

АНТИПОВ В.М.,

ФГБУ «НМИЦ ТПМ» Минздрава России, г. Москва, Россия; БФУ им. И. Канта, г. Калининград, Россия, e-mail: vantipovm@gmail.com

БАДАРИН А.А.,

к.ф.-м.н., ФГБУ «НМИЦ ТПМ» Минздрава России, Москва, Россия; БФУ им. И. Канта, г. Калининград, Россия, e-mail: badarin.a.a@mail.ru

КУРКИН С.А.,

д.ф.-м.н., доцент, БФУ им. И. Канта, г. Калининград, Россия, e-mail: kurkinsa@gmail.com

КИСЕЛЕВ А.Р.,

д.м.н., ФГБУ «НМИЦ ТПМ» Минздрава России, г. Москва, Россия, e-mail: kiselev@gnicpm.ru

ХРАМОВ А.Е.,

д.ф.-м.н., профессор, БФУ им. И. Канта, г. Калининград, Россия, e-mail: hramovae@gmail.com

ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ С КОГНИТИВНЫМИ И МОТОРНЫМИ НАРУШЕНИЯМИ

DOI: 10.25881/18110193_2024_4_38

Аннотация. Данное исследование направлено на разработку программно-аппаратного комплекса (ПАК) для реабилитации пациентов с легкими (субклиническими) и выраженными нарушениями когнитивных процессов и моторных функций верхних конечностей, основанного на применении мультимодальной биологической обратной связи, включая транскраниальную магнитную стимуляцию.

Материалы и методы. В работе были использованы данные электроэнцефалографии с дополнительными каналами для записи электромиограммы здоровых добровольцев. Для классификации воображаемых движений использовались пространственный фильтр, линейный дискриминантный анализ, метод дополненной ковариационной матрицы с классификацией в пространстве касательных в многообразии Римана и метод опорных векторов.

Результаты. На основе проведенного нейрофизиологического исследования и анализа литературы был разработан ПАК для реабилитации пациентов с легкими (субклиническими) и выраженными нарушениями когнитивных процессов и моторных функций. Показано, что разработанные алгоритмы реального времени обладают средней точностью 86% для классификации двигательного акта, 75% для воображения с анимированным визуальным стимулом и 73% для воображения со статичным визуальным стимулом.

Выводы. Разработан эффективный и универсальный ПАК на основе современных алгоритмов интерфейсов «мозг-компьютер» для реабилитации пациентов с когнитивными и моторными нарушениями.

Ключевые слова: реабилитация, моторные нарушения, когнитивные нарушения, биологическая обратная связь, воображаемые движения.

Для цитирования: Антипов В.М., Бадарин А.А., Куркин С.А., Киселев А.Р., Храмов А.Е. Программно-аппаратный комплекс для реабилитации пациентов с когнитивными и моторными нарушениями. Врач и информационные технологии. 2024; 4: 38-47. doi: 10.25881/18110193_2024_4_38.

ANTIPOV V.M.,

FSBI "NMIC TPM" of the Ministry of Health of Russia, Moscow, Russia; Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russia, e-mail: vantipovm@gmail.com

BADARIN A.A.,

PhD, FSBI "NMIC TPM" of the Ministry of Health of Russia, Moscow, Russia; Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russia, e-mail: badarin.a.a@mail.ru

KURKIN S.A.,

DSc, Assoc. Prof., Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russia, e-mail: kurkinsa@gmail.com

KISELEV A.R.,

DSc, FSBI "NMIC TPM" of the Ministry of Health of Russia, Moscow, Russia, e-mail: kiselev@gnicpm.ru

HRAMOV A.E.,

DSc, Prof., Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, Russia, e-mail: hramovae@gmail.com

HARDWARE-SOFTWARE COMPLEX FOR REHABILITATION OF PATIENTS WITH COGNITIVE AND MOTOR DISORDERS

DOI: 10.25881/18110193_2024_4_38

Abstract. *This study is aimed at developing a hardware-software system (HSS) for the rehabilitation of patients with mild (subclinical) and severe disorders of cognitive processes and motor functions of the upper extremities based on the application of multimodal biofeedback (BFB) including transcranial magnetic stimulation (TMS).*

Materials and Methods: *Electroencephalography (EEG) data with additional channels for electromyogram (EMG) recordings data of healthy volunteers were used in the work. The spatial filter, linear discriminant analysis, augmented covariance matrix method with classification in the space of tangents in the Riemann manifold, and support vector method were used to classify imaginary movements.*

