

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования «Национальный исследовательский Нижегородский
государственный университет им. Н. И. Лобачевского»

На правах рукописи



Григорьев Никита Андреевич

ЭФФЕКТИВНОСТЬ ДИНАМИЧЕСКОЙ ВИБРОТАКТИЛЬНОЙ
ОБРАТНОЙ СВЯЗИ В ИДЕОМОТОРНОМ НЕЙРОИНТЕРФЕЙСЕ

1.5.5 – физиология человека и животных

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени кандидата биологических наук

Научный руководитель:

доктор физико-математических наук,
профессор кафедры нейротехнологий
Гордлеева Сусанна Юрьевна

Нижегород – 2024

ОГЛАВЛЕНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	4
ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	16
1.1. Нейроинтерфейс	16
1.1.1. Устройство считывания	17
1.1.2. Классификатор	22
1.1.3. Исполнительное устройство	28
1.2. Воспроизведение моторного образа	29
1.2.1. Понятие моторного образа	29
1.2.2. Отображение ВМО на ЭЭГ	36
1.3. Контур обратной связи в нейроинтерфейсе	38
1.3.1. Предпосылки создания контура обратной связи	39
1.3.2. Способы реализации обратной связи	40
1.3.3. Контур ОС в нейроинтерфейсе на основе тактильной стимуляции	43
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ	47
2.1. Структура и участники исследования	47
2.2. Методы исследования	48
2.2.1. Регистрация ЭЭГ	48
2.2.2. Ментальные задачи и команды	50
2.2.3. Обратная связь	50
2.2.4. Оценка точности классификации паттернов ВМО	52
2.2.5. Оценка степени десинхронизации СМР	53
2.2.6. Анализ моторных вызванных потенциалов	54
2.2.7. Метод восстановления источников сигнала по ЭЭГ	55
2.2.8. Статистическая обработка	56
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ	58
3.1. Исследование ЭЭГ характеристик ВМО руки	58
3.1.1. Результаты исследования ЭЭГ характеристик ВМО руки	59

3.2. Идеомоторный нейроинтерфейс с возможностью подачи ОС	61
3.3. Управление экзоскелетом нижних конечностей при помощи идеомоторного нейроинтерфейса	62
3.3.1. Результаты управления экзоскелетом нижних конечностей при помощи нейроинтерфейса	63
3.4. Сравнение результатов тренировки с визуальной и вибротактильной ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса	65
3.4.1. Результаты тренировки с визуальной и тактильной ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса	67
3.5. Сравнение влияния динамической вибротактильной ОС и динамической визуальной ОС в идеомоторном нейроинтерфейсе на изменение СМР	73
3.5.1. Результаты сравнения влияния динамической вибротактильной ОС и динамической визуальной ОС в идеомоторном нейроинтерфейсе на изменение СМР	74
3.5.2. Обсуждение эффективности динамической вибротактильной ОС	77
3.6. Оценка физиологических характеристик ВМО при использовании динамической вибротактильной ОС	79
3.6.1. Результаты оценки физиологических характеристик ВМО при использовании динамической вибротактильной ОС	82
3.6.1.1. Точность классификации в идеомоторном нейроинтерфейсе с динамической вибротактильной ОС	82
3.6.1.2. Степень десинхронизации СМР во время ВМО	83
3.6.1.3. Измерение МВП после тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом	87
3.6.2. Обсуждение влияния тренировок с идеомоторным нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС	91
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	93
ВЫВОДЫ	94
ЦИТИРОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА	95

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ВМО – воспроизведение моторного образа.

ВП – вызванный потенциал.

ИУ – исполнительное устройство.

МВП – моторный вызванный потенциал.

МРТ – магниторезонансная томография.

МЭГ – магнитоэнцефалография.

ОС – обратная связь.

ПСП – поверхностный сгибатель пальцев.

СМР – сенсомоторный ритм.

ТМС – транскраниальная магнитная стимуляция.

фМРТ – функциональная магниторезонансная томография.

ЭМГ – электромиография/электромиограмма.

ЭЭГ – электроэнцефалография/электроэнцефалограмма.

CSP – common spatial patterns.

fNIRS – functional near-infrared spectroscopy (функциональная спектроскопия в ближней инфракрасной области).

LDA – линейный дискриминантный анализ.

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность исследования

Человек способен совершать произвольные движения за счет реализации программ, формирующихся в двигательном анализаторе центральной нервной системы (Скоромец, и др., 2014). В процессе совершения движения участвует ряд элементов центральной нервной системы: префронтальная кора, премоторная кора, первичная моторная кора, базальные ядра, таламус, мозжечок и др. Повреждение любого из них ведет к нарушению двигательной активности различной степени тяжести. Повреждение моторной коры головного мозга, например, в следствие инсульта, приводит к слабости и параличу контралатеральной мускулатуры. Однако восстановление утраченных функций возможно благодаря механизмам нейропластичности, которые можно привести в действие постоянными тренировками пострадавшей конечности (Nudo et al., 1996).

Паттерны (закономерности) активности головного мозга, соответствующие движениям конечностями, были открыты в прошлом веке (Pfurtscheller, Da Silva, 1999). Было показано, что на электроэнцефалограмме (ЭЭГ) движение конечностями сопровождается снижением мощности сенсомоторного ритма (СМР) в области моторной коры головного мозга. Известно, что наблюдение за движениями и кинестетическое воспроизведение моторного образа (ВМО), т.е. воссоздание человеком из памяти ощущений от выполнения действия без реального его совершения, активирует те же области моторной коры головного мозга, что и совершение движения (Schieber, 2011). Идеомоторные тренировки используют ВМО, соответствующего движению руками или ногами, для активации механизмов нейропластичности в соответствующих областях головного мозга. Регулярные идеомоторные тренировки с нейроинтерфейсами приводят к частичному или, в некоторых случаях, полному восстановлению контроля над движением целевой конечностью (Cervera et al., 2018).

Нейроинтерфейс представляет собой программно-аппаратную систему, использующую активность головного мозга для воздействия на внешние объекты

(физические или виртуальные) без помощи мышц. Современные исследования в области нейроинтерфейсов направлены на улучшение качества жизни людей благодаря расширению понимания фундаментальных механизмов функционирования головного мозга (Värbu et al., 2022). Нейроинтерфейсы можно условно разделить на активные и пассивные (Каплан и др., 2013). В пассивных программа подает человеку стимулы, в ответ на которые регистрируется изменение активности его головного мозга, это изменение является сигналом для работы нейроинтерфейса (Citi et al., 2008). Активные же сложнее в реализации, поскольку для их правильной и точной работы человеку необходимо самостоятельно генерировать определенные паттерны мозговой активности, на которые реагирует нейроинтерфейс. Характерным примером действий человека в активном нейроинтерфейсе является кинестетическое ВМО (Фролов и др., 2016), а сам НИ можно назвать идеомоторным.

Современные идеомоторные нейроинтерфейсы все еще имеют ряд проблем, среди которых можно выделить медленное совершенствование навыка формирования моторного образа для управления нейроинтерфейсом и плохую автоматизируемость, т.е. значительное отвлечение на нейроинтерфейс ресурсов сознательного контроля (Федотчев и др., 2017). Для решения данных проблем используют обратную связь (ОС), которая оповещает человека о правильности выполняемых им действий. ОС способствует вовлеченности человека в тренировочный процесс, замыкает сенсомоторную петлю и позволяет человеку обучиться управлению своей мозговой активностью.

Стандартным решением для подачи ОС выступает положительная визуальная ОС, представленная в форме выводящихся на монитор перед человеком символов после того, как он правильно выполнил поставленную ментальную задачу. Такой вариант ОС используется повсеместно ввиду простоты его реализации и понимания человеком. Также есть примеры использования шлемов виртуальной реальности для замыкания контура идеомоторного нейроинтерфейса (Choi et al., 2023), предоставляющие визуально достоверные сцены движений руками испытуемого, без их реального движения. Подобный подход позволяет

погрузить человека в наилучшие для тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом визуальные условия. Однако в ряде случаев визуальная ОС не подходит, например, для пациентов с нарушениями зрительной системы или в условиях перегрузки зрительного канала (Nijboer et al., 2008). В то же время для целей реабилитации более эффективными, с точки зрения оказываемого эффекта могут быть другие варианты ОС.

Было показано, что включение анатомически конгруэнтной тактильной ОС, исполненной в форме роботизированного экзоскелетного устройства, индуцировало эффекты активации моторной коры, превосходящие таковые при использовании визуальной ОС (Darvishi et al., 2017). В ряде современных исследований тренировки с идеомоторными нейроинтерфейсами при замыкании сенсомоторной петли посредством экзоскелета, показали эффективность в нейрореабилитации постинсультных пациентов (Ono et al., 2018; Ramos-Murguialday et al., 2019; Cheng et al., 2020). При этом повышение возбудимости моторной коры во время тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом стимулирует пластические механизмы мозга, направленные на восстановление двигательных функций (Jochumsen et al., 2021). Однако несмотря на то, что на сегодняшний день вибротактильная стимуляция по сравнению с экзоскелетами и роботизированными комплексами является более доступным и мобильным вариантом ОС в нейроинтерфейсе (Colucci et al., 2022), он все еще остается малоизученным.

На актуальность очерченной темы также указывает повышенный интерес со стороны выдающихся исследователей. Среди наиболее значимых работ по изучению приложения НИ и использованию ОС следует отметить исследования зарубежных (A. Ramos-Murguialday, F. Cincotti, L. Citi, G. Pfurtscheller, L.R. Hochberg, N. Birbaumer и др.) и отечественных ученых (М.А. Лебедев, С.Б. Парин, С.А. Полевая, И.В. Мухина, А.А. Фролов, А.Я. Каплан, А.Е. Храмов, С.Л. Шишкин, А.Е. Осадчий, В.Ф. Пятин, А.В. Захаров, Н.В. Галкина и др.).

