
- фМРТ – Функциональная магнитно-резонансная томография;
- ФНС – Функциональная система;
- ФС – Функциональное состояние;
- ФЭС – Функциональная электростимуляция;
- ЦНС – Центральная нервная система;
- ЧСС – Частота сердечных сокращений;
- ЭДО – Электродермальный ответ;
- ЭКГ – Электрокардиография;
- ЭКоГ – Электrokортикография;
- ЭМГ – Электромиография;
- ЭМС – Электромиосигнал;
- ЭЭГ – Электроэнцефалография;
- ЭЭС – Электроэнцефалосигналы;
- CWT – Continuous Wavelet Transform (Непрерывное вейвлет-преобразование);
- fApEn – Fuzzy Approximate Entropy (Нечеткая приближенная энтропия);
- FSS – Fatigue Severity Scale (Шкала тяжести усталости);
- HMI – Human Machine Interfaces (Интерфейсы человек-машина);
- LEFS – Lower Extremity Functional Scale (Функциональная шкала нижних конечностей);
- MCID – Minimum Clinically Important Difference (Минимальная клинически значимая разница);

MDC – Minimal Detectable Change (Минимальное обнаруживаемое изменение);

MVC – Maximum voluntary muscle contraction (Максимальное произвольное сокращение мышц);

MNF – Classical mean frequency (Классическая средняя частота);

RMS – Root mean square (Среднеквадратичное значение сигнала);

RQA – Recurrent Quantitative Analysis (Рекуррентный количественный анализ);

SampEn – Sample Entropy (Выборочная энтропия);

sEMG – Surface Electromyography (Поверхностная электромиография);

sEMS – Surface Electromyosignal (Поверхностный электромиосигнал);

SMR - Spectral Moment Ratio (Отношение спектральных моментов);

SWT – Stationary Wavelet Transform (Стационарное вейвлет-преобразование);

VAS - Visual Analogue Scale (Визуальная аналоговая шкала);

VR – Virtual reality (Виртуальная реальность).

Список литературы

1. Алавси, Х.А.Х. Исследование сердечно-сосудистого риска у коморбидных больных посредством анализа кардиореспираторной синхронизации / Х.А.Х. Алавси, А.Е. Пшеничный, В.В. Песок // Радиоэлектроника. Проблемы и перспективы развития: сборник трудов Восьмой Всероссийской молодежной научной конференции (10 мая 2023 г.). – Тамбов: ТГТУ, 2023. - С. 236-237.
2. Алгоритмы мониторинга эффективности терапевтических и реабилитационных процедур по показателям клинического анализа крови в системе поддержки принятия врачебных решений / А.В. Бутусов, А.В. Киселев, Е.В. Петрунина, Р.И. Сафронов, В.В. Песок, А.Е. Пшеничный // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2023. - Т. 13, № 1. - С. 170-190. – URL: <https://uprinmatus.elpub.ru/jour/article/view/95/94>. - DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-1-170-190>.
3. Апанасенко, Г.Л. Санология. Основы управления здоровьем / Г.Л. Апанасенко, Л.А. Попова, А.В. Маглеваний. - Saarbrucken: LAP Lambert Academic Publishing, 2012. - 404 с.
4. Будко, Р.Ю. Создание классификатора мимических движений на основе анализа электромиограммы / Р.Ю. Будко, И.Б. Старченко // Труды СПИИРАН. - 2016. - Вып. 3(46). - С. 76-89. – URL: <https://ia.spcras.ru/index.php/sp/article/view/3288/1921>.
5. Бутусов, А.В. Метод и алгоритмы локализации кластеров адаптационного потенциала в биотехнических системах реабилитации лиц с ограниченными возможностями здоровья [Электронный ресурс] / А.В. Бутусов, А.В. Киселев, Х.А. Хайдер Алавси, Е.В. Петрунина, Р.И. Сафронов, Л.В. Шульга // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. - 2023. – Т. 11, № 2. - URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1333>. - DOI: 10.26102/2310-6018/2023.41.2.012.

6. Вестибулярная реабилитация при периферической вестибулярной гипофункции: междисциплинарный консенсус / Н.Л. Кунельская, Г.Е. Иванова, Е.В. Байбакова, А.Л. Гусева, В.А. Парфенов, М.В. Замерград, О.В. Зайцева, О.А. Мельников, А.А. Шмонин, М.Н. Мальцева // Вестник оториноларингологии. – 2024 - Т. 89, № 1. - С. 52-63. – URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/vestnik-otorinolaringologii/2024/1/downloads/ru/1004246682024011052>. - DOI: 10.17116/otorino20248901152.

7. Воловик, М.Г. Технологии виртуальной реальности в комплексной медицинской реабилитации пациентов с ограниченными возможностями (обзор) / М.Г. Воловик, В.В. Борзиков, А.Н. Кузнецов, Д.И. Базаров, А.Г. Полякова // СТМ. – 2018. - Т. 10, №4. – С. 173-182. – URL: <https://www.stm-journal.ru/ru/numbers/2018/4/1492/pdf>. - DOI: 10.17691/stm2018.10.4.21.

8. Гибридный метод контроля мышечной усталости в робототехнической системе / А.А. Кузьмин, Р.А. Томакова, Е.В. Петрунина, Д.А. Ермаков, С. Кадырова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2023. - Т. 13, № 3. - С. 64–81. – URL: <https://uprinmat.us.elpub.ru/jour/article/view/140/122>. - DOI: <https://doi.org/10.21869/2223-1536-2023-13-3-64-81>.

9. Джафарова, О.А. Прогноз эффективности метода биологической обратной связи на основе математического моделирования / О.А. Джафарова, Л.А. Новожилова // Автометрия. – 1993. – №2. – С. 15-21.

10. Емельянов, С.Г. Нейросетевой решающий модуль для исследования живых систем / С.Г. Емельянов, А.Ф. Рыбочкин, С.А. Филист, А.Р. Халед // Известия Курского государственного технического университета. – 2008. - №2(23). - С. 77–82.

11. Ефремов, М.А. Гибридные многоагентные классификаторы в биотехнических системах диагностики заболеваний и мониторинге лекарственных назначений / М.А. Ефремов, О.В. Шаталова, В.В. Федянин, А.Н. Шуткин // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. – 2015. - №6. – С. 42-47.

12. Запесоцкая, И.В. Современные технологии и перспективы использования виртуальной реальности для реабилитации двигательных нарушений [Электронный ресурс] / И.В. Запесоцкая, Р.В. Николаенко, Ж.В. Чуйкова // Коллекция гуманитарных исследований. – 2020. - №1(22). - С. 31-35. – URL: <https://www.j-chr.com/jour/article/view/120/120>. - DOI: [https://doi.org/10.21626/j-chr/2020-1\(22\)/4](https://doi.org/10.21626/j-chr/2020-1(22)/4).