Results: *Based on the neurophysiological study and literature analysis, an HSS was developed for rehabilitation of patients with mild (subclinical) and severe impairments of cognitive processes and motor functions. The developed real-time algorithms were shown to have an average accuracy of 86% for motor act classification, 75% for imagination with an animated visual stimulus, and 73% for imagination with a static visual stimulus.*

Conclusions: *An effective and versatile HSS based on modern BCI algorithms has been developed for rehabilitation of patients with cognitive and motor disorders.*

Keywords: *rehabilitation, motor disorders, cognitive disorders, biofeedback, imaginary movements.*

For citation: *Antipov V.M., Badarin A.A., Kurkin S.A., Kiselev A.R., Hramov A.E. Hardware-software complex for rehabilitation of patients with cognitive and motor disorders. Medical doctor and information technology. 2024; 4: 38-47. doi: 10.25881/18110193_2024_4_38.*

ВВЕДЕНИЕ

В последние десятилетия наблюдается значительный рост числа пациентов с когнитивными и моторными нарушениями, вызванными различными причинами, такими как инсульт, травмы головного мозга, нейродегенеративные заболевания и другие патологические состояния, которые приводят к существенному снижению качества жизни пациентов. Современные подходы к реабилитации указанных пациентов включают использование инновационных технологий, направленных на восстановление утраченных функций и улучшение качества жизни [1].

Одним из перспективных направлений в реабилитации пациентов с такими нарушениями является использование мультимодальной биологической обратной связи (БОС) в сочетании с дополнительными методами стимуляции [2, 3]. Этот подход позволяет активировать нейропластичность мозга, стимулируя восстановление нейронных связей через использование различных сенсорных стимулов и обратной связи. Важной особенностью данного подхода является возможность комплексного воздействия на когнитивные и моторные функции, что достигается, например, за счет одновременного использования в качестве БОС визуальной, вибротактильной и транскраниальной магнитной стимуляции (ТМС) [4].

Методы БОС для управления ритмами мозга считаются перспективными в реабилитации пациентов с расстройствами двигательной и соматосенсорной систем различной степени тяжести: от выраженных, ассоциированных с перенесенными инсультами или черепно-мозговыми травмами, до субклинических, возникающих на фоне хронического переутомления, перенесенных инфекций, прогрессирования различных хронических заболеваний (например, артериальной гипертензии), или как ранний признак развития нейродегенеративной патологии [5]. Для восстановления моторных и сенсорных функций у таких пациентов очень важны методы целевой реабилитации моторного и сенсорного дефицита [6]. Обычные методы и подходы реабилитации требуют больших контингентов специализированного персонала и недостаточно эффективны. В этом отношении особенно перспективными становятся реабилитационные

подходы, основанные на технологиях неинвазивных интерфейсов «мозг-компьютер» (ИМК). [7–9].

Цель данной работы является разработка программно-аппаратного комплекса (ПАК) для реабилитации пациентов с легкими (субклиническими) и выраженными нарушениями когнитивных процессов и моторных функций верхних конечностей, основанного на применении мультимодальной БОС.

В статье представлены принципы работы системы и основные этапы реабилитационного процесса. Для достижения поставленной цели были обозначены следующие задачи: разработка реабилитационной парадигмы и контуров обратной связи для реализации БОС; разработка эффективного алгоритма классификации акта воображения в режиме реального времени по данным ЭЭГ; экспериментальная апробация разработанного алгоритма.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В качестве базовой парадигмы реализации системы БОС была выбрана концепция «воображаемых движений» (ВД) [10], которая основана на представлении пациентом движения одной из целевых конечностей. Парадигма ВД включает в себя когнитивный процесс, при котором человек мысленно имитирует выполнение моторного действия, фактически не выполняя его. Эта парадигма широко используется в неврологии для изучения нейронных механизмов, регулирующих двигательный контроль и обучение. Кроме того, он находит применение в нейрореабилитации для помощи в восстановлении двигательных функций у людей с неврологическими расстройствами или травмами [11].

Одной из основных задач в рамках данной парадигмы является распознавание и классификация моментов воображения движения по данным электроэнцефалографии (ЭЭГ) [12,13]. Для реализации БОС и своевременного формирования обратной связи распознавание должно проводиться в режиме реального времени. Это в свою очередь усложняет процесс проектирования алгоритмов классификации, предъявляя к ним высокие требования по быстродействию. На сегодняшний день большинство алгоритмов классификации в исследованиях ИМК для

сигналов ЭЭГ делятся на три основные категории [14, 15]: методы на основе «сырых» данных; алгоритмы, использующие ковариационные матрицы (рассматриваемые как элементы многообразия Римана); подходы на основе методов глубокого машинного обучения.