Цель исследования

Изучить влияние вибротактильной обратной связи, введенной в контур идеомоторного нейроинтерфейса, на физиологические характеристики моторной коры головного мозга здоровых испытуемых, регистрируемые в ходе анализа электроэнцефалограммы и электромиограммы.

Задачи исследования

1. Оценить возможность применения вибротактильной стимуляции в качестве обратной связи в контуре нейроинтерфейса, основанного на воспроизведении моторного образа.
2. Сравнить изменения десинхронизации сенсомоторного ритма коры головного мозга здоровых испытуемых при воспроизведении моторных образов в контуре нейроинтерфейса с динамической визуальной и вибротактильной обратной связью.
3. Оценить влияние идеомоторной тренировки в контуре нейроинтерфейса с динамической вибротактильной обратной связью на возбудимость моторной коры головного мозга здоровых испытуемых.

Научная новизна диссертационной работы заключается в получении новых фундаментальных результатов, расширяющих современные представления об эффектах вибротактильной стимуляции в процессе воспроизведения моторного образа.

1. Предложен новый способ включения вибротактильной стимуляции в качестве ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса, в форме динамической вибротактильной ОС, подаваемой на участки кожи расположенные над мышцами участвующими в выполнении движений. Динамическая обратная связь предъявляется испытуемому в процессе выполнения ментальной задачи в виде коротких вибротактильных стимуляций. Таким образом испытуемый получает положительное подкрепление в течение всего времени выполнения команды, а не только в конце, что приводит к большей вовлеченности в процесс и возможности корректировки взаимодействия с нейроинтерфейсом.

2. Показано, что включение динамической обратной связи в контур нейроинтерфейса позволяет здоровым испытуемым достичь точности классификации на том же уровне, что и при использовании визуальной обратной связи. Эти результаты свидетельствуют о возможности включения динамической вибротактильной обратной связи в качестве основной в идеомоторных тренировках.

3. Продемонстрировано, что уровень десинхронизации сенсомоторного ритма при воспроизведении моторного образа для обеих рук во время работы в контуре нейроинтерфейса с динамической вибротактильной обратной связью у здоровых испытуемых выше, чем при отсутствии обратной связи. Вместе с тем динамическая визуальная обратная связь приводит к увеличению десинхронизации только для ведущей руки в сравнении с тестированием без обратной связи.

4. Показано увеличение возбудимости моторной коры головного мозга вследствие тренировки здоровых испытуемых с идеомоторным нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной обратной связью.

Теоретическая и практическая значимость работы

Результаты диссертационной работы являются основой для разработки новых методов реализации ОС на основе тактильной стимуляции в нейроинтерфейсах. Полученные в ходе нейрофизиологических экспериментов результаты дают представление о влиянии вибротактильной стимуляции в качестве ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса на десинхронизацию СМР, возбудимость коры и эффективность работы нейроинтерфейса. Анализ частотных характеристик активности разных участков коры головного мозга при ВМО и возбудимости моторной коры головного мозга после тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом проведенные в данной работе расширяют фундаментальные знания о влиянии идеомоторных тренировок на работу коры головного мозга. В результате анализа ЭЭГ уточнены фундаментальные механизмы формирования кинестетического моторного образа в ходе сопоставления эффектов визуальной и вибротактильной ОС при работе здоровых испытуемых с идеомоторным нейроинтерфейсом.

Полученные результаты позволяют выдвинуть предположение о потенциальной эффективности динамической вибротактильной ОС применительно к реабилитации постинсультных больных. Продемонстрированное увеличение возбудимости в процессе идеомоторной тренировки может способствовать нейропластичности, а простота исполнения компонентов контура нейроинтерфейса позволит реализовать его как продукт личного пользования. В сравнении с современными вариантами экзоскелетов подобная реализация может быть дешевле и доступнее для конечного потребителя.

Результаты работы могут быть использованы в образовательном процессе для студентов и аспирантов физических и биологических специальностей в форме специальных курсов лекций и лабораторных практикумов.

Основные положения выносимые на защиту

1. Использование вибротактильной обратной связи в работе здоровых испытуемых с идеомоторным нейроинтерфейсом позволяет достичь не меньшей точности классификации, чем при использовании визуальной обратной связи.
2. Десинхронизация сенсомоторного ритма во время воспроизведения моторного образа при использовании динамической вибротактильной обратной связи у здоровых испытуемых выше, чем при использовании визуальной обратной связи в идеомоторном нейроинтерфейсе.
3. Тренировка здоровых испытуемых в контуре идеомоторного нейроинтерфейса с динамической вибротактильной обратной связью приводит к увеличению возбудимости моторной коры головного мозга у здоровых испытуемых.

Личный вклад автора

Все результаты диссертации получены лично автором. В совместных публикациях соискатель принимал непосредственное участие в постановке задач, планировании и проведении экспериментальных исследований, статистической обработке данных, анализе и обобщении результатов, подготовке и публикации статей и докладов, представлении результатов работы на российских и

международных конференциях. Формулировка задач и интерпретация результатов осуществлялась совместно с научным руководителем.

Апробация результатов

Результаты, полученные в диссертационном исследовании, были представлены на 22 Международной Пушинской школе-конференции молодых ученых **БИОЛОГИЯ – НАУКА XXI ВЕКА** (Пушино, 2018); на 72 и 73 Всероссийской с международным участием школе-конференции молодых ученых “Биосистемы: организация, поведение, управление” (Нижний Новгород, 2019, 2020); на II и III международной конференции **Volga Neuroscience Meeting** (Россия, 2018, 2021); на XV и XVI международном междисциплинарном конгрессе **НЕЙРОНАУКА ДЛЯ МЕДИЦИНЫ И ПСИХОЛОГИИ** (Судак, 2019, 2020); на 4th **Scientific School on Dynamics of Complex Networks and their Application in Intellectual Robotics, DCNAIR** (Калининград, 2020).

Степень достоверности результатов проведенных исследований

Достоверность научных результатов подтверждается воспроизводимостью экспериментальных данных и обусловлена широкой апробацией и надёжностью использованных экспериментальных методов исследования, а также качественной и количественной согласованностью полученных данных с результатами независимых исследований других авторов.

Соответствие паспорта специальности

В работе исследуются закономерности функционирования и взаимосвязей нервной, сенсорной и двигательной систем организма человека. Использование классических электрофизиологических методов в работе направлено на изучение механизмов организации движения на уровне центральной нервной системы, а именно коры больших полушарий. Данная работа полностью соответствует специальности физиология.

Публикации

По материалам диссертации опубликовано 17 печатных работ: 3 статьи в рецензируемых журналах относящихся к перечню изданий, рекомендованных ВАК для защиты диссертационных работ (в том числе 2 в журналах Q1), индексируемых

аналитическими базами Scopus, Web of Science и RSCI, 2 статьи в рецензируемых изданиях, 2 свидетельства о регистрации программы ЭВМ и 10 тезисов в сборниках докладов научных конференций.

Структура и объем работы

Диссертация состоит из введения, обзора литературы, описания материалов и методов исследования, полученных результатов и их обсуждения, заключения, выводов и списка цитируемой литературы (221 источник). Работа изложена на 115 страницах машинописного текста, иллюстрирована 29 оригинальными рисунками и 3 таблицами.

Список публикаций, РИД, тезисов по результатам представленным в диссертации

Статьи в научных журналах из списка изданий, рекомендованных ВАК, индексируемых в базах Scopus и Web of Science:

1. **Grigorev N.A.**, Savosenkov A.O., Lukoyanov M.V., Udoratina A., Shusharina N.N., Kaplan A.Ya., Hramov A.E., Kazantsev V.B., Gordleeva S. A bci-based vibrotactile neurofeedback training improves motor cortical excitability during motor imagery //IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2021. – Т. 29. – С. 1583-1592.
2. Gordleeva S.Y., Lobov S.A., **Grigorev N.A.**, Savosenkov A.O., Shamshin M.O., Lukoyanov M.V., Khoruzhko M.A., Kazantsev V.B. Real-time EEG–EMG human–machine interface-based control system for a lower-limb exoskeleton //IEEE Access. – 2020. – Т. 8. – С. 84070-84081.
3. Kurkin S., Gordleeva S., Savosenkov A., **Grigorev N.**, Grubov V., Udoratina A., Maksimenko V., Kazantsev V., Hramov A. Transcranial Magnetic Stimulation of the Dorsolateral Prefrontal Cortex Increases Posterior Theta Rhythm and Reduces Latency of Motor Imagery //Sensors. – 2023. – Т. 23. – №. 10. – С. 4661.

Статьи в рецензируемых научных изданиях:

1. Лукоянов М. В., Гордлеева С.Ю., **Григорьев Н.А.**, Савосенков А.О., Лотарева Ю.А., Пимашкин А.С, Каплан А.Я. Изучение характеристик интерфейса мозг-компьютер на основе представления движений с быстродействующей

тактильной обратной связью //Вестник Московского университета. Серия 16. Биология. – 2018. – №. 4. – С. 269-276.

2. Лукоянов М. В., Гордлеева С.Ю., Пимашкин А.С., **Григорьев Н.А.**, Савосенков А.О., Мотайло А., Казанцев В.Б., Каплан А.Я. Эффективность интерфейсов мозг-компьютер на основе представления движений с тактильной и визуальной обратной связью //Физиология человека. – 2018. – Т. 44. – №. 3. – С. 53-61.