13. Иванова, Г.Е. Виртуальная реальность в восстановлении двигательной функции / Г.Е. Иванова, Д.В. Скворцов, Л.В. Климов // Вестник восстановительной медицины. – 2014. - № 2. - С. 46-51.

14. Карякин, Н.Н. Технологии виртуальной реальности в комплексной медицинской реабилитации пациентов с детским церебральным параличом / Н.Н. Карякин, Г.Е. Шейко, М.Г. Воловик, А.Н. Белова // Бюллетень сибирской медицины. - 2020. – Т. 19, № 2. - С. 142–152. – URL: <https://bulletin.ssmu.ru/jour/article/view/2871/1751>. - DOI: <https://doi.org/10.20538/1682-0363-2020-2-142-152>.

15. Кассим, К.Д.А. Компьютерные технологии обработки и анализа биомедицинских сигналов и данных: учебное пособие / К.Д.А Кассим, С.А. Филист, А.Ф. Рыбочкин. – Курск: ЮЗГУ, 2016. – 290 с.

16. Кашежев, А.Г. Мультимодальная стимуляция в коррекции нарушений ходьбы и равновесия у пациентов, перенесших ишемический инсульт / А.Г. Кашежев, Г.М. Лутохин, М.А. Рассулова, И.В. Погонченкова, Е.А. Турова, Ю.В. Утегенова, Р.И. Самохвалов // Доктор.Ру. – 2023. – Т. 22, № 6. - С. 72–77 – URL: https://journaldoctor.ru/upload/iblock/1cd/13_Multimodal_Stimulation_in_Impaired_Gait_and_Balance_Correction_in_Post-Stroke_Patients.pdf. - DOI: 10.31550/1727-2378-2023-22-6-72-77.

17. Киселев, А.В. Нейросетевые модули с виртуальными потоками для классификации и прогнозирования функционального состояния сложных систем / А.В. Киселев, Т.В. Петрова, С.В. Дегтярев, А.Ф. Рыбочкин, С.А. Филист, О.В. Шаталова, В.Н. Мишустин // Известия Юго-Западного государственного университета. - 2018. – Т. 22, № 4 (79). - С. 123-134. – URL:

https://www.elibrary.ru/download/elibrary_36605436_50981423.pdf.

18. Королев, А.А. Медицинская реабилитация: учебное пособие / А.А. Королев, Ю.А. Соболевская, С.М. Рудакова, Ю.В. Кукелев, А.В. Камаева, Г.В. Шипулина, М.Д. Мартынюк; под ред. С.С. Алексанина; Всерос. центр экстрен. и радиац. медицины им. А.М. Никифорова МЧС России. – СПб.: Политехника-сервис, 2014 – 184 с.

19. Костенко, Е.В. Эффективность коррекции постинсультных двигательных нарушений с применением методов функциональной электростимуляции и БОС-стабилометрического постурального контроля / Е.В. Костенко, Л.В. Петрова, А.В. Рыльский, М.А. Энеева // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. - 2019. – Т. 119, №1. – С. 23-30. – URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/zhurnal-nevrologii-i-psikhiatrii-im-s-s-korsakova/2019/1/downloads/ru/1199772982019011023>. - DOI:10.17116/jnevro 201911901123.

20. Котов, С.В. Применение комплекса «интерфейс “мозг-компьютер” и экзоскелет» и техники воображения движения для реабилитации после инсульта / С.В. Котов, Л.Г. Турбина, П.Д. Бобров, А.А. Фролов, О.Г. Павлова, М.Е. Курганская, Е.В. Бирюкова // Альманах клинической медицины. – 2015. – № 39. – С. 15-21. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-kompleksa-interfeys-mozg-kompyuter-i-ekzoskelet-i-tehniki-voobrazheniya-dvizheniya-dlya-reabilitatsii-posle-insulta/viewer>.

21. Котов, С.В. Реабилитация больных, перенесших инсульт, с помощью биоинженерного комплекса «интерфейс мозг-компьютер + экзоскелет» / С.В. Котов, Л.Г. Турбина, П.Д. Бобров, А.А. Фролов, О.Г. Павлова, М.Е. Курганская, Е.В. Бирюкова // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. Спецвыпуски. – 2014. – Т. 114, №12, Вып. 2. – С. 66-71. – URL :<https://www.mediasphera.ru/issues/zhurnal-nevrologii-i-psikhiatrii-im-ss-korsakova-2/2014/12/downloads/ru/031997-729820141242>. - DOI:10.17116/jnevro 201411412266-71.

22. Краснова-Гольева, В.В. Виртуальная реальность в реабилитации после инсульта [Электронный ресурс] / В.В. Краснова-Гольева, М.А. Гольев // Современная зарубежная психология. - 2015. - Т. 4, № 4. - С. 39-44. – URL:

https://www.psychlib.ru/mgppu/periodica/SZP_4_2015/SZP-0392.htm#p39. - DOI: 10.17759/jmfp.2015040406.

23. Кудрявцев, П.С. Развитие методологии бустинга для классификации флюорограмм грудной клетки / П.С. Кудрявцев, А.А. Кузьмин, С.А. Филист // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – №9. – С. 10-15.

24. Кудрявцев, П.С. Структурно-функциональная модель для мониторинга влияния управляющих воздействий на функциональное состояние самоорганизующихся систем / П.С. Кудрявцев, А.Н. Шуткин, В.В. Протасова, С.А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2015. - № 2(30). – С. 105–118. – URL: [https://hi-tech.asu-edu.ru/files/2\(30\)/105-118.pdf](https://hi-tech.asu-edu.ru/files/2(30)/105-118.pdf).

25. Курочкин, А.Г. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / А.Г. Курочкин, В.В. Жилин, С.Е. Суржикова, С.А. Филист // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. - 2015. - № 3 (31). - С. 85–95. – URL: [https://hi-tech.asu-edu.ru/files/3\(31\)/85-95.pdf](https://hi-tech.asu-edu.ru/files/3(31)/85-95.pdf).

26. Курочкин, А.Г. Нейросетевые модели для мета-анализа медико-экологических данных. / А.Г. Курочкин, В.В. Протасова, С.А. Филист, А.Н. Шуткин // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. – 2015. - № 6. - С. 48–53.

27. Левин, О.С. Когнитивная реабилитация пациентов с нейродегенеративными заболеваниями / О.С. Левин, А.Н. Боголепова // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. – 2020. – Т. 120, № 5. - С 110–115. – URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/zhurnal-nevrologii-i-psikhiatrii-im-s-s-korsakova/2020/5/downloads/ru/1199772982020051110>. DOI: 10.17116/jnevro2020120051110.