Недавнее исследование в рамках проекта «Mother of all BCI Benchmarks» (MOABB — инструмент для комплексного сравнительного анализа популярных алгоритмов ИМК) продемонстрировало, что традиционные методы и методы на основе геометрии Римана показали более высокую точность и эффективность в задачах бинарной классификации воображаемых движений верхних и нижних конечностей, чем методы на основе моделей глубокого машинного обучения [16]. Учитывая вышеприведенное исследование, в рамках данной работы был отобран ряд современных и эффективных алгоритмов для сравнения и возможного дальнейшего использования в рамках ПАК для реабилитации. Кратко рассмотрим каждый из них.

Пространственный фильтр (CSP — Common Spatial Pattern) — это метод, который применяет пространственный фильтр к многоканальным данным ЭЭГ для повышения дисперсии сигнала одного класса и снижения ее для другого в пределах той же области. Этот процесс приводит к появлению новых признаков (компонент), которые являются линейными комбинациями исходных каналов. Цель пространственного фильтра — найти набор пространственных весов, которые максимально различают дисперсию сигналов двух классов для данных ЭЭГ [17]. После применения CSP к сигналам ЭЭГ выделенные признаки подаются на вход классификатора LDA (Linear Discriminant Analysis).

Дополненная ковариация (ACM — Augmented Covariance Matrix) — это метод, использующий дополненную ковариационную матрицу для улучшения качества признаков, извлекаемых из ЭЭГ данных. ACM интегрирует как пространственные, так и временные характеристики данных ЭЭГ с использованием авторегрессионных моделей. ACM формируется с использованием уравнений Юла-Уокера, в результате чего получается симметричная положительно определенная матрица, которая сочетает пространственную ковариацию с временной динамикой сигнала [18]. Затем к полученной дополненной

ковариационной матрице применяется метод касательных Tangent Space (TS). TS — это метод, используемый для работы с данными, представленными в виде симметричных положительно определенных (SPD) матриц, например, ковариационные матрицы ЭЭГ сигналов. Основная идея заключается в проецировании данных из риманова многообразия в линейное касательное пространство, что позволяет применять традиционные методы машинного обучения. В данной работе для классификации был использован метод опорных векторов SVM (Support Vector Machines).

Для апробации и выбора оптимального алгоритма классификации биофизической активности, связанной с воображением движения верхних конечностей, было разработано нейрофизиологическое экспериментальное исследование, направленное на регистрацию электрической активности головного мозга в процессе воображения и выполнения движений. Общая структура и дизайн эксперимента представлена на рисунке 1.

Перед началом эксперимента с испытуемым проводят детальный инструктаж с примерами заданий.

1. Эксперимент начинается с прохождения испытуемым теста для оценки уровня астении MFI-20 [19].
2. Далее следует 2-минутная запись фоновой активности, в течение которой испытуемому предлагается расслабиться и не фокусировать внимание на чём-либо.
3. Далее следует 2 идентичных этапа по 3 блока/сессии, разделенных перерывом и записью фоновой активности. Состав каждого этапа включает: инструкцию (описание сути выполнения задания); блок (структурная единица эксперимента, состоящая из набора стимульных триалов); перерыв (время для отдыха испытуемого). Состав каждого блока/сессии включает набор из 30 последовательных триалов (15 для левой и 15 для правой руки), перемешанных случайным образом. На рисунке 2В представлена общая структура одного триала
4. Далее испытуемый повторно проходит 2-минутную запись фоновой активности.
5. Завершение эксперимента сопровождается повторным прохождением теста MFI-20.