Свидетельства об официальной регистрации программ ЭВМ:

1. **Н.А. Григорьев**, М.В. Лукоянов, А.О. Савосенков. «Программа для классификации электроэнцефалографических паттернов моторного воображения рук». Свидетельство на программу ЭВМ № 2021663910 от 25.08.2021. Правообладатель: Общество с ограниченной ответственностью «НЕЙРОБИОНИКС».

2. С.Ю. Гордлеева, А.О. Савосенков, М.В. Лукоянов, **Н.А. Григорьев**, А.М. Удоратина, А.Т. Колчина. «Программа для классификации моторных паттернов активности с детектированием амплитудных пиков ритма электроэнцефалограммы в реальном времени». Свидетельство на программу ЭВМ №2022615653 от 01.04.2022. Правообладатели: С.Ю. Гордлеева, А.О. Савосенков, М.В. Лукоянов, **Н.А. Григорьев**, А.М. Удоратина, А.Т. Колчина.

Тезисы докладов:

1. **Григорьев Н.А.**, Лукоянов М.В., Гордлеева С.Ю., Савосенков А.О., Пимашкин А.С., Казанцев В.Б., Каплан А.Я. Изменение показателей успешности работы оператора с интерфейсом мозг-компьютер моторно-воображаемого типа при изменении вида обратной связи //БИОЛОГИЯ – НАУКА XXI ВЕКА: 22-я Международная Пушинская школа-конференция молодых ученых. – 2018. – С. 73.

2. **Grigorev N.A.**, Lukoyanov M.V., Gordleeva S.Yu., Savosenkov A.O., Pimashkin A.S., Kazantsev V.B., Kaplan A. Ya. Tactile and visual feedback influence in operator's motor imagery skill in brain-computer interface //Opera Medica et Physiologica. – 2018. – № 4 (S1). – С. 75-76.

3. Lukoyanov M.V., **Grigorev N.A.**, Savosenkov A.O., Lotareva Y.I., Gordleeva S.Yu., Kaplan A.Ya. Effect of motor imaginary brain-computer interface with vibrotactile feedback on corticospinal excitability in healthy adults //Opera Medica et Physiologica. – 2018. – № 4 (S1). – С. 77.
4. **Григорьев Н.А.**, Лукоянов М.В., Гордлеева С.Ю., Савосенков А.О., Пимашкин А.С., Казанцев В.Б., Каплан А.Я. Исследование влияния интерфейса мозг компьютер с обратной связью на возбудимость моторной коры головного мозга //“Биосистемы: организация, поведение, управление” 72-я Всероссийская с международным участием школа-конференция молодых ученых. – 2019. – С. 196.
5. **Григорьев Н.А.**, Савосенков А.О., Лукоянов М.В., Гордлеева С.Ю., Казанцев В.Б., Каплан А.Я. Изучение характеристик интерфейса мозг-компьютер моторно-воображаемого типа с быстродействующей тактильной обратной связью //XV международный междисциплинарный конгресс НЕЙРОНАУКА ДЛЯ МЕДИЦИНЫ И ПСИХОЛОГИИ. – 2019. – С. 149-150.
6. Удоратина А.М., Лукоянов М.В., Гордлеева С.Ю., **Григорьев Н.А.**, Савосенков А.О., Пимашкин А.С., Казанцев В.Б. Исследование влияния тактильной обратной связи на генерацию паттернов ЭЭГ, соответствующих воображаемым движениям, для работы с интерфейсом мозг-компьютер //73-я всероссийской с международным участием школы-конференции молодых ученых «Биосистемы: организация, поведение, управление». – 2020. – С. 211.
7. **Grigorev N.**, Savosenkov A., Udoratina A., Kazantsev V., Lukoyanov M., Gordleeva S. Influence of vibrotactile feedback on the motor evoked potentials (MEPs) induced by motor imagery //4th Scientific School on Dynamics of Complex Networks and their Application in Intellectual Robotics (DCNAIR). – 2020. – С. 94–96.
8. **Григорьев Н.А.**, Савосенков А.О., Шамшин М.О., Лобов С.А., Гордлеева С.Ю. Испытания экзоскелета нижних конечностей под управлением интерфейса мозг-компьютер моторно-воображаемого типа //Шестнадцатый международный междисциплинарный конгресс НЕЙРОНАУКА ДЛЯ МЕДИЦИНЫ И ПСИХОЛОГИИ. – 2020. – С. 165-166.

9. **Григорьев Н.А.,** Савосенков А.О., Шамшин М.О., Лобов С.А., Гордлеева С.Ю. Использование нейроинтерфейса для управления экзоскелетом нижних конечностей //73-я всероссийской с международным участием школы-конференции молодых ученых «Биосистемы: организация, поведение, управление». – 2020. – С. 52.
10. **Grigorev N.A.,** Udoratina A.M., Savosenkov A.O., Kurkin S.A., Maximenko V.A., Lukoyanov M.V., Gordleeva S.Y., Hramov A.E., Kazantsev V.B. Does transcranial magnetic stimulation effects EEG characteristics of a motor imagery? //3rd International Conference Volga Neuroscience Meeting. – 2021. – С. 94-95.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Ричард Катон в 1875 году при помощи гальванометра обнаружил наличие электрического тока в мозге (Caton, 1875). Располагая игольчатые электроды на поверхности и в толще мозга, Катон продемонстрировал наличие разницы потенциалов между ними на примере кролика и обезьяны. Также была продемонстрирована разность направленности слабых токов при сравнении сигналов с поверхности мозга и поверхности черепа. Внешняя стимуляция, как и саморегуляция приводили к изменению токов в различных областях мозга.

Ханс Бергер впервые записал электрическую активность головного мозга человека (Berger, 1924). Он произвел запись первых графиков электрической активности коры головного мозга с поверхности головы человека, неинвазивно. Бергер ввел термин «электроэнцефалограмма», создав первый электроэнцефалограф (Berger, 1930), описал колебания потенциалов, названных альфа- и бета-волнами. В дальнейших работах он описал или затронул большое количество нормальных и аномальных явлений ЭЭГ, например изменения ЭЭГ, связанные с вниманием и умственным усилием, а также изменения ЭЭГ, связанные с повреждением головного мозга.

Жак Видаль ввел термин интерфейс мозг-компьютер (Vidal, 1973) и опубликовал первые работы по этой тематике в рецензируемых изданиях. Интерфейс мозг-компьютер Видаль был основан на визуальных вызванных потенциалах, что позволяло пользователям управлять направлением курсора на экране. Визуальные вызванные потенциалы до сих пор широко используются в разработке нейроинтерфейсов.

1.1. Нейроинтерфейс

Нейроинтерфейс — это комплекс устройств и программ, направленный на преобразование активности головного мозга в определенный набор действий,

выполняемых реально или виртуально. Нейроинтерфейс обязан включать в себя следующие составные части:

1. Устройство считывания.
2. Классификатор.
3. Исполнительное устройство.

За свою историю существования различные нейроинтерфейсы включали в себя совершенно не похожие подходы к реализации всех трех составляющих. Сейчас продолжается поиск новых решений и развитие давно открытых методов. Далее будут рассмотрены известные варианты каждой из трех составляющих для создания общей картины современных исследований в области разработки нейроинтерфейсов.

1.1.1. Устройство считывания

Для регистрации активности головного мозга используют два принципиально разных подхода: инвазивный и неинвазивный. В настоящее время инвазивные технологии, требующие хирургического вмешательства в организм, недостаточно развиты, чтобы обеспечить комфортное использование. Инвазивный метод электрокортикография (Jasper, Feindel, 1952), в котором применяются одиночные электроды или матрицы микроэлектродов, имеет гораздо большую чувствительность нежели любые неинвазивные варианты, благодаря регистрации локальных потенциалов (local field potentials), однако исследовательская деятельность с применением данного метода возможна только на животных, тогда как на практике процедура вживления электродов человеку это невероятно трудоемкий процесс, требующий участия высококвалифицированного нейрохирурга. Единичные работы с применением электрокортикографии обладают большим потенциалом (Han, et al., 2020), однако до сих пор не применимы для массового внедрения в качестве вспомогательных технологий или методов реабилитации.

Неинвазивные технологии регистрации активности головного мозга, использующие поверхностные датчики, относительно просты в обращении, что повышает вероятность внедрения разработок на их основе в повседневное использование. На рынке уже существуют нейротренажеры на базе неинвазивных методов считывания, направленные на улучшение концентрации (Григорьев, 2022) и предлагающие альтернативный способ печати текста (Ганин и др., 2020).

Для неинвазивной регистрации активности головного мозга в реальном времени активно применяются методы: электроэнцефалография, магнитоэнцефалография, функциональная магниторезонансная томография и функциональная спектроскопия в ближней инфракрасной области (fNIRS).

Функциональная спектроскопия в ближней инфракрасной области – метод, позволяющий измерить активность мозга в виде оценки кортикальной гемодинамической активности, которая возникает в ответ на нервную активность (Wilcox, Biondi, 2015). Каждый излучатель инфракрасных волн в паре с детектором измеряют концентрацию оксигемоглобина и дезоксигемоглобина по поглощенному инфракрасному излучению. Сравнение концентраций позволяет определить активность нервной ткани в разных участках мозга. Данный метод наименее подвержен электромагнитным воздействиям внешней среды в сравнении с ЭЭГ и МЭГ, что улучшает получаемые данные активности. Пространственная и временная разрешающие способности fNIRS сопоставимы с ЭЭГ и МЭГ. Стоит отметить, что удобство пользования и мобильность системы, вкупе с разрешающими способностями, делают fNIRS хорошей, но дорогостоящей альтернативой ЭЭГ. Использование метода fNIRS в нейроинтерфейсах становится все более востребовано, особенно в системах, где необходимо считывать активность префронтальной или моторной коры (Naseer, Hong, 2015), ввиду отсутствия дополнительных условий для работы технологии, таких как изоляция помещения от внешнего электромагнитного воздействия (как в случае с МЭГ) или необходимости установления низкого сопротивления между кожей головы и электродами (в случае с ЭЭГ).