28. Легенчук, Е.А. Основы реабилитации лиц с ограниченными возможностями: учебное пособие / Е.А. Легенчук, Д.В. Легенчук. – Курган: Изд-во Курганского гос. ун-та, 2009. – 248 с. – URL: dspace.kgsu.ru/xmlui/bitstream/handle/123456789/4043/Легенчук-ЕА_2009_УП.pdf.

29. Легкая, Е.Ф. Информационные технологии в комплексной реабилитации пациентов с детским церебральным параличом (обзор) / Е.Ф. Легкая, Л.С.

Ходасевич, А.В. Полякова // Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры. – 2016. – Т. 93, № 2. – С. 53-58. – URL: <https://www.mediasphera.ru/issues/voprosy-kurortologii-fizioterapii-i-lechebnoj-fizicheskoy-kultury/2016/2/downloads/ru/460042-878720150210>. – DOI: 10.17116/kurort2016253-58.

30. Мирошников, А.В. Адаптивное управление магнитотерапией с использованием биотехнических обратных связей по импедансу биологически активных точек в физиотерапии ишемических больных [Электронный ресурс] / А.В. Мирошников, Е.В. Петрунина, А.В. Павленко, З.У. Протасова, М.Т. Шехине, Л.В. Шульга // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. - 2022. - Т. 10, № 1(36). - С. 1-16. – URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1134>. - DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.023.

31. Мокиенко, О.А. Воображение движения и его практическое применение / О.А. Мокиенко, Л.А. Черникова, А.А. Фролов, П.Д. Бобров // Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова. - 2013. - Т. 63, № 2. – С. 195-204. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_18901167_84639413.pdf. – DOI: 10.7868/S0044467713020056.

32. Пат. 2432971 Российская Федерация, МПК А 61 N 1/00, А 61 М 21/02. Способ реабилитации больных в острой стадии инсульта с использованием биологической обратной связи и виртуальной реальности / Скворцова В.И., Иванова Г.Е., Скворцов Д.В. ; заявители и патентообладатели Скворцова В.И., Иванова Г.Е., Скворцов Д.В. - № 2010112791/14 ; заявл. 02.04.2010 ; опубл. 10.11.2011, Бюл. № 31. – 7 с. : ил. – URL: <https://new.fips.ru/Archive/PAT/2011FULL/2011.11.10/DOC/RUNWC1/000/000/002/432/971/DOCUMENT.PDF>.

33. Пат. 2523349 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/0476, А 61 В 5/0482. Способ реабилитации больных, перенесших инсульт / Черникова Л.А., Мокиенко О.А., Роцин В.Ю., Бобров П.Д., Фролов А.А. ; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное учреждение "Научный центр неврологии" Российской академии медицинских наук (ФГБУ "НЦН" РАМН). - № 2013116424/14 ; заявл. 11.04.2013 ; опубл. 20.07.2014, Бюл. № 20. – 12 с. : ил. –

URL: https://new.fips.ru/Archive/PAT/2014FULL/2014.07.20/DOC/RUNWC1_000/000/002/523/349/DOCUMENT.PDF.

34. Пат. 2635632 Российская Федерация, МПК А 61 F 2/72, А 61 F 2/68, А 61 F 2/62. Способ и система управления интеллектуальной бионической конечностью / Иванюк Н.М., Каримов В.Р., Будко Р.Ю., Гронский П.В., Клейман С.М. ; заявитель и патентообладатель Общество с ограниченной ответственностью "Бионик Натали". - № 2016149199 ; заявл. 14.12.2016 ; опубл. 14.11.2017, Бюл. № 32. – 30 с. : ил. – URL: <https://www1.fips.ru/ofpstorage/Doc/IZPM/RUNWC1/000/000/002/635/632/%D0%98%D0%97-02635632-00001/document.pdf>.

35. Пат. 2762775 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/00, А 61 F 4/00. Способ дешифрации электромиосигналов и устройство для его реализации / Трифонов А.А., Яцун А.С., Кузьмин А.А., Петрунина Е.В., Филист С.А. ; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Юго-Западный государственный университет" (ЮЗГУ). - № 2020134218 ; заявл. 19.10.2020 ; опубл. 22.12.2021, Бюл. № 36. – 24 с. : ил. – URL: <https://www1.fips.ru/ofpstorage/Doc/IZPM/RUNWC1/000/000/002/762/775/%D0%98%D0%97-02762775-00001/document.pdf>.

36. Пат. 2766764 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/313, А 61 В 5/389, А 61 F 4/00. Способ оценки мышечной усталости на основе контроля паттернов синергии и устройство для его осуществления / Филист С.А., Трифонов А.А., Кузьмин А.А., Сафронов Р.И., Петрунина Е.В. ; заявитель и патентообладатель Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Юго-Западный государственный университет» (ЮЗГУ). - № 2021105609 ; заявл. 04.03.2021 ; опубл. 15.03.2022, Бюл № 8 – 17 с. : ил. – URL: <https://www1.fips.ru/ofpstorage/Doc/IZPM/RUNWC1/000/000/002/766/764/%D0%98%D0%97-02766764-00001/document.pdf>.

37. Перспективы использования технологий виртуальной реальности (VR) в терапии пациентов с психическими расстройствами (обзор зарубежной литературы) / В.В. Фрейзе, Л.В. Малышко, Г.И. Грачев, В.Б. Дутов, Н.В. Семенова, Н.Г. Незнанов // Обозрение психиатрии и медицинской психологии им.

В.М. Бехтерева. – 2021. – Т. 55, № 1. - С. 18-24. – URL: <https://www.bekhterevreview.com/jour/article/view/530/353>. - DOI: 10.31363/2313-7053-2021-1-18-24.

38. Петрунина, Е.В. Бионические протезы с моделями машинного обучения, полученными на основе погружения пациентов в виртуальную реальность / Е.В. Петрунина, А.Е. Пшеничный, Д.А. Ермаков, С.А. Филист // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии - ФРЭМЭ'2024: труды XVI Международной научной конференции с научной молодежной школой им. И.Н. Спиридонова (02-04 июля 2024 г., г. Владимир-Суздаль). – М.: ООО "Графика", 2024. – С. 235-239. – URL: https://freme.vlsu.ru/doc/works/FREME_24_09_24.pdf.

39. Петрунина, Е.В. Гибридные методы и модели для биотехнических систем с адаптивным управлением диагностическими и реабилитационными процессами: монография / Е.В. Петрунина, Р.А. Томакова, С.А. Филист; Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск: ЗАО «Университетская книга», 2022. – 249 с.