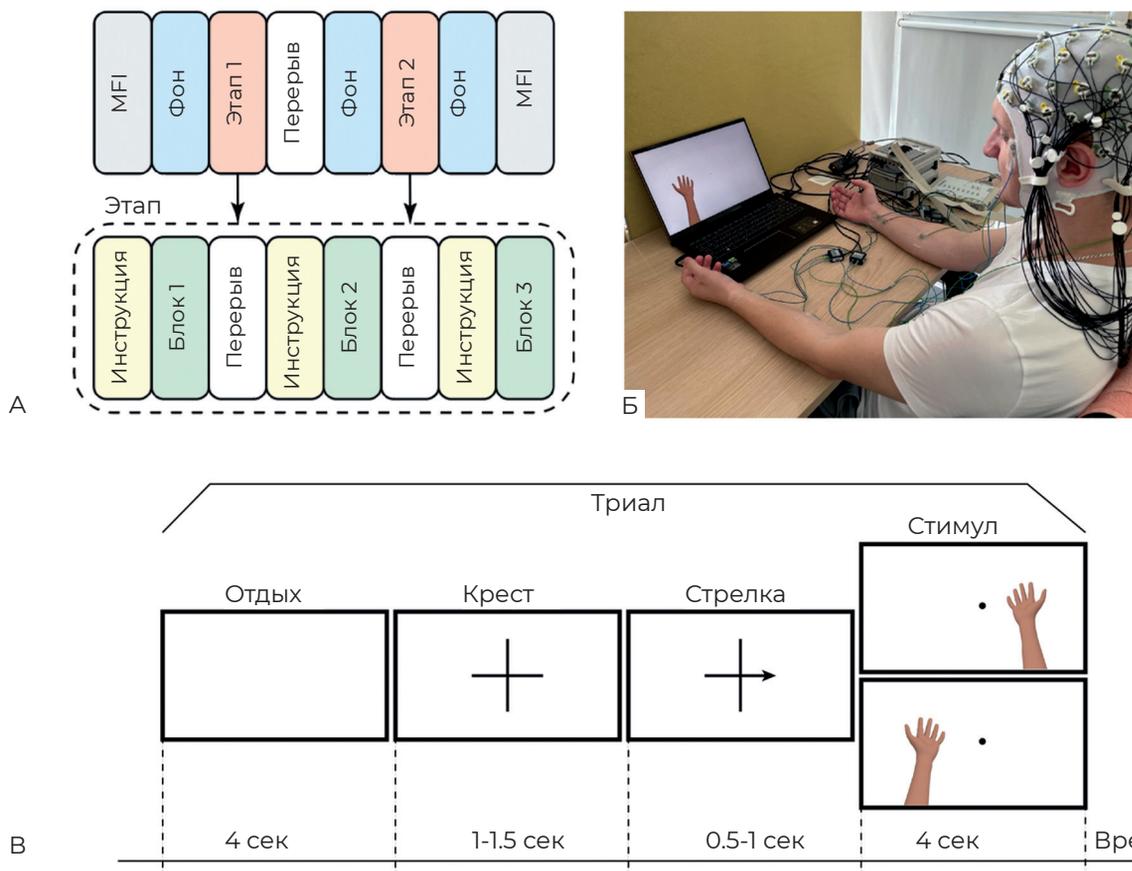


Рисунок 1 — А) Общая структура экспериментального исследования: МФИ — субъективная шкала многомерной оценки утомляемости (MFI-20); Фон — фоновая активность для анализа ЭЭГ данных; Блок — структурная единица эксперимента, состоящая из набора стимульных триалов. Б) Внешний вид экспериментальной установки. В) Общая структура триала.

Каждый этап включает в себя 3 блока: Блок 1 — выполнение движения с анимированным визуальным стимулом, Блок 2 — воображаемое движение с анимированным визуальным стимулом, Блок 3 — воображаемое движение со статичным визуальным стимулом. Включение в экспериментальную парадигму «Блока 1» связано с тем, что при воображении движения активируются примерно те же области мозга, что и при его выполнении, особенно в первичной моторной и премоторной коре [20].

Эксперимент проводился на 20 условно здоровых добровольцах без выраженных моторных нарушений в возрасте от 20 до 35 лет. Во время эксперимента осуществлялась регистрация ЭЭГ, а также регистрировалась мышечная активность

с использованием электромиограммы (ЭМГ). Для регистрации ЭЭГ и ЭМГ был использован электроэнцефалограф «actiChamp» производства Brain Products, Германия. Сигналы ЭЭГ были записаны для 63 каналов в соответствии со стандартной схемой «10–10», были использованы активные Ag/AgCl электроды «ActiCAP», которые были расположены на поверхности кожи головы в гнездах специальной шапочки «EasyCAP». Все экспериментальные данные были получены с частотой 1 кГц. Полученные ЭЭГ данные проходили предварительную обработку, включающую полосовую фильтрацию в диапазонах частот 7–32 Гц. На основе проведенного анализа литературы [14, 15] были выбраны оптимальные каналы (расположенные преимущественно над моторной корой),

которые обеспечивают максимальную точность классификации и стабильность работы системы ИМК. В результате были выбраны следующие ЭЭГ каналы (T7, F3, C3, P3, Cz, T8, F4, C4, P4) с референтом Fz. Для точной маркировки триалов «Блока 1» данные ЭЭГ предварительно были отфильтрованы полосовым фильтром в диапазоне 1–100 Гц. После чего были посчитаны моменты активации движений рук с использованием алгоритма Silva [21]. После предварительной обработки экспериментальные данные были сегментированы на эпохи длительностью 0,5 с для последующего анализа и классификации.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Одной из основных проблем ИМК-систем является высокая вариабельность данных ЭЭГ между различными субъектами. Эта вариабельность обусловлена индивидуальными особенностями пациента и его психологическим состоянием. Для оценки эффективности алгоритмов в