Функциональная магниторезонансная томография – метод, позволяющий измерить изменение гемодинамических реакций, вызванных нейронной активностью головного или спинного мозга, основанный на явлении ядерного магнитного резонанса (Ogawa et al., 1990). фМРТ представляет собой неинвазивный метод регистрации активности головного мозга, обладающий наибольшим пространственным разрешением и способный получать данные из глубоких структур головного мозга. Высокая стоимость, необходимость постоянного обслуживания, низкая временная разрешающая способность, высокий уровень шума в процессе эксплуатации, стационарность оборудования, все это делает фМРТ менее предпочтительным для использования в нейроинтерфейсах (Sitaram et al., 2007), в сравнении с другими вариантами. Несмотря на недостатки, способность регистрировать активность не только коры, но и подкорковых структур головного мозга позволяет создавать уникальные нейроинтерфейсы на основе фМРТ. Например, созданная технология нейротренировки на основе эмоционального отклика при анализе изменения активности в миндалевидном теле и вентральном полосатом теле может применяться при терапии пациентов с длительной депрессией (Mehler et al., 2018). Различные аспекты фМРТ, такие как методы анализа или технологии, повышающие скорость визуализации, постоянно развиваются и нивелируют недостатки системы, увеличивая потенциал нейроинтерфейсов с использованием фМРТ (Sorger, Goebel, 2020).

Магнитоэнцефалография — метод измерения и визуализации магнитных полей, возникающих вследствие электрической активности головного мозга (Cohen, 1968). Для детекции полей используются высокоточные сверхпроводниковые квантовые интерферометры – СКВИД-датчики (SQUID – superconducting quantum interference devices). В сравнении с ЭЭГ, МЭГ имеет ряд преимуществ: отсутствие референта, от которого в ЭЭГ зависит качество записи; магнитные поля менее подвержены искажениям исходного сигнала после прохождения через череп и кожу, чем электрические потенциалы; более высокая точность локализации сигналов. При этом МЭГ предполагает полную магнитную изоляцию помещения или зоны, в которой проводится исследование, что делает

интерфейс с использованием магнитоэнцефалографии стационарным. Также стоимость системы и обслуживания оборудования гораздо выше таковой у ЭЭГ. Несмотря на недостатки метода существуют немногочисленные исследования, в которых для управления роботизированными устройствами используется регистрация активности головного мозга посредством формируемых в процессе магнитных полей (Robinson et al., 2021).

Электроэнцефалография — это метод измерения и визуализации суммарной биоэлектрической активности головного мозга, основанный на определении разности электрических потенциалов на поверхности головы, над корой головного мозга и на удалении от нее (Александров и др., 2019). Регистрирующие электроды или электроды отведения располагаются на поверхности головы так, чтобы на записи была представлена активность исследуемых участков коры головного мозга. Для удобства проведения исследований с применением ЭЭГ и воспроизведения результатов была разработана система 10-20 (Jasper, 1958), которая вводит стандарт расположения электродов на голове. Далее система расположения была видоизменена для более плотного расположения электродов и получения более точной картины электрической активности (Chatrian et al., 1985; Oostenveld, Praamstra, 2001). Варианты более плотного расположения электродов 10-10 и 10-5 критикуются за наличие перекрывающихся отведений, которые не улучшают пространственное разрешение метода (Jurcak et al., 2007), но использование варьирующейся плотности наложения, концентрирующейся на определенных зонах, может быть полезно для изучения конкретных зон.

ЭЭГ является наиболее популярным и активно развивающимся методом регистрации мозговой активности в контексте нейроинтерфейсов (Värbu et al., 2022). Популярность ЭЭГ определяется относительной простотой конструкции датчиков и усилителя сигналов, низкой стоимости компонентов и обслуживания, портативностью системы, простой настройкой, и возможностью прямого измерения нейронной активности (Abiri et al., 2019; Padfield et al., 2019).

Развитие технологий позволило уменьшить размеры усилителя сигналов, поступающих с поверхности головы, что превратило современные

электроэнцефалографы в портативные устройства, которые можно использовать не только в лабораториях или клиниках, но также на дому и в повседневной жизни. В лабораторных и клинических исследованиях применяются так называемые «влажные» электроды, для работы которых между кожей головы и электродом должен находиться электропроводящий слой в виде геля или солевого раствора. Было показано (Hinrichs et al., 2020), что современные «сухие» электроды, для работы которых нет нужды в формировании электропроводящего слоя, показывают результаты регистрации сигналов активности головного мозга не хуже «влажных». За счет конструкции в виде гребенки из нескольких проводящих контактов на электрод, такие электроды плотно прилегают к коже головы и обеспечивают низкий уровень сопротивления. В связи с чем, в последнее время, на рынке начали появляться устройства на базе ЭЭГ с «сухими» электродами, для повседневного использования (Kleeva et al., 2023).

Активность головного мозга, преимущественно коры головного мозга, исследуемая на ЭЭГ, представляется в виде графиков колебаний разности электрических потенциалов, которые можно отчетливо наблюдать на рисунке 1. Все известные «волны» мозга представляют собой ритмическую активность больших скоплений нейронов коры головного мозга (Осовец и др., 1983). Отсюда вытекают два основных понятия динамики на ЭЭГ: синхронизация (увеличение амплитуды колебаний) и десинхронизация (снижение амплитуды). Для автоматизированного распознавания и реагирования на различные виды активности головного мозга используется их классификация.

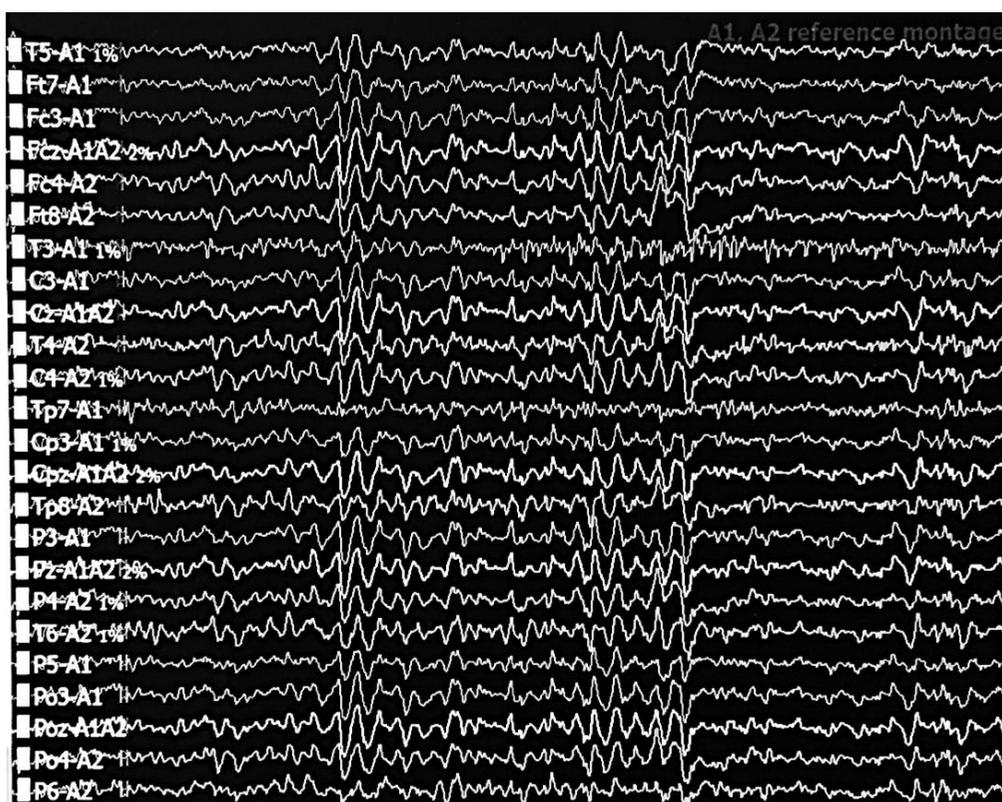


Рисунок 1. Электроэнцефалограмма человека в покое. Запись велась про помощи «влажных» электродов, на электроэнцефалографе NVX 52, для визуализации использовалась программа NeoRec.

1.1.2. Классификатор

Активность головного мозга, регистрируемая на ЭЭГ и имеющая определенные амплитудные, частотные и временные характеристики, ассоциированная с определенным физиологическим состоянием, называется паттерном ЭЭГ. Выделенные на ЭЭГ паттерны позволяют отслеживать связанные с ними физиологические состояния, воспроизводимые человеком по желанию или являющиеся ответной реакцией на внешнее воздействие. Для использования паттернов ЭЭГ в качестве команд управления в нейроинтерфейсах используются различные варианты классификаторов. Данный компонент нейроинтерфейса систематизирует информацию, полученную с устройства считывания, определяет повторяющиеся паттерны в интересующих временных промежутках ЭЭГ и в дальнейшем, при их распознавании в реальном времени подает сигнал на

исполнительное устройство. Классификатор – это алгоритм, производящий ряд операций над исходным сигналом, для извлечения паттернов и их распознавания в дальнейшем. Устройством классификации информации выступает персональный компьютер, или же портативная вариация электронной вычислительной машины, содержащая непосредственно программу-классификатор. Основа подхода к реализации классификатора задается паттерном ЭЭГ, который необходимо извлечь из регистрируемой активности головного мозга.