40. Петрунина, Е.В. Классификационные модели адаптационного потенциала живой системы [Электронный ресурс] / Е.В. Петрунина, Р.И. Сафронов, А.Е. Пшеничный, С.А. Филист, М.Т. Шехине // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2024. – Т. 12, № 2(45). - С. 1-22. - URL: <https://www.moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1547>. - DOI: 10.26102/2310-6018/2024.45.2.010.

41. Петрунина, Е.В. Метод формирования дескрипторов для классификаторов мышечной усталости, основанный на вейвлет-анализе сегментов электромиосигнала / Е.В. Петрунина, А.Е. Пшеничный, Д.А. Ермаков // Искусственный интеллект в решении актуальных социальных и экономических проблем XXI века: сборник статей по материалам Девятой Всероссийской научно-практической конференции с международным участием (17-18 октября 2024 г.). – Пермь: ПГНИУ, 2024. – Ч. 1. - С. 269-276. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_76700141_98572823.pdf.

42. Петрунина, Е.В. Метод формирования персонифицированного контента клипов виртуальной реальности для реабилитации пациентов с нарушением

двигательной активности / Е.В. Петрунина, С.А. Филист, Е.А. Пшеничный, Д.А. Ермаков, М.Ю. Ефремов // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. - 2024. - Т. 23, № 4. - С. 183-194.

43. Пирогова, Л.А. Основы медицинской реабилитации и немедикаментозной терапии: учебное пособие / Л.А. Пирогова. – Гродно: ГрГМУ, 2008 – 212 с. – URL: http://www.grsmu.by/files/file/university/cafedry/medicinskoireabilitacii-nemedikamentoznoi-terapii/files/pirogova_5.pdf.

44. Повереннова, И.Е. Предварительные результаты исследования эффективности использования методики виртуальной реальности для восстановления двигательной функции нижних конечностей у пациентов в остром периоде инсульта / И.Е. Повереннова, А.В. Захаров, Е.В. Хивинцева, В.Ф. Пятин, А.В. Колсанов, С.С. Чаплыгин, Е.А. Осмина, А.С. Лахов // Саратовский научно-медицинский журнал. - 2019; - Т.15, № 1. - С. 172–176. – URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/predvaritelnye-rezultaty-issledovaniya-effektivnosti-ispolzovaniya-metodiki-virtualnoy-realnosti-dlya-vostanovleniya-dvigatelnoy/viewe>.

45. Сотников, П.И. Выбор оптимальных частотных диапазонов сигнала электроэнцефалограммы в интерфейсе мозг-компьютер [Электронный ресурс] / П.И. Сотников // Наука и Образование: МГТУ им. Н.Э. Баумана. – 2015. – № 06. – С. 217-234. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_23852910_54329507.pdf.

46. Станкевич, Л.А. Классификация ЭЭГ-паттернов воображаемых движений пальцами одной руки, выполняемых в заданном ритме / Л.А. Станкевич, К.М. Сонькин, Н.В. Шемякина, Ж.В. Нагорнова, Ю.Г. Хоменко, Д.С. Перец, А.В. Коваль // Физиология человека. – 2016. – Т. 42, № 1. - С. 40-51. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_25308309_81060616.pdf. - DOI: 10.7868/S0131164616010185.

47. Столбков, Ю.К. Воображаемые движения как средство совершенствования и реабилитации моторных функций / Ю.К. Столбков, Т.Р. Мошонкина, И.В. Орлов, И.Б. Козловская, Ю.П. Герасименко // Успехи физиологических наук. - 2018. - Т. 49, № 2. - С. 45-59. – URL:

https://www.elibrary.ru/download/elibrary_34882922_76340615.pdf. - DOI: 10.7868/S0301179818020030.

48. Технологии виртуальной и дополненной реальности в здравоохранении / Е.И. Аксенова, С.Ю. Горбатов. – М.: ГБУ «НИИОЗММ ДЗМ», 2021. – 40 с. -URL: <https://niioz.ru/upload/iblock/c7f/c7f196880db9a557da36fb7e88be49fb.pdf>.

49. Трифонов, А.А. Биотехническая система нейрофизиологической реабилитации с робототехническим устройством, управляемым посредством дешифрации электромиосигналов : дис. канд. тех. наук : 2.2.12. ; защищена 17.12.2021 : утв. 29.03.2023 / Трифонов Андрей Андреевич. – Курск, 2021. – 150 с.

50. Трифонов, А.А. Биотехническая система с виртуальной реальностью в реабилитационных комплексах с искусственными обратными связями / А.А. Трифонов, Е.В. Петрунина, С.А. Филист, А.А. Кузьмин, В.В. Жилин // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2019. – Т. 9, №4(33). – С. 49-66. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_42551289_64754159.pdf.

51. Трифонов, А.А. Биотехническая система управления экзоскелетом / А.А. Трифонов // Цифровая трансформация в энергетике: материалы Всероссийской научной конференции (17-18 декабря 2019 г.). – Тамбов: Издательский центр ФГБОУ ВО «ТГТУ», 2020. – С. 387-390. – URL: <http://energo.tstu.ru/2019/sbornik1.pdf>.

52. Трифонов, А.А. Виртуальная реальность в реабилитационных комплексах с искусственными обратными связями / А.А. Трифонов, С.А. Филист, А.А. Кузьмин, М.Б. Мяснянкин // Интеллектуальные информационные системы: труды Международной научно-практической конференции (02–04 декабря 2020 г.): в 2 ч. – Воронеж: ВГТУ, 2021. – Ч. 2. - С. 98-102.

53. Трифонов, А.А. Двухуровневая нейросетевая модель дешифратора электромиосигнала в системе управления вертикализацией экзоскелета / А.А. Трифонов, С.А. Филист, А.А. Кузьмин, В.В. Жилин, Е.В. Петрунина //

Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. - 2020. - № 4 (52). - С.99-111. – URL: [https://hi-tech.asu-edu.ru/files/4\(52\)/99-111.pdf](https://hi-tech.asu-edu.ru/files/4(52)/99-111.pdf).

54. Трифонов, А.А. Метод и алгоритмы декодирования электрофизиологических сигналов в биотехнических системах реабилитационного типа / А.А. Трифонов, С.А. Филист, Е.В. Петрунина, А.А. Кузьмин, Р.И. Сафронов, Е.В. Крикунова // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. - 2021. - Т. 11, № 3. - С. 48-77. – URL: <https://uprinmatus.elpub.ru/jour/article/view/26/26>.

55. Трифонов, А.А. Методы и средства обеспечения реабилитационных процедур посредством биотехнической системы с биологической обратной связью и модулем нечеткого управления / А.А. Трифонов, Е.В. Петрунина, А.А. Кузьмин, З.У. Протасова, Л.П. Лазурина // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. - 2021. - Т. 20, № 3. - С. 71-83.