данной работе тестирование и обучение проводилось отдельно для каждого субъекта с 10-кратной кросс-валидацией. Для приближения к реальному использованию данные для тренировки и тестирования были разделены в соотношении 20/80 соответственно. Такой подход позволяет проверить эффективность алгоритма классификации для сценария с предварительной короткой тренировочной сессией. Также важным аспектом тестирования моделей является то, как выбираются гиперпараметры. Они могут значительно повлиять на производительность алгоритма и, следовательно, на точность прогнозов системы. В данной работе для подбора гиперпараметров был использован алгоритм Grid Search, а для снижения риска переобучения была использована вложенная 3-кратная кросс-валидация [22]. На рисунке 2 представлена диаграмма, которая показывает, как точность зависит от типа выполнения движения (блока) и от используемого алгоритма классификации.

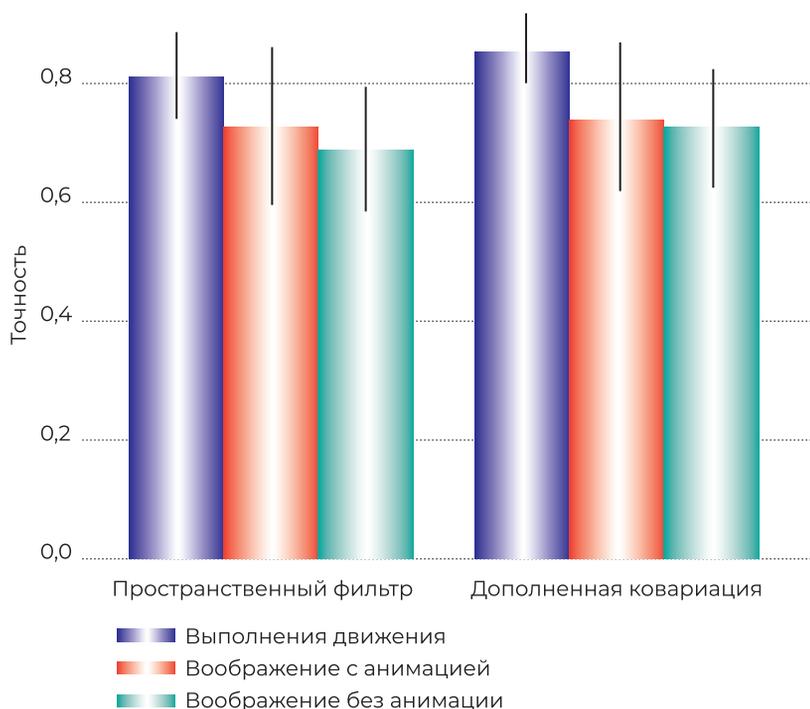


Рисунок 2 — Зависимость точности классификации от используемого метода и типа движения/блока, где: Пространственный фильтр — алгоритм на основе методов Common Spatial Patter (CSP) и Linear Discriminant Analysis (LDA); Дополненная ковариация — алгоритм на основе методов Augmented Covariance Matrix (ACM), Tangent Space (TS) и Support Vector Machines (SVM).