В качестве паттернов ЭЭГ для использования в нейроинтерфейсах часто используют характеристики ритмической активности (Lotte et al., 2018), например, десинхронизацию сенсомоторного ритма (СМР) при движении конечностями (Schwarz et al., 2020). Также как паттерны ЭЭГ популярны вызванные потенциалы – реакции человека на внешние раздражители, например, реакции на ритмическое мигание букв на мониторе (Fazel-Rezai et al., 2012). Основанные на вызванных потенциалах нейроинтерфейсы называют пассивными, ввиду отсутствия необходимости в приложении осознанных ментальных усилий оператора для качественной работы с нейроинтерфейсом. Если в процессе работы с нейроинтерфейсом, результат взаимодействия зависит от ментальных усилий пользователя, как в варианте с десинхронизацией СМР, подобные нейроинтерфейсы называют активными.

В нейроинтерфейсах, используемых, например, в качестве альтернативного способа набора текста для людей с ограниченными возможностями, паттерном ЭЭГ является вызванный потенциал. Вызванный потенциал — низкоамплитудная электрическая реакция мозга на внешний раздражитель, стимул или событие (Sur, Sinha, 2009). На ЭЭГ зрительной коры в результате визуальной стимуляции формируется позитивный пик – P300 (один из компонентов вызванного потенциала), по прошествии 300 мс с момента начала предъявления (рисунок 2). Если человек ожидает визуальной стимуляции, величина пика значительно возрастает, что свидетельствует о желании человека выбрать тот или иной подсвечиваемый символ при наборе текста в нейроинтерфейсе (Johnson, Donchin, 1978). Величина амплитуды P300 составляет 5-7 мкВ, что не превышает общий

уровень шума на ЭЭГ (до 20 мкВ). В связи с этим, для выявления вызванного потенциала на ЭЭГ необходим определенный алгоритм фильтрации, позволяющий провести суммирование с усреднением сигналов для повторяющихся действий (Li et al., 2020). Фильтры являются неотъемлемой частью классификатора, позволяющие не только упростить извлечение паттерна, но и создать такую возможность.

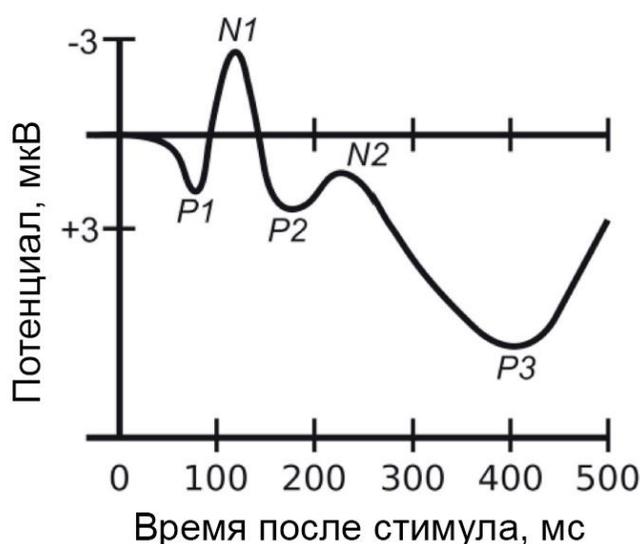


Рисунок 2. Схематичный график вызванного потенциала. P3 – компонент P300.

В исследованиях нацеленных на реабилитацию людей, переживших инсульт, в качестве паттерна ЭЭГ используют десинхронизацию СМР (Ang, Guan, 2016), наблюдающуюся на частотах 8-13 Гц и свидетельствующую о движении, как реальном, так и воображаемом (Durka et al., 2001). В подобных нейроинтерфейсах имеется несколько состояний, которые необходимо разделять при помощи классификатора. В зависимости от задач, для решения которых разрабатывается нейроинтерфейс, может быть использовано от двух (Wang et al., 2009) до четырех (Naeem et al., 2006), а в последнее время и пяти (Kato et al., 2020) состояний. Так как нейроинтерфейсы, построенные на базе данного паттерна, не имеют характерных масштабов времени, связанных с ожиданием стимулов и реакциями на них, для успешной классификации важно не только наличие адекватного

алгоритма разделения состояний, но и приобретение соответствующего навыка управления пользователем. В связи с чем у активных нейроинтерфейсов особо важно предъявление обратной связи, позволяющее выработать у операторов нейроинтерфейсов навык генерации требуемых паттернов ЭЭГ, используемых в дальнейшем для управления исполнительным устройством.

Любые паттерны ЭЭГ обладают общими сложностями в обработке (Lotte et al., 2007), которые необходимо учитывать при подборе и интеграции алгоритмов в классификатор:

- шум и выбросы: паттерны ЭЭГ зашумлены или могут содержать выбросы, из-за плохой изоляции электродов от внешних факторов, высокого сопротивления на электродах и кожных выделений;
- высокая размерность: несколько признаков обычно извлекаются из нескольких каналов и из нескольких временных сегментов, а затем объединяются в один вектор паттерна ЭЭГ (Rakotomamonjy et al., 2005);
- нестационарность: паттерны ЭЭГ нестационарны, поскольку сигналы ЭЭГ могут быстро меняться во времени, особенно в течение разделенных во времени сеансов;
- малые обучающие выборки: обучающие выборки приходится делать относительно небольшими, поскольку процесс обучения требует много времени и усилий от испытуемых.

При извлечении паттернов ЭЭГ наилучший результат достигается после пространственной фильтрации записанных с поверхности головы сигналов (Ramoser et al., 2000; Rivet et al., 2009). Пространственная фильтрация ЭЭГ состоит из объединения исходных сигналов с электродов, обычно линейного объединения, что может привести к получению сигнала с более высоким соотношением сигнал/шум, чем у отдельных электродов. Пространственная фильтрация может быть независимой от данных, например, на основе физического рассмотрения того, как сигналы ЭЭГ проходят через кожу и череп, что реализовано в фильтре «Поверхностный Лапласиан» или в пространственной фильтрации на основе

метода обратного решения (Lotte, 2014). «Поверхностный Лапласиан» производит суммацию сигналов с нескольких электродов окружающих исследуемый, для очищения его сигнала от общего шума и источников, находящихся вокруг исследуемого электрода (McFarland et al., 1997). Методы обратного решения – это алгоритмы, которые позволяют обнаруживать источники сигналов внутри мозга, на основе измерений, полученных с кожи головы, выявляя активность определенных областей мозга (Besserve et al., 2011; Lindgren, 2017). Пространственные фильтры также могут быть получены на основе данных записи ЭЭГ с помощью таких методов, как анализ главных компонент, производящего разделение сигнала на основе их различий, или анализ независимых компонент, разделяющий независимые друг от друга сигналы (Kachenoura et al., 2007). Подобные методы производят фильтрацию на протяжении выделенных отрезков записи, в результате чего может получиться неопределенное количество сигналов, не соответствующее количеству изначальных сигналов с электродов. Наконец, пространственные фильтры могут быть получены на основе данных с помощью контролируемого обучения, что в настоящее время является одним из самых популярных подходов. Контролируемые пространственные фильтры включают хорошо известные Common Spatial Patterns (CSP) (Ramoser et al., 2000; Blankertz et al., 2007), предназначенные для разделения характеристик мощности ЭЭГ в разных частотных диапазонах в нейроинтерфейсах, и пространственные фильтры Фишера (Hoffmann et al., 2006) для классификации паттернов ЭЭГ, основанных на вызванных потенциалах.

После фильтрации исходного сигнала необходимо разделить полученные данные на классы. Применяемые в нейроинтерфейсах классификаторы можно разделить на линейные, нелинейные, нейросетевые, и гибридные. Последние фактически являются либо смешениями нескольких разных классификаторов, либо несколькими параллельно работающими классификаторами, для увеличения возможного числа классов.

Линейные классификаторы – это дискриминантные алгоритмы, которые используют линейные функции для разделения классов. Для разработки

нейроинтерфейсов используются два основных типа линейных классификаторов, а именно: линейный дискриминантный анализ (LDA) и метод опорных векторов (SVM). Целью LDA является использование гиперплоскостей для разделения данных, представляющих разные классы (Duda et al., 2001). Этот метод требует очень низких вычислительных мощностей, что делает его подходящим для онлайн классификации в нейроинтерфейсах. Более того, этот классификатор прост в использовании и успешно используется в различных нейроинтерфейсах на основе воспроизведения моторных образов (Pfurtscheller, Da Silva, 2011), вызванных потенциалах (Bostanov, 2004), в многоклассовых нейроинтерфейсах (Garrett et al., 2003). SVM также использует дискриминантную гиперплоскость для разделения классов (Burges, 1998). Однако, при классификации с помощью SVM, гиперплоскость подбирается так, чтобы иметь максимальное расстояние до ближайших точек обучения для всех классов. При этом, максимизация расстояний до ближайших точек увеличивает возможность обобщения (Bennett, Campbell, 2000), и как следствие снижает вероятность ошибки во время онлайн классификации. SVM более требователен к вычислительным мощностям системы, следовательно имеет некоторую задержку при классификации в сравнении с LDA.