56. Трифонов, А.А. Нейросетевая модель дешифратора электромиосигнала с датчиком мышечной нагрузки / А.А. Трифонов // Интеллектуальные системы в науке и технике. Искусственный интеллект в решении актуальных социальных и экономических проблем XXI века: сборник статей по материалам Международной конференции и Шестой всероссийской научно-практической конференции (12-18 октября 2020 г.). – Пермь, ПГНИУ, 2020. - С. 549-557. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_44314651_23787515.pdf.

57. Трифонов, А.А. Нейросетевая модель для управления вертикализацией экзоскелета в комбинированном режиме / А.А. Трифонов, А.А. Кузьмин, С.А. Филист, Е.В. Петрунина // Нейроинформатика, её приложения и анализ данных: материалы XXVIII Всероссийского семинара (25–27 сентября 2020 г.). – Красноярск: Институт вычислительного моделирования СО РАН, 2020. – С. 111-116.

58. Трифонов, А.А. Нейросетевые модели формирования команд управления в биотехнической системе реабилитационного типа / А.А. Трифонов, М.Б. Мяснянкин, С.А. Филист // Лазерно-информационные технологии в медицине, биологии,

геоэкологии и на транспорте - 2020: труды XXVIII Международной конференции (07-12 сентября 2020 г., г. Новороссийск). – Пенза: ПГУ, 2020. – С. 184-188. – URL: <https://npi.kubstu.ru/uploads/5bdaf1a94316cdoc168384226/6006bdc03f50f.pdf>.

59. Трифонов, А.А. Реабилитационная биотехническая система с электромиографическим контуром управления / А.А. Трифонов, А.А. Кузьмин, М.Б. Мяснянкин, С.А. Филист // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии - ФРЭМЭ'2020: труды XIV Международной научной конференции с научной молодежной школой им. И.Н. Спиридонова (01-03 июля 2020 г., г. Владимир-Суздаль): в 2 кн. – Владимир: Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых, 2020. – Кн. 2. - С. 128-133. – URL: http://elibrary.ru/download/elibrary_43165373_10761849.pdf.

60. Трифонов, А.А. Современные биотехнические системы и методы двигательной реабилитации / А.А. Трифонов // Горизонты биофармацевтики: сборник научных трудов по материалам V Международной научно-практической молодежной конференции (28 июня 2019 г.). – Курск: Курск. гос. мед. ун-т., 2019. – С. 108-111. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_41432041_81452004.pdf.

61. Трифонов, А.А. Средства оценки мышечной нагрузки и мышечного утомления для управления экзоскелетом в комбинированном режиме / А.А. Трифонов, А.А. Кузьмин, Е.В. Петрунина, С. Кадырова // Лазеры. Измерения. Информация. – 2021. – Т.1, № 1(1). – С. 55-66. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_44783509_26314370.pdf.

62. Трифонова, Т.А. Оценка адаптационного состояния студентов / Т.А. Трифонова, Н.В. Мищенко, И.А. Климов. - Владимир: ООО «Аркаим», 2016. - 93 с. – URL: http://op.vlsu.ru/fileadmin/Programmy/Magistratura/06.04.01/Metod_doc/Ucheb_posob_Adapt_060401_2016.pdf.

63. Устинова, К.И. Виртуальная реальность в нейрореабилитации / К.И. Устинова, Л.А. Черникова // Технологии. – 2008. - Т. 2, № 4. - С. 34-39. - URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/virtualnaya-realnost-v-neyroreabilitatsii/viewer>.

64. Физическая реабилитация инвалидов с поражением опорно-двигательной системы: учебное пособие / А.И. Малышев, Г.В. Герасимова, Д.С.

Поляков, А.А. Потапчук, С.П. Евсеев, С.Ф. Курдыбайло. - М.: Советский спорт, 2010. - 487 с.

65. Филист, С.А. Адаптивная биотехническая система с роботизированным устройством для восстановления двигательных функций нижних конечностей постинсультных больных [Электронный ресурс] / С.А. Филист, А.А. Трифонов, Е.В. Петрунина, А.А. Кузьмин, М.Т. Шехине // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2021 – Т. 9, № 3 (34). - URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1037>. - DOI: 10.26102/2310-6018/2021.34.3.022.

66. Филист, С.А. Гибридная нейронная сеть с макрослоями для медицинских приложений / С.А. Филист, О.В. Шаталова, М.А. Ефремов // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. – 2014. - № 6. - С. 35–69.

67. Филист, С.А. Использование гибридных нейросетевых моделей для многоагентных систем классификации в гетерогенном пространстве информативных признаков / С.А. Филист, А.Г. Курочкин, В.В. Жилин, С.Е. Суржикова // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2015. - № 3 (31). - С.85-95. – URL: [https://hi-tech.asu-edu.ru/files/3\(31\)/85-95.pdf](https://hi-tech.asu-edu.ru/files/3(31)/85-95.pdf).

68. Филист, С.А. Кодовые образы сигналов электроэнцефалограммы для управления робототехническими устройствами посредством интерфейса мозг-компьютер [Электронный ресурс] / С.А. Филист, Е.В. Петрунина, А.А. Трифонов, А.В. Серебровский // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – Т. 7, № 1. - 2019. – С. 67-79. – URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=555>. - DOI: 10.26102/2310-6018/2019.24.1.025.

69. Филист, С.А. Модель формирования функциональных систем с учетом менеджмента адаптационного потенциала / С.А. Филист, А.Н. Шуткин, Е.С. Шкатова, С.В. Дегтярев, Д.Ю. Савинов // Биотехносфера. - № 1(55). - 2018. - С. 32-37.

70. Филист, С.А. Нейросетевые модели для мета-анализа медико-экологических данных / С.А. Филист, А.Г. Курочкин, В.В. Протасова, А.Н. Шуткин // Нейрокомпьютеры: разработка, применение. – 2015. - № 6. - С.48-53.

71. Филист, С.А. Структурно-функциональная модель мета-анализа медико-экологических данных / С.А. Филист, В.В. Уварова, А.Н. Шуткин // Вопросы радиоэлектроники. - 2015. - №11. - С.102-110.

72. Фролов, А.А. Изменения гемодинамической активности мозга при воображении движений в результате тренировки испытуемых на управление интерфейсом мозг-компьютер / А.А. Фролов, Д. Гусек, А.В. Сильченко, Я. Тинтера, Я. Рыдло // Физиология человека. – 2016. – Т. 42, № 1. – С. 5-18. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_25308306_98020760.pdf.