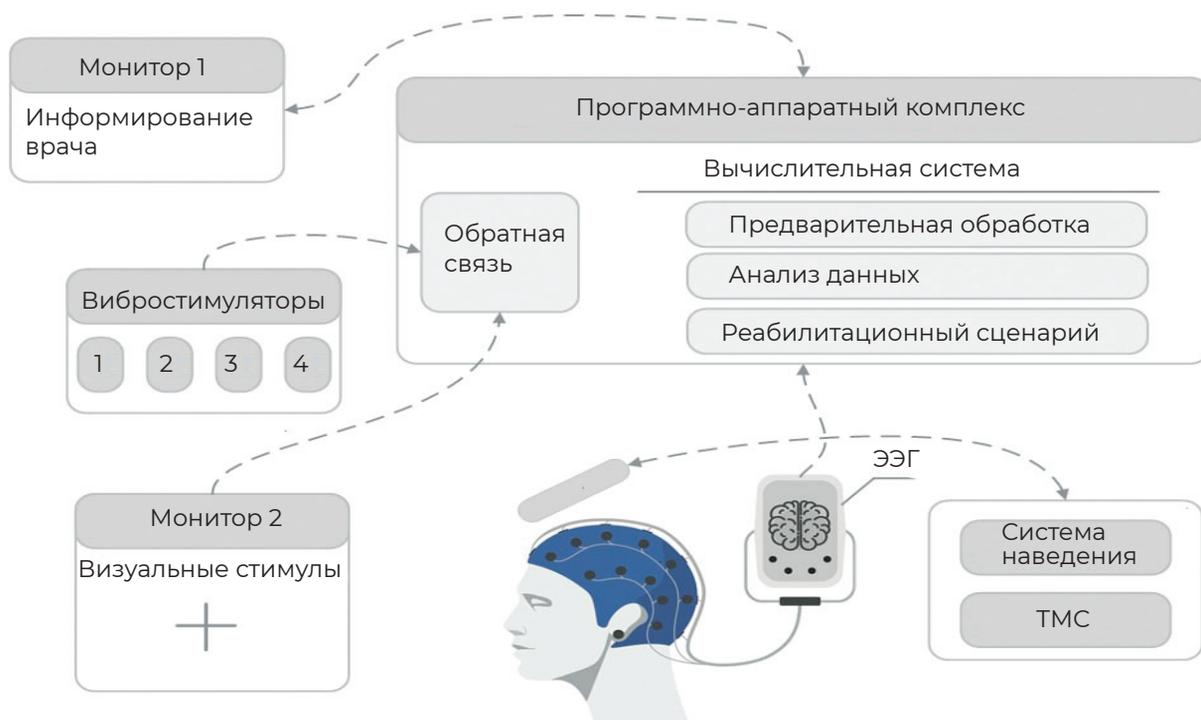


Рисунок 3 — Функциональная схема программно-аппаратного комплекса.

Учитывая полученные результаты, в качестве базового алгоритма для классификации вообразаемых движений был выбран алгоритм дополненной ковариации с использованием методов АСМ, TS, SVM. Исходя из проведенного исследования, анализа научной литературы [23], в рамках данной работы был разработан ПАК для реабилитации пациентов с когнитивными и моторными нарушениями различной природы и степени тяжести на основе мультимодальной БОС, функциональная схема которого представлена на рисунке 3.

Устройство (ПАК) производит регистрацию ЭЭГ с поверхности коры головного мозга пациента, затем данные передаются в блок предварительной обработки и анализа, где происходит фильтрация. После предварительной обработки данные передаются в блок классификации, где выбранная ранее модель определяет факт воображения движения. После чего сигнал подается в основной блок реабилитационного сценария, направленного на восстановление когнитивных или моторных нарушений.

Стоит отметить, что в дополнение к классической визуальной обратной связи в систему был добавлен контур «вибростимуляции». Вибростимулятор — устройство, установленное на целевую конечность пациента. Вибростимуляция оказывает непосредственное воздействие на рецепторы кожи, что способствует активации сенсомоторных областей мозга и улучшению нейропластичности. Этот метод позволяет пациентам получать тактильную обратную связь в ответ на свои действия в режиме реального времени, что способствует улучшению их моторных функций и повышению эффективности реабилитации. Кроме того, в качестве дополнительного контура обратной связи была выбрана ТМС стимуляция. ТМС представляет собой неинвазивный метод стимуляции мозга, который использует магнитные импульсы для активации или ингибирования определенных областей мозга. В ПАК ТМС предложено использовать для модуляции активности моторной коры, что способствует восстановлению моторных функций у пациентов с двигательными нарушениями.

В частности, ТМС позволяет целенаправленно возбуждать дорсолатеральную префронтальную кору, что сказывается на скорости выполнения движений, улучшая эффективность моторного воображения [24].

Интеграция этих методов в систему ИМК позволяет создать комплексную и эффективную платформу для реабилитации, обеспечивая пациентам многоканальную обратную связь и способствуя ускорению процессов восстановления когнитивных и моторных функций.

ОБСУЖДЕНИЕ

В работе представлены результаты разработки ПАК для реабилитации пациентов с когнитивными и моторными нарушениями. Его главной особенностью стало использование мультимодального контура БОС в сочетании с ТМС стимуляцией. Согласно литературным источникам [14, 15], такой подход позволяет достигать значительных улучшений в восстановлении моторных и когнитивных функций у пациентов с различной степенью нарушений. Разработанный ПАК обладает высокой универсальностью и модульностью, что позволяет ему выполнять реабилитацию пациентов как с моторными нарушениями, так и с когнитивными нарушениями в зависимости от конкретного сценария использования. Для пациентов с моторными нарушениями использование ПАК позволяет стимулировать нейропластичность, активируя большее число нейронных путей за счет использования мультисенсорной тренировки, стимуляции и БОС. В тоже время, для пациентов с когнитивными нарушениями ПАК позволяет тренировать тормозные процессы в мозге, благодаря внутреннему подавлению лишней сенсорной информации при воображении, например, вибрации на нецелевой конечности.