Самой часто используемой нейронной сетью для классификации в нейроинтерфейсах является многослойный персептрон. Нейронные сети являются универсальными аппроксиматорами, то есть, когда они состоят из достаточного количества нейронов и слоев, они могут привести любую непрерывную функцию к более простому виду. В дополнение к тому факту, что они могут классифицировать любое количество классов, это делает нейронные сети очень гибкими классификаторами, которые могут адаптироваться к широкому кругу задач. Однако тот факт, что многослойные персептроны являются универсальными аппроксиматорами, делает эти классификаторы чувствительными к переобучению, особенно с такими зашумленными и нестационарными данными, как ЭЭГ (Balakrishnan, Puthusserypady, 2005). Поэтому для корректной работы с многослойным персептроном требуется тщательный выбор архитектуры и регуляризация (Jain et al., 2000).

Нелинейные байесовские классификаторы — это классификаторы, моделирующие распределения вероятностей каждого класса и использующие правило Байеса для выбора класса, который будет присвоен текущему вектору признаков (Fukunaga, 1993). Подобные классификаторы создают нелинейные границы решений. Они являются генеративными, что позволяет им более эффективно отбрасывать неопределенные выборки, чем дискриминационным классификаторам (линейным). Тем не менее эти классификаторы не так широко распространены, как линейные классификаторы или нейронные сети в приложении к нейроинтерфейсам. Нелинейные классификаторы успешно применялись в идеомоторных нейроинтерфейсах (Solhjo, Moradi, 2004) и классификации умственных задач (Barreto et al., 2004).

1.1.3. Исполнительное устройство

Исполнительное устройство (ИУ) – это устройство, управляемое командами, полученными в результате онлайн классификации сигналов активности головного мозга. В соответствии с полученными командами ИУ производит действия, количество которых не ограничивается количеством паттернов ЭЭГ, распознаваемых нейроинтерфейсом. Как например в нейроинтерфейсах позволяющих производить виртуальный набор текста на основе технологии P300 (Citi et al., 2008). В подобных системах используется матрица с символами, которые поочередно подсвечиваются, вызывая возникновение вызванных потенциалов на зрительной коре человека. Командой для ИУ, в данном случае, является добавление конкретного символа из матрицы к набираемому тексту. Эта команда подается на ИУ только при правильной классификации нескольких вызванных потенциалов в результате подсвечиваний конкретного (желаемого человеком) символа на матрице. Паттерн ЭЭГ, воспринимаемый данной системой при подаче любой команды ИУ, остается неизменным – возникновение визуального вызванного потенциала.

Действие выполняемое ИУ может быть любым, от перемещения курсора по экрану (Abiri et al., 2020), до сжимания в кулак кисти человека экзоскелетом руки (Viryukova, Bobrov, 2021). Существует множество примеров всевозможных ИУ, управляемых с помощью нейроинтерфейсов. Стоит отметить, что любое ИУ является источником обратной связи для человека управляющего нейроинтерфейсом. В идеомоторных нейроинтерфейсах, которые используются для реабилитации двигательных функций, основной задачей ИУ является подача обратной связи. ИУ в подобных нейроинтерфейсах, в сравнении с другими вариантами не замещают утраченные функции и не расширяют возможности пользователя, но направлены на улучшение способности людей генерировать определенную мозговую активность. Подача обратной связи в идеомоторных нейроинтерфейсах будет рассмотрена далее в отдельной главе.

1.2. Воспроизведение моторного образа

1.2.1. Понятие моторного образа

Управление идеомоторным нейроинтерфейсом осуществляется посредством классификации активности головного мозга человека при попытке воспроизведения моторного образа (ВМО). ВМО определяется как мысленная имитация реального движения, которая не сопровождается мышечной активностью (Grezes, Decety, 2001). Создание моторного образа является многоступенчатой когнитивной задачей, которая, по сути, представляет собой процесс, подобный восприятию в отсутствии внешних стимулов (Farah, 1984; Munzert, Zentgraf, 2009). Первым этапом ВМО называют генерацию изображения. Здесь большую роль играют процессы долговременной и кратковременной памяти: в кратковременную рабочую память переводятся воспоминания о личном двигательном опыте, которыми можно было бы оперировать, поскольку какая-либо обратная связь, помогающая в реализации движения, отсутствует. На втором этапе происходит обработка этой информации. Здесь включаются процессы внимания, за счет

которых человек сосредотачивается на одной модальности для воспроизведения образа: обычно кинестетической или визуальной. Третий этап – удержание образа. Воспроизведенный образ необходимо удерживать в сознании, поскольку он довольно быстро угасает (Kosslyn, Pylyshyn, 1994). Поскольку задача по ВМО является довольно трудной к исполнению, перед началом работы с нейроинтерфейсами его пользователям необходимо произвести некоторое количество тренировок для более легкой концептуализации ВМО. Тем не менее для некоторых пользователей по-прежнему актуальна проблема неспособности управления нейроинтерфейсами (BCI illiteracy), заключающаяся в отсутствии возможности у некоторых людей по желанию генерировать паттерн моторного воображения, необходимый для, минимально комфортной, 70% точности классификации сигналов (Ahn, Jun, 2015). Несмотря на то, что суть этого явления в последние годы подвергается активной критике (Thompson, 2019; Tibrewal et al., 2022), все же исследования указывают на важность личной мотивации и вовлеченности в процесс ВМО у пользователя. (Белоусов и др., 2018).

ВМО может реализовываться разными способами. В зависимости от модальности воспроизводимых ощущений, оно может быть представлено кинестетически, т.е. посредством воспоминаний ощущений сокращения мышц и движения суставов, которые испытывает человек во время реального движения; или визуально, т.е. связано с воспроизведением зрительного образа движения. ВМО можно воспроизводить от первого лица, когда человек представляет себя, совершающим движение; или от третьего – когда воспроизведение направлено на детальное представление движения, реализуемого другим человеком или самим собой при взгляде со стороны. Также в последние годы появляются данные о ВМО, ориентированных на цель, т.е. попытках представить движение, достигающее какого-либо объекта (Pereira et al., 2017).

Наиболее эффективным способом ВМО как для идеомоторных тренировок, так и для управления нейроинтерфейсом, является кинестетический образ (Lotze et al., 1999; Neuper et al., 2005). Также некоторые исследования обнаруживают более высокую мощность сигналов при целенаправленных движениях (Kitahara et al.,

2017; Yong, Menon, 2015), однако большинство методик ВМО для управления нейроинтерфейсами все же используют не ориентированные на цель движения (Lee et al., 2019). По физиологическим характеристикам кинестетическое ВМО имеет некоторые общие черты с реальными движениями: при осуществлении движений и ВМО наблюдается активация некоторых схожих областей коры и подкорковых структур, совпадают некоторые вегетативные эффекты, такие как частота сердцебиения и дыхания, которые, тем не менее, при ВМО проявляются значительно слабее (Collet et al., 2013), а также длительность воспроизводимого моторного образа совпадает с таковой при реальном движении (Decety et al., 1989).

Среди схожих областей активации, наблюдаемых при реальном движении и при ВМО, выделяют среднюю поясную извилину, премоторную кору, дополнительную моторную область, первичную моторную кору, нижнюю и верхнюю теменные доли, первичную соматосенсорную кору, скорлупу, базальные ганглии и мозжечок (Grezes and Decety, 2001; Gao et al., 2011; Hardwick et al., 2018; Lee et al., 2019). Примечательно, что не все исследования регистрируют совпадение активности в первичной моторной коре, отвечающей за реализацию движений, при реальном движении и ВМО. Такая особенность наблюдается в групповом анализе активирующихся структур головного мозга, однако при изучении индивидуальных данных эту область все-таки отмечают, как одну из зон с наиболее значимой активностью при ВМО (Wu et al., 2018). Тем не менее активность, регистрируемая именно в этой области, успешно используется для управления нейроинтерфейсами (Mokienko et al., 2013; Gallego J et al., 2022).

Причина активации схожих областей головного мозга при ВМО и реальных движениях согласно концепции функциональной эквивалентности, кроется в торможении сигналов идущих от моторной коры при ВМО (Jeannerod, 2001). Было предложено две гипотезы об ингибиторном влиянии одних областей головного мозга на другие при выполнении ВМО (Angelini et al., 2015). Первая предполагает, что торможение происходит на корковом уровне. Важнейшую роль в этом играет пре-дополнительная моторная область (*pre-SMA*), которая является главной частью тормозной сети, включающей также нижнюю лобную извилину, базальные

ганглии, субталамическое ядро или полосатое тело. Другая гипотеза предполагает, что торможение при ВМО происходит на уровне спинного мозга. Здесь главная роль отводится вентральной и дорсальной премоторной коре, которые имеют спинальные проекции и могут подавлять активность мотонейронов. Путем математического моделирования продемонстрировано, что значения (веса) связей, идущих из премоторной и дополнительной моторной областей к первичной моторной коре при реальном движении имеют малые положительные величины, тогда как эти же значения связей имеют большие отрицательные величины во время кинестетического ВМО (Solodkin A. et al., 2004). Исследователи, в связи с этим, выдвигают предположение о том, что именно подавляющее влияние данных областей блокирует возникновение реальных движений при ВМО. Возможная причина отсутствия активации в первичной моторной коре при ВМО может заключаться в ингибиторном эффекте дополнительной премоторной области (Kasess et al., 2008). По результатам мета-анализа корреляции активации коры головного мозга между ВМО, наблюдением и совершением реального движения (Hardwick et al, 2018) было выдвинуто предположение, что в торможении может играть роль дорсолатеральная префронтальная кора, активность которой обнаруживается при ВМО, но не при совершении реального движения или его наблюдении. Однако вопрос о механизмах торможения активности мотонейронов и предотвращения движения при ВМО на сегодняшний день остается нерешенным.