73. Фролов, А.А. Предварительные результаты контролируемого исследования эффективности технологии ИМК–экзоскелет при постинсультном парезе руки / А.А. Фролов, О.А. Мокиенко, Р.Х. Люкманов, Л.А. Черникова, С.В. Котов [и др.] // Вестник РГМУ. – 2016. – № 2. – С. 17-25. – URL: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_26020710_55209786.pdf.

74. Черникова, Л.А. Восстановительная неврология: Инновационные технологии в нейрореабилитации / Л.А. Черникова. – М.: ООО Издательство «Медицинское информационное агентство», 2016. – 344 с. – URL: <https://aylim-kutubxona.uz/storage/books/December2023/H7O8csU7WKVtiZl5t3Lc.pdf>.

75. Хижникова, А.Е. Виртуальная реальность как метод восстановления двигательной функции руки / А.Е. Хижникова, А.С. Ключков, А.М. Котов-Смоленский, Н.А. Супонева, Л.А. Черникова // Анналы клинической и экспериментальной неврологии. – 2016. - Т. 10, № 3. - С. 5-12. – URL: <https://annaly-nevrologii.com/journal/files/journals/1/articles/41/submission/original/41-76-1-SM.pdf>.

76. Шаталова, О.В. Интеллектуальные системы мониторинга медицинских рисков с учетом биоимпедансных исследований: монография / О.В. Шаталова. - Курск: Юго-Западный государственный университет, 2020. - 356 с.

77. Шейко, Г.Е. Возможности применения биомеханических систем захвата движений человека в медицинской реабилитации (обзор) / Г.Е. Шейко, А.Н. Белова, Н.Н. Рукина, Н.Л. Короткова // Физическая и реабилитационная медицина, медицинская реабилитация. - 2022. - Т. 4, № 3. – С. 181-196. – URL: https://journals.eco-vector.com/2658-6843/article/view/109488/pdf_2. - DOI:

<https://doi.org/10.36425/rehab109488>.

78. Шуткин, А.Н. Информативно-аналитическая модель принятия решений о профессиональной пригодности и оценке состояния здоровья работников опасных производств. / А.Н. Шуткин // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия: Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение. – 2017. – Т. 7, № 2 (23). – С. 56–61. – URL: https://swsu.ru/izvestiya/seriesivt/archiv/2_2017.pdf.

79. Шуткин, А.Н. Теоретические и экспериментальные модели прогнозирования профессиональной пригодности работников экстремальных профессий / А.Н. Шуткин // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2017. - № 3 (39) - С. 36–45. – URL: [https://hi-tech.asu-edu.ru/files/3\(39\)/36-45.pdf](https://hi-tech.asu-edu.ru/files/3(39)/36-45.pdf).

80. Binkley, J.M. The Lower Extremity Functional Scale (LEFS): Scale Development, Measurement Properties, and Clinical Application / J.M. Binkley, P.W. Stratford, S.A. Lott, D.L. Riddle // Physical Therapy. – 1999. – Vol. 79, Issue 4. - Pp. 371-383. – DOI: <https://doi.org/10.1093/ptj/79.4.371>.

81. Blümle, A. Cognitive Intersensory Interaction Mechanism in Human Postural Control / A. Blümle, C. Maurer, G. Schweigart, T.A. Mergner // Experimental Brain Research. – 2006. – Vol. 173. - Pp. 357-363. - DOI: 10.1007/s00221-006-0384-z.

82. Cano, P.D. Advantages of Virtual Reality in the Rehabilitation of Balance and Gait: Systematic Review / P.D. Cano, P. Siemonsma, R. Inzelberg, G. Zeilig, M. Plotnik. // Neurology. – 2018. – Vol. 90, Issue 22. - Pp. 1017-1025. - DOI: 10.1212/WNL.0000000000005603.

83. Carr, J.C. Intensity-Dependent EMG Response for the Biceps Brachii During Sustained Maximal and Submaximal Isometric Contractions / J.C. Carr, T.W. Beck, X. Ye, N.P. Wages // European Journal of Applied Physiology. – 2016. – Vol. 116. - Pp. 1747-1755. - DOI: 10.1007/s00421-016-3435-6.

84. Cifrek, M. Surface EMG Based Muscle Fatigue Evaluation in Biomechanics / M. Cifrek, V. Medved, S. Tonković, S. Ostojić // Clinical Biomechanics. – 2009. - Vol. 24, Issue 4. - Pp. 327-340. - DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010.

85. Clancy, E.A. Single-Channel Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signal / E.A. Clancy, D. Farina, G. Filligoi // In Book: Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. - Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, 2004. - Ch. 6. - Pp. 133-168. - DOI: 10.1002/0471678384.ch6.

86. HakKak, A.M.T. Clinical Model to the Analysis of Synergy Pattern Changes of Back Muscles and its Relationship with the Occurrence of Fatigue / A.M.T. HakKak, E. Tahami and H.R. Kobravi // The Open Bioinformatics Journal. - 2018. - Vol. 11. - Pp. 53-60. - URL: <https://openbioinformaticsjournal.com/contents/volumes/V11/TOBIOIJ-11-53/TOBIOIJ-11-53.pdf>. - DOI: 10.2174/1875036201811010052.

87. Collet, C. Autonomic Nervous System Correlates in Movement Observation and Motor Imagery / C. Collet, F. Di Rienzo, N. El Hoyek, A. Guillot // Frontiers in Human Neuroscience. - 2013. - Vol. 7, Article 415. - Pp. 1-17. - URL: https://www.researchgate.net/publication/254282678_Autonomic_nervous_system_correlates_in_movement_observation_and_motor_imagery. - DOI: 10.3389/fnhum.2013.00415.

88. Darekar, A. Efficacy of Virtual Reality-Based Intervention on Balance and Mobility Disorders Post-Stroke: A Scoping Review / A. Darekar, B.J. McFadyen, A. Lamontagne, J. Fung // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. - 2015. - Vol. 12, Article 46. - Pp. 1-14. - URL: https://www.researchgate.net/publication/276076281_Efficacy_of_virtual_reality-based_intervention_on_balance_and_mobility_disorders_post-stroke_A_scoping_review. - DOI:10.1186/s12984-015-0035-3.

89. Di Rienzo, F. Impact of Neurologic Deficits on Motor Imagery: A Systematic Review of Clinical Evaluations / F. Di Rienzo, Ch. Collet, N. Hoyek, A. Guillot // Neuropsychology Review. - 2014. - Vol. 24, Issue 2. - Pp. 116-147. - URL: <https://univ-lyon1.hal.science/hal-01743956v1/file/2024%20Di%20Rienzo%20Neuropsychol%20Rev.pdf>. - DOI:10.1007/s11065-014-9257-6.