Одним из базовых элементов разработанного ПАК является алгоритм распознавания двигательных образов, основанный на машинном обучении. Поэтому одним из центральных вопросов работы стала разработка метода классификации и его апробация. В работе были отобраны и протестированы два современных

алгоритма на основе пространственного фильтра и дополненной ковариации. Оба алгоритма показали точность при работе в реальном времени: более 70% при воображении движений и более 80% при их выполнении, что находится на уровне лучших результатов в этой области [25, 26].

Согласно приведённым результатам, разработанный алгоритм классификации воображаемых движений демонстрирует высокую точность для устройств ИМК. Для полноценной оценки точности и анализа устойчивости и эффективности алгоритма относительно вариативности данных пациентов планируется проведение дальнейших исследований и клинических испытаний ПАК.

ВЫВОДЫ

В результате проведенной работы был разработан ПАК для реабилитации пациентов с легкими (субклиническими) и выраженными нарушениями когнитивных процессов и моторных функций верхних конечностей, основанный на применении мультимодальной БОС, включая визуальную, вибротактильную и ТМС стимуляцию. Также был разработан и проведен нейрофизиологический эксперимент, позволяющий апробировать используемые методы классификации состояний воображения по данным ЭЭГ. Модульное устройство разработанного ПАК позволяет использовать различные виды регистрирующего оборудования и оборудования, способного реализовать различные контуры БОС, что увеличивает универсальность и доступность технологии.

Конфликт интересов. Конфликт интересов отсутствует.

Источники финансирования. Работа выполнена при поддержке Минздрава России в рамках научного проекта «Разработка программно-аппаратного комплекса для реабилитации пациентов с когнитивными и моторными нарушениями различной природы на основе мультимодальной биологической обратной связи» № 123020600127-4 (2023–2025 гг.).

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Khorev V, Kurkin S, Badarin A, et al. Review on the use of brain computer interface rehabilitation methods for treating mental and neurological conditions. *J Integr Neurosci.* 2024; 23(7): 125. doi: 10.31083/j.jin2307125.

2. Wang Z, Cao C, Chen L, et al. Multimodal neural response and effect assessment during a BCI-based neurofeedback training after stroke. *Frontiers in Neuroscience*. 2022; 16: 884420. doi: 10.3389/fnins.2022.884420.
3. Котов С. В., Исакова Е. В., Слюнькова Е. В. Применение технологии нейроинтерфейс «мозг-компьютер»+ экзоскелет в составе комплексной мультимодальной стимуляции при реабилитации пациентов с инсультом // Журнал неврологии и психиатрии им. СС Корсакова. — 2019. — Т.119. — №12-2. — С.37-42. [Kotov SV, Isakova EV, Slyun'kova EV. Usage of brain-computer interface+ exoskeleton technology as a part of complex multimodal stimulation in the rehabilitation of patients with stroke. *Zhurnal Nevrologii i Psikhiiatrii imeni SS Korsakova*. 2019; 119(12-2): 37-42. (In Russ.)] doi: 10.17116/jnevro201911912237.
4. Grigorev NA, Savosenkov AO, Lukoyanov MV, et al. A BCI-Based Vibrotactile Neurofeedback Training Improves Motor Cortical Excitability During Motor Imagery. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2021; 29: 1583-1592. doi: 10.1109/TNSRE.2021.3102304.
5. Go AS, Mozaffarian D, Roger VL. Heart disease and stroke statistics-2014 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2014; 129(3): 28-292. doi: 10.1161/01.cir.0000441139.02102.80.
6. Cifu DX, Stewart DG. Factors affecting functional outcome after stroke: a critical review of rehabilitation interventions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80(5): 35-39. doi: 10.1016/S0003-9993(99)90101-6.
7. Hramov AE, Maksimenko VA, Pisarchik AN. Physical principles of brain-computer interfaces and their applications for rehabilitation, robotics and control of human brain states. *Physics Reports*. 2021; 918: 1-133. doi: 10.1016/j.physrep.2021.03.002.
8. Bamdad M, Homayoon Z, Mohammad AA. Application of BCI systems in neurorehabilitation: a scoping review. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2015; 10(5): 355-364. doi: 10.3109/17483107.2014.961569.
9. Zhuang M, Wu Q, Wan F, et al. State-of-the-art non-invasive brain-computer interface for neural rehabilitation: A review. *Journal of Neurorestoratology*. 2020; 8(1): 12-25. doi: 10.26599/JNR.2020.9040001.
10. Kho AY, Liu KPY, Chung RCK. Meta- analysis on the effect of mental imagery on motor recovery of the hemiplegic upper extremity function. *Aust Occup Ther J*. 2014; 61(2): 38-48. doi: 10.1111/1440-1630.12084.
11. Jochumsen M, Khan Niazi I, Samran Navid M, et al. Online multi-class brain-computer interface for detection and classification of lower limb movement intentions and kinetics for stroke rehabilitation. *Brain-Computer Interfaces*. 2015; 2(4): 202-210. doi: 10.1080/2326263X.2015.1114978.
12. Kardam VS, Taran S, Pandey A. Motor imagery tasks based electroencephalogram signals classification using data-driven features. *Neuroscience Informatics*. 2023; 3(2): 100128. doi: 10.1016/j.neuri.2023.100128.