Также стоит отметить, что при реальном движении и ВМО хоть и наблюдается схожая локализация активных зон коры головного мозга, при ВМО наблюдается бóльшая активность в передних частях отмечаемых зон, которые, вероятно, связаны с когнитивными аспектами моторного контроля, а при реализации движения – наоборот, в задних частях, что ассоциируется с основными двигательными функциями (Van der Lubbe et al., 2021).

Области коры головного мозга, которые зачастую выделяются при воспроизведении нецеленаправленного моторного образа правой руки представлены в Таблице 1 с описанием их роли в обеспечении двигательного акта.

Особую роль в создании моторных образов в контексте управления нейроинтерфейсом отводят лобной и теменной областям (Pilgramm et al., 2016).

Таблица 1. Области активации коры головного мозга при воспроизведении нецелевого моторного образа руки и их функции в реализации двигательного акта

Название области	Функции области в отношении двигательного акта
<p><i>Нижняя лобная извилина</i> (<i>inferior frontal gyrus, IFG</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Участвует в моторном воспроизведении речи. Активируется также при имитации движения. Возможно, это свидетельствует о наличии эволюционного механизма воспроизведения речи через жесты (Liakakis et al., 2011). - Предполагается участие в системе зеркальных нейронов: у приматов в этой области возникла активации при наблюдении за движениями рук (Buccino et al., 2004; Grezes et al., 2003). - Обеспечивает когнитивные функции, связанные с пониманием движений других живых объектов (Li et al., 2020). - Формирование последовательности выполнения движений (Parsons et al., 2005). - Участвует в контроле движений, в подавлении спонтанных движений (Swick et al., 2008; Chambers et al., 2009).
<p><i>Оперкулярная часть лобной извилины</i> (<i>pars opercularis</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Участвует в двигательном подражании (Molnar-Szakacs I. et al., 2005). - Участвует в торможении движений (Curley et al., 2018).
<p><i>Дополнительная двигательная область</i> (<i>SMA, supplementary motor area</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Участвует в инициации произвольных движений (Hoffstaedter et al., 2013). - У приматов обнаружены клетки в данной области, которые реагируют на определенные последовательности движений (Shima, Tanji, 2000). - Участвует в регуляции силы хватания (White et al., 2013).
<p><i>Дорсальная часть премоторной коры</i> (<i>dorsal premotor cortex, PMd</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Участвует в подготовке движений и принятии моторных решений на основе сенсорных сигналов (Chandrasekaran et al., 2017). - При сознательном обучении активность в данной области коррелирует со вспоминанием выученных ранее действий (Kantak et al., 2012).

	<ul style="list-style-type: none"> - Некоторые нейроны данной области у обезьян связаны с торможением запланированного движения при демонстрации стоп-сигнала (Mirabella et al., 2011). - Нейроны данной области подготавливают целенаправленное действие (Hoshi, Tanji, 2002). - Участвует в планировании, выборе и подготовке действий по захвату объектов рукой (Kantak et al., 2012).
<p><i>Вентральная премоторная кора (ventral premotor cortex, PMv)</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> - Обеспечивает когнитивные функции, связанные с пониманием движений других живых объектов (Li et al., 2020). - Левая часть участвует в контроле взаимодействия с предметом (Andres et al., 2017). - Участвует в контроле целенаправленных движений рук и зрительно-моторной интеграции (Sitaram et al., 2012). - Участвует в изменении движения и его перенаправлении, а также в торможении кортикоспинальной активности первичной моторной коры для прекращения нежелательных движений при изменении плана (Buch et al., 2010). - Участвует в обработке свойств объекта, важных для реализации захвата и передает эту информацию на первичную моторную кору (Kantak et al., 2012). - Участвует в системе зеркальных нейронов, в понимании двигательных намерений действий живых объектов (Kantak et al., 2012). - Нейроны данной области проявляют большую селективность в отношении местоположения цели, то есть участвует в кодировании цели движения (Hoshi and Tanji, 2002). - Участвует в планировании и контроле захвата и манипулировании объектами (Kantak et al., 2012).
<p><i>Дорсолатеральная перифронтальная извилина (dorsolateral prefrontal gyrus)</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> - Участвует в различных когнитивных процессах. Особенно отмечается роль в обеспечении рабочей памяти и планировании (Blumenfeld et al., 2011; Kaller et al., 2011).
<p><i>Островковая доля (insula lobe)</i></p>	<ul style="list-style-type: none"> - Считается мультирецептивной областью, отвечающей в том числе за обработку соматосенсорной информации. Основная зона интерорецептивной обработки, связанной с

	<p>изменениями вегетативной нервной системы (Cereda et al., 2002; Gasquoine, 2014).</p> <ul style="list-style-type: none"> - При повреждении островковой доли наблюдаются моторные нарушения (атаксия) и когнитивные, связанные с декларативной памятью (Gasquoine, 2014).
<p><i>Супрамаргинальная извилина</i> (<i>supramarginal gyrus, SMG</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Правая часть участвует в обработке проприоцептивной информации, необходимой для моторного контроля (Ben-Shabat et al., 2015). - Левая часть участвует в идеомоторных трансформациях - интеграции концептуальных знаний и двигательных представлений в осмысленные действия (Kroliczak et al., 2016). - Один из ключевых узлов сети кратковременной памяти. Участвует в сохранении абстрактного представления информации о порядке выполнения движения (Guidali et al., 2019). - Левая часть участвует в выборе, планировании и контроле действий, направленных на обращение с инструментом (Andres et al., 2017; Potok et al., 2019). - Правая часть участвует в создании и в выполнении прогнозирующих саккад (Burke et al., 2013).
<p><i>Верхняя теменная доля</i> (<i>superior parietal lobule, SPL</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Играет ключевую роль в сенсорных и когнитивных процессах, сенсомоторной и зрительно-моторной интеграции, обучении движениям, пространственном восприятии, памяти (Wang et al. 2015). - Участвует в кодировании пространственных аспектов движения и ассиметричном обучении движениям путем наблюдения (Ossmy, Mukamel, 2016).
<p><i>Нижняя теменная доля</i> (<i>inferior parietal lobule, IPL</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Обеспечивает когнитивные функции, связанные с пониманием движений других живых объектов (Li et al., 2020). - Опосредует субъективное желание совершения движения, определяет общую цель движения (Desmurget, Sirigu, 2012). - Левая часть участвует в планировании объектно-ориентированных действий и прогнозировании действий других людей (van Elk, 2014). - Левая часть, вероятно, хранит память о системе жестов и их связи с расположением частей тела в пространстве (Daprati et al., 2010). - Участвует в «сети использования инструментов», которая хранит память о том, как манипулировать

	<p>знакомыми объектами. Нарушение структурной целостности данной области приводит к неспособности выбрать из двух вариантов ментального совершения движения (при этом реальное движение по-прежнему выполняется правильно) (Vuxbaum, Randerath, 2018).</p>
<p><i>Постцентральная извилина</i> (<i>postcentral gyrus, PоcG</i>)</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Составляет соматосенсорную кору, где регистрируются сенсорные сигналы с противоположной стороны тела (Arce-McShane et al., 2014). Имеет схожий гомункулус, как для моторной коры. - Ритмическая ТМС постцентральной извилины нарушает двигательное обучение (Vidoni et al., 2010). - При сравнении спортсменов и новичков, обнаружена активация данной области при ВМО только у спортсменов, что, вероятно, связано с лучшей способностью к мысленному моделированию движений (Zhang et al., 2018).

Помимо активации некоторых областей коры, во время ВМО правой рукой также установлена достаточно локализованная активация в таких подкорковых областях таких, как VI долька левого полушария мозжечка, левая часть таламуса, левая часть скорлупы, правое полушарие поясной коры, экстрапирамидальная система (*pallidum*), правая часть ограда (*claustrum*), и правая часть островковой доли (*insula lobe*) (Hetu et al., 2013; Hardwick et al, 2018).

1.2.2. Отображение ВМО на ЭЭГ

Воспроизведение моторного образа в контексте работы с нейроинтерфейсом на основе ЭЭГ детектируется при расположении электродов по стандартной схеме 10-20 под лобно-центрными (FC), центральными (C) и центрально-теменными (CP) электродами, которые прилегают к областям, ответственным за выполнение двигательного акта. Электроэнцефалографические характеристики реального движения и ВМО также в некоторой степени совпадают и характеризуются появлением десинхронизации активности в сенсомоторных областях коры на

альфа-/мю- и бета-частотах (Pfurtscheller et al., 2006; McFarland et al., 2000). Зачастую ВМО определяется при генерации десинхронизации СМР и появлении на ЭЭГ колебаний на частотах альфа (8-12 Гц), бета (13-30 Гц) диапазонов под вышеуказанными электродами (Al-Saegh et al., 2021). Стоит также отметить, что при совершении реальных движений диапазон указанных ритмов несколько отличается: верхняя граница альфа-ритма достигает 13 Гц, активность в бета-диапазоне расширяется – от 13 до 30 Гц (Al-Saegh et al., 2021).