90. Dimitrov, G.V. Muscle Fatigue During Dynamic Contractions Assessed by New Spectral Indices / G.V. Dimitrov, T.I. Arabadzhiev, K.N. Mileva, J.L. Bowtell, N. Crichton, N.A. Dimitrova // Medicine and Science in Sports and Exercise. - 2006. - Vol. 38, Issue 11. - Pp. 1971-

1979. – URL: https://www.academia.edu/20402318/Muscle_Fatigue_during_Dynamic_Contractions Assessed_by_New_Spectral_Indices. - DOI: 10.1249/01.mss.0000233794.31659.6d.

91. Duncan, P.W. Reliability of the Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Recovery Following Cerebrovascular Accident / P.W. Duncan, M. Propst, S.G. Nelson // *Physical Therapy*. – 1983. – Vol. 63, Issue 10. – Pp. 1606-1610. - DOI: 10.1093/ptj/63.10.1606.

92. Gilman, S. Joint Position Sense and Vibration Sense: Anatomical Organisation and Assessment / S. Gilman // *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*. – 2002. – Vol. 73, Issue 5. – Pp. 473–477. – URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1738112/pdf/v073p00473.pdf>. - DOI: 10.1136/jnnp.73.5.473.

93. Girone, M. A Stewart Platform-Based System for Ankle Telerehabilitation / M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, J.E. Deutsch // *Autonomous Robots*. – 2001. – Vol. 10. – Pp. 203-212. - DOI:10.1023/A:1008938121020.

94. Goldberger, A.L. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals / A.L. Goldberger, L.A.N. Amaral, L. Glass, J.M. Hausdorff, P.Ch. Ivanov, R.G. Mark, J.E. Mietus, G.B. Moody, Ch.-K. Peng, H.E. Stanley // *Circulation*. – 2000. - Vol. 101, Number 23. - Pp. e215-e220. – URL: <https://www.ahajournals.org/doi/pdf/10.1161/01.CIR.101.23.e215?ref=https://githubhelp.com>. – DOI: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.

95. González-Izal, M. sEMG Wavelet-Based Indices Predicts Muscle Power Loss During Dynamic Contractions / M. González-Izal, I. Rodríguez-Carreño, A. Malanda, F. Mallor-Giménez, I. Navarro-Amézqueta, E.M. Gorostiaga, M. Izquierdo // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2010. – Vol. 20, Issue 6. – Pp. 1097-1106. - URL: https://www.researchgate.net/publication/277269634_sEMG_Wavelet-based_Indices_predicts_Muscle_Power_Loss_during_Dynamic_Contractions. - DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.05.010.

96. González-Izal, M. Electromyographic Models to Assess Muscle Fatigue / M. González-Izal, A. Malanda, E. Gorostiaga, M. Izquierdo // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2012. – Vol. 22, Issue 4. - Pp. 501–512. – URL:

https://www2.unavarra.es/gesadj/depCSalud/mikel_izquierdo/GonzalezIzalJEK2012rev.pdf. - DOI: 10.1016/j.jelekin.2012.02.019.

97. González-Izal, M. EMG Spectral Indices and Muscle Power Fatigue During Dynamic Contractions / M. González-Izal, A. Malanda, I. Navarro-Amézqueta, E.M. Gorostiaga, F. Mallor, J. Ibañez, M. Izquierdo // *Journal of Electromyography and Kinesiology*. – 2010. - Vol. 20, Issue 2. – Pp. 233-240. - DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.03.011.

98. Grangeon, M. Using Sympathetic Skin Responses in Individuals with Spinal Cord Injury as a Quantitative Evaluation of Motor Imagery Abilities / M. Grangeon, K. Charvier, A. Guillot, G. Rode, Ch. Collet // *Physical Therapy*. - 2012. - Vol. 92, Issue 6. - Pp. 831-840. – URL:

https://www.researchgate.net/publication/224902500_Using_Sympathetic_Skin_Responses_in_Individuals_With_Spinal_Cord_Injury_as_a_Quantitative_Evaluation_of_Motor_Imagery_Abilities. - DOI: 10.2522/ptj.20110351.

99. Howard, M. C. A Meta-Analysis and Systematic Literature Review of Virtual Reality Rehabilitation Programs / M.C. Howard // *Computers in Human Behavior*. – 2017. -Vol. 70. - Pp. 317-327. - DOI: 10.1016/j.chb.2017.01.013.

100. Hramov, A.E. Physical Principles of Brain–Computer Interfaces and their Applications for Rehabilitation, Robotics and Control of Human Brain States / A.E. Hramov, V.A. Maksimenko, A.N. Pisarchik // *Physics Reports*. – 2021. - Vol. 918. – Pp. 1-133. - DOI: 10.1016/j.physrep.2021.03.002.

101. Kahl, L. Comparison of Algorithms to Quantify Muscle Fatigue In Upper Limb Muscles Based on sEMG Signals / L. Kahl, U.G. Hofmann // *Medical Engineering and Physics*. – 2016. – Vol. 38, Issue 11. – Pp. 1260-1269. - DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.09.009.

102. Koenig, S.T. Virtual Reality and Rehabilitation / S.T. Koenig, D. Krch, B.S. Lange, A. Rizzo // In Book: *Handbook of Rehabilitation Psychology* / L.A. Brenner, S.A. Reid-Arndt, T.R. Elliott, R.G. Frank, B. Caplan. - 3rd ed. - Washington, D.C., USA: American Psychological Association, 2019. – Ch. 31. – Pp. 521-540. - DOI:10.1037/0000129-032.

103. Lindström, L. Muscular Fatigue and Action Potential Conduction Velocity Changes Studied with Frequency Analysis of EMG Signals / L. Lindström, R. Magnusson, I. Petersén // *Electromyography*. – 1970. – Vol. 10, Issue 4. – Pp. 341–356.

104. Lindström, L.H. Interpretation of Myoelectric Power Spectra: A Model and its Applications / L.H. Lindström, R.I. Magnusson // *Proceedings of the IEEE*. – 1977. - Vol. 65, No. 5. – Pp. 653-662. - DOI: 10.1109/PROC.1977.10544.

105. Lou, J.Sh. Assessment and Management of Fatigue in Neuromuscular Disease / J.Sh. Lou, M.D. Weiss, G.T. Carter // *American Journal of Hospice and Palliative Medicine*. – 2010. – Vol. 27, Issue 2. - Pp. 145-157. – URL: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/1049909109358420>. - DOI: 10.1177/1049909109358420.

106. Mateo, S. Improvement of Grasping After Motor Imagery in C6–C7 Tetraplegia: A Kinematic and MEG Pilot Study / S. Mateo, F. Di Rienzo, K.T. Reilly [et al.] // *Restorative Neurology and Neuroscience*. - 2015. - Vol. 33, Issue 4. - Pp. 543-555. – URL: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.3233/RNN-140466>. - DOI: 10.3233/RNN-140466.