13. Chholak P, Niso G, Maksimenko VA, et al. Visual and kinesthetic modes affect motor imagery classification in untrained subjects. *Sci Rep*. 2019; 9(1): 9838. doi: 10.1038/s41598-019-46310-9.
14. Vavoulis A, Figueiredo P, Vourvopoulos A. A review of online classification performance in motor imagery-based brain-computer interfaces for stroke neurorehabilitation. *Signals*. 2023; 4(1): 73-86. doi: 10.3390/signals4010004.
15. Chevallier S, Carrara I, Aristimunha B, et al. The largest EEG-based BCI reproducibility study for open science: the MOABB benchmark. *ArXiv preprint arXiv: 2404.15319*. 2024. doi: 10.48550/arXiv.2404.15319.
16. Jayaram V, Barachant A. MOABB: trustworthy algorithm benchmarking for BCIs. *Journal of neural engineering*. 2018; 15(6): 066011. doi: 10.1088/1741-2552/aadea0.
17. Blankertz B, Tomioka R, Lemm S, et al. Optimizing spatial filters for robust EEG single-trial analysis. *IEEE Signal processing magazine*. 2007; 25(1): 41-56. doi: 10.1109/MSP.2008.4408441.
18. Carrara I, Papadopoulou T. Classification of BCI-EEG Based on the Augmented Covariance Matrix. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2024. doi: 10.1109/TBME.2024.3386219.
19. Smets EMA, Garssen B, Cull A, et al. Application of the multidimensional fatigue inventory (MFI-20) in cancer patients receiving radiotherapy. *Br J Cancer*. 1996; 73(2): 241-245. doi: 10.1038/bjc.1996.42.
20. Kumawat J, Yadav A, Yadav K, et al. Comparison of Spectral Analysis of Gamma Band Activity During Actual and Imagined Movements as a Cognitive Tool. *Clin EEG Neurosci*. 2024; 55(3): 340-346. doi: 10.1177/15500594231197100.
21. Silva H, Scherer R, Sousa J, et al. Towards improving the stability of electromyographic interfaces. *J Neuroeng Rehabil*. 2012; 1-2. doi: 10.1007/978-3-642-34546-3_71.
22. Cawley GC, Talbot NL. On over-fitting in model selection and subsequent selection bias in performance evaluation. *The Journal of Machine Learning Research*. 2010; 11(70): 2079-2107.
23. Lukoyanov MV, Gordleeva SY, Pimashkin AS, et al. The efficiency of the brain-computer interfaces based on motor imagery with tactile and visual feedback. *Human Physiology*. 2018; 44: 280-288. doi: 10.1134/S0362119718030088.
24. Kurkin S, Gordleeva S, Savosenkov A, et al. Transcranial Magnetic Stimulation of the Dorsolateral Prefrontal Cortex Increases Posterior Theta Rhythm and Reduces Latency of Motor Imagery. *Sensors*. 2023; 23(10): 4661. doi: 10.3390/s23104661.
25. Maksimenko VA, Kurkin SA, Pitsik EN, et al. Artificial Neural Network Classification of Motor- Related EEG: An Increase in Classification Accuracy by Reducing Signal Complexity. *Complexity*. 2018; 1: 9385947. doi: 10.1155/2018/9385947.
26. Al-Saegh A, Dawwd SA, Abdul-Jabbar JM. Deep learning for motor imagery EEG-based classification: A review. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2021; 63: 102172. doi: 10.1016/j.bspc.2020.102172.