В генерации реального движения выделяют два компонента активности центральной нервной системы (Cunnington et al., 1996). Первый, называемый ранним, включает активацию дополнительной моторной области, и соответствует подготовительному этапу перед совершением реального движения. Он проявляется в виде медленного возрастания отрицательного потенциала, распространяющегося билатерально. Вторым компонентом, называемым поздним, вероятно отражает активность, связанную с реализацией реального движения и активностью первичной моторной коры. Он наблюдается за 500 мс до совершения движения. Интересно отметить, что при ВМО ранний компонент не отличается от реального движения как по амплитуде, так и по времени начала и топографии. Различия обнаруживаются только в позднем компоненте, где пиковые амплитуды выше при реальном движении, что, вероятно, свидетельствует о реализации процессов торможения первичной моторной коры. Таким образом можно зарегистрировать снижение мощности десинхронизации СМР при ВМО по сравнению с выполнением реального движения (Van der Lubbe et al., 2021).

Касательно проявления десинхронизации СМР на ЭЭГ, отмечается, что ее нижний диапазон (8-10 Гц), наблюдаемый по всей сенсомоторной области, вероятно, отражает процессы планирования и мобилизации внимания как при ВМО, так и при реальном движении (Neuper et al., 2010). В свою очередь, локализация десинхронизации в верхнем диапазоне (10-12 Гц) ограничивается представителем на моторной коре той части тела, движение которой должно быть произведено. При этом мощность десинхронизации СМР по нижнему диапазону в полушарии контралатеральной движущейся части тела незначительно

отличается от ипсилатерального при ВМО, а по верхнему – заметно возрастает в контралатеральном полушарии в сравнении с ипсилатеральным (Pfurtscheller, Neuper, 1997).

Значимый уровень десинхронизации СМР при ВМО и реальном движении наблюдается также в бета-диапазоне частот (Yu et al., 2022). Бета-компонент (13–30 Гц) преобладает на ЭЭГ в областях моторной коры перед совершением движения, его часть блокируется при планировании и выполнении движения, а также при ВМО, после чего происходит резкая синхронизация – явление бета-синхронизации (Pfurtscheller et al., 2005). Синхронизация СМР в бета-диапазоне перед движением и ВМО, вероятно, связана с обширной активацией нейронов, регулирующих как моторную активность, так и связанные с ВМО когнитивные задачи, а десинхронизация в бета-диапазоне – с процессами торможения первичной моторной коры. В пользу этой гипотезы свидетельствуют данные экспериментов по изучению изменения уровня тормозного медиатора ГАМК, коррелировавшего с изменением мощности в бета-диапазоне СМР при реальном движении пальцем (Muthukumaraswamy et al., 2013; Gaetz et al., 2011). В целом, несмотря на то что многие исследования обнаруживают ЭЭГ активность в бета-диапазоне как при реальном движении, так и при ВМО, причины ее появления до сих пор остаются дискуссионными (Zaepffel et al., 2013). Превалирующая гипотеза состоит в том, что этот мозговой ритм отражает когнитивный компонент в процессе реализации движения.

1.3. Контур обратной связи в нейроинтерфейсе

Поскольку кинестетическое воспроизведение моторного образа является сложной когнитивной задачей для пользователя, исполнение которой происходит без опоры на восприятие каких-либо физиологических стимулов, для ее облегчения в контур нейроинтерфейса вводится ОС. Контур ОС представляет собой дополнение к технологии нейроинтерфесов, позволяющее передать сигнал от нейроинтерфейса обратно к оператору. ОС призвана предоставлять пользователю

физически воспринимаемый отклик в ответ на соответствующую активность головного мозга при ВМО и дает подсказку о правильности выполнения задания. Показано, что использование ОС в контурах нейроинтерфейсов приводит к увеличению производительности данных систем (Neuper, Pfurtscheller, 2010) и в некоторой степени помогает преодолеть проблему неспособности управления нейроинтерфейсами (Edlinger et al., 2015). В настоящее время увеличивается количество работ, посвященных нейроинтерфейсам с обратной связью (Ishihara W. et al., 2020). Большинство из них направлено на исследование различных модальностей ОС и манипуляций со структурой предъявляемых стимулов в качестве ОС ссылки. Есть так же работы, посвященные сравнению нескольких модальностей (Angulo-Sherman, Gutiérrez, et al., 2014; Darvishi et al., 2017), чаще всего в подобных работах любые другие модальности сравниваются с визуальной. Невозможность исключения визуальной ОС из сравнения обусловлена необходимостью подачи команд испытуемым, и хотя существуют работы в которых исследуются другие варианты предъявления команд испытуемым (Либуркина и др., 2017), основным каналом связи нейроинтерфейса и человека все еще остается визуальный.

1.3.1. Предпосылки создания контура обратной связи

Наличие контуров обратных связей необходимо любой живой системе для обеспечения своевременной коррекции работы ее структур в зависимости от определенных факторов, появившихся в среде. В частности, у высокоорганизованных животных, в том числе человека, слаженная работа частей нервной системы и других органов обеспечивается именно наличием обратных связей. Любой вид поведения, в том числе двигательное, также зависит от своевременной передачи информации от верхних структур к нижним и наоборот, что позволяет анализировать результат действия и изменять поведение в зависимости от требований ситуации. Большую роль ОС играет и в освоении моторных навыков (Wulf et al., 2010) и, в частности, является важнейшим звеном в

реабилитационных процедурах по восстановлению двигательных функций (Giggins et al., 2013). Включение в нейроинтерфейсы структур, обеспечивающих передачу обратной связи, активно изучалось в последние десятилетия, но дискуссионным остается вопрос о правильной организации ОС, такой, чтобы она облегчала процесс приобретения навыков (Barbero, Grosse-Wentrup, 2010).

Неинвазивные нейроинтерфейсы, основанные на одностороннем управлении без обратной связи, по показателям исполнения заданного действия сильно ограничены в точности и надежности выполнения команд (Kaplan et al., 2013), ведь человек не получает информацию о результатах своей деятельности. Более того, в живых системах, отсутствие обратных связей приводит к тому, что поначалу сознательно контролируемые действия так и не переходят в ходе тренировок в автоматизированные навыки (Kaplan et al., 2005). Освоение особенностей работы с нейроинтерфейсами зачастую является весьма трудоемким процессом и для здоровых пользователей, а применение этой технологии в целях реабилитации вызывает еще больше трудностей у пациентов. При этом потеря внимания или концентрации при работе с нейроинтерфейсом, любое отвлечение от выполнения задачи приводит к ошибкам (Mane, 2020).

1.3.2. Способы реализации обратной связи

Существуют разные возможности технологической реализации ОС. Одна из них, к примеру, прямая электрическая микростимуляция первичной соматосенсорной коры с помощью внедренного в нее электрода. Применение такого вида ОС приводит к появлению схожей активности головного мозга и психофизиологических ощущений как при реальном тактильном стимуле (Romo et al., 2000; O'Doherty et al., 2011). Однако, инвазивные варианты ОС требуют проведения нейрохирургической операции и заранее обречены на очень ограниченное применение ввиду сложности проводимых процедур по вживлению и недолговечности имплантированных устройств. В данном контексте наиболее перспективны неинвазивные варианты ОС.

Последние два десятилетия разработка и изучение ОС для неинвазивных нейроинтерфейсов фокусируются на трёх модальностях: аудиальной, визуальной и тактильной (Kaufmann et al., 2013). Наиболее эффективной и быстродействующей считается визуальная ОС, поскольку для неё характерны более короткие межстимульные интервалы, что определяет скорость двусторонней передачи информации (Kim et al., 2012), она более интуитивна для пользователя (Huang et al., 2022) и может помочь обучиться стабильному ВМО (Ono et al., 2013). Однако такой тип ОС имеет некоторые недостатки. Во-первых, необходимость повышенного внимания к изображениям на мониторе в процессе выполнения задачи не всегда возможна и делает нейроинтерфейс стационарным (Treder et al, 2010). Во-вторых, применение визуальной ОС в некоторых случаях становится невозможным из-за физической блокировки визуального канала у некоторых людей. В связи с этим становится актуальным поиск других эффективных форм исполнения ОС, которые подходили бы под физические особенности человека и, кроме того, не требовали бы длительного удержания пристального внимания (Acqualagna et al, 2013, Liu et al, 2011). К примеру, для пациентов с боковым амиотрофическим склерозом, которые не могут использовать визуальную систему, показано успешное управление интерфейсом при помощи аудиальной ОС (Kim et al., 2012). Эта форма технического исполнения ОС нашла применение в неинвазивных нейроинтерфейсах на основе P300 (Hill et al, 2005, Sellers et al, 2006) и изучалась в контексте идеомоторных нейроинтерфейсов (Christophe et al., 2018.). Однако во втором случае при применении на здоровых добровольцах ее скорость не позволила эффективно управлять устройством (Nijboer et al., 2008).

Использование аудиальной модальности в подаче ОС подразумевает набор звуковых стимулов, градуированных по громкости, длительности и координатам источника стимула, а также их сочетания (Halder et al, 2003, Schreuder et al, 2011). Помимо этого, стимул может нести некоторую семантическую нагрузку (Furdea et al, 2009). Использование аудиальной ОС для нейроинтерфейсов получило распространение в экспериментах с позиционированием в пространстве звуковых источников (Schreuder et al, 2010, Changa et al, 2014). В рамках одного из таких

экспериментов Cai et al, 2012 представляет данные, согласно которым в качестве реакции на звуковой стимул (белый и розовый шум), помимо отклика P300, возможно использовать вызванные потенциалы N200. Обнаружено, что комбинация P300-N200 повышает точность классификации на 7% (до 60-69%) и скорость передачи данных (до 25-30 бит/мин). Параметры классификации на основе N200 в целом сравнимы с аналогичными P300, что позволяет надеяться на повышение быстродействия за счет сокращения времени реакции. Использование аудиального канала оказалось эффективным для пациентов, находящихся в псевдокоме, по причине зрительных нарушений