107. Mattar, A.A.G. Motor Learning by Observation / A.A.G. Mattar, P.L. Gribble // *Neuron*. - 2005. - Vol. 46, Issue 1. - Pp. 153-160. – URL: [https://www.cell.com/neuron/pdf/S0896-6273\(05\)00125-X.pdf](https://www.cell.com/neuron/pdf/S0896-6273(05)00125-X.pdf). - DOI: 10.1016/j.neuron.2005.02.009.

108. McDonald, C.M. The 6-Minute Walk Test as a New Outcome Measure in Duchenne Muscular Dystrophy / C.M. McDonald, E.K. Henricson, J.J. Han, R.T. Abresch, A. Nicorici, G.L. Elfring, L. Atkinson, A. Reha, S. Hirawat, L.L. Miller // *Muscle and Nerve*. – 2010. – Vol. 41, Issue 4. - Pp. 500–510. – DOI: 10.1002/mus.21544.

109. Molteni, F. Wearable Robotic Exoskeleton for Overground Gait Training in Sub-Acute and Chronic Hemiparetic Stroke Patients: Preliminary Results / F. Molteni, G. Gasperini, M. Gaffuri [et al.] // *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. – 2017. – Vol. 53, No. 5. – Pp. 676-684. – URL: <https://www.minervamedica.it/en/getfreepdf/K1czVzNYeVIQRTJnMm55Z0REV1R5RTBx>

NkgvN1djSzUvR3JScU9qTmJ2Kzl6NVJtVEwvYURIWDdJVjhMTjIyTQ%253D%253D/R33Y2017N05A0676.pdf. - DOI: 10.23736/S1973-9087.17.04591-9.

110. Oishi, K. Autonomic Nervous System Activities During Motor Imagery in Elite Athletes / K. Oishi, T. Maeshima // *Journal of Clinical Neurophysiology*. - 2004. - Vol. 21, No. 3. - Pp. 170–179. - DOI: 10.1097/00004691-200405000-00005.

111. Oliveira, A.S.C. Electromyographic Fatigue Threshold of the Biceps Brachii Muscle During Dynamic Contraction / A.S.C. Oliveira, M. Gonçalves, A.C. Cardozo, F.S.S. Barbosa // *Electromyography and Clinical Neurophysiology*. – 2005. – Vol. 45, No.3. – Pp. 167-175.

112. Ono, T. Brain-Computer Interface with Somatosensory Feedback Improves Functional Recovery from Severe Hemiplegia Due to Chronic Stroke / T. Ono, K. Shindo, K. Kawashima [et al.] // *Frontiers in Neuroengineering*. – 2014. – Vol. 7, Article 19. – Pp. 1-8. – URL: https://www.researchgate.net/publication/264391132_Brain-Computer_Interface_with_somatosensory_feedback_improves_functional_recovery_from_severe_hemiplegia_due_to_chronic_stroke. - DOI: 10.3389/fneng.2014.00019.

113. Perry, J.C. Upper-Limb Powered Exoskeleton Design / J.C. Perry, J. Rosen, S. Burns // *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. – 2007. – Vol. 12, No. 4. – Pp. 408-417. - URL: https://www.columbia.edu/~njr2121/JP_13.pdf. - DOI: 10.1109/TMECH.2007.901934.

114. Richman, J.S. Physiological Time-Series Analysis Using Approximate Entropy and Sample Entropy / J.S. Richman, J.R. Moorman // *American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology*. – 2000. - Vol. 278, Issue 6. - Pp. H2039–H2049. – URL: https://www.researchgate.net/publication/12474276_Physiological_Time-Series_Analysis_Using_Approximate_Entropy_and_Sample_Entropy. - DOI: 10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039.

115. Rizzo, A.S. Is Clinical Virtual Reality Ready for Primetime? / A.S. Rizzo, S.T. Koenig // *Neuropsychology*. – 2017. - Vol. 31, Issue 8. - Pp. 877– 899. - DOI: 10.1037/neu0000405.

116. Shishkin, S.L. Event-Related Potentials in a Moving Matrix Modification of the P300 Brain–Computer Interface Paradigm / S.L. Shishkin, I.P. Ganin, A.Ya. Kaplan

// Neuroscience Letters. - 2011. - Vol. 496, Issue 2. – Pp. 95–99. - URL: http://brain.bio.msu.ru/papers/Shishkin_Ganin_Kaplan_2011_NSciLet__ERP_moving_matrix_P300_BCI.pdf. - DOI: 10.1016/j.neulet.2011.03.089.

117. Victoria, A.S.H. Algorithm of Detection and Alert of Muscle Fatigue in Paraplegic Patients, by Digital Signal Processing of Surface Electromyogram / A.S.H. Victoria, J.F.A. Romero, M.A. Moreno // IWSSIP 2010: 17th International Conference on Systems, Signals and Image Processing (17-19 June 2010 y.). - Niteroi, Rio de Janeiro, Brazil: UFF, 2010. - Pp. 530-533. – URL: http://www2.ic.uff.br/iwssip2010/Proceedings/nav/papers/paper_178.pdf.

118. Webber, C.L.Jr. Influence of isometric loading on bi- ceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools / C.L.Jr. Webber, M.A. Schmidt, J.M. Walsh // Journal of Applied Physiology. – 1995. – Vol. 78, No. 3. – Pp. 814–822. - DOI: 10.1152/jappl.1995.78.3.814.

119. Wolbrecht, E.T. Control of a Pneumatic Orthosis for Upper Extremity Stroke Rehabilitation / E.T. Wolbrecht, J. Leavitt, D.J. Reinkensmeyer, J.E. Bobrow // In Proceedings of the 2006 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (30 August – 03 September 2006 y.). – New York, NY, USA, 2006. – Pp. 2687-2693. – URL: https://jebobrow.eng.uci.edu/sites/default/files/EMBS06_Control_Pneumatic_c58.pdf. -DOI: 10.1109/IEMBS.2006.259941.

120. Xie, H.B. Fuzzy Approximate Entropy Analysis of Chaotic and Natural Complex Systems: Detecting Muscle Fatigue Using Electromyography Signals / H.B. Xie, J.Y. Guo, Y.P. Zheng // Annals of Biomedical Engineering. – 2010. – Vol. 38, No.4. – Pp. 1483–1496. – URL: <https://ira.lib.polyu.edu.hk/bitstream/10397/2363/1/Xie%20et%20al%20ABME%202010%20Fuzzy%20approximate%20entropy%20for%20chaotic%20and%20natural%20complex.pdf>. - DOI: 10.1007/s10439-010-9933-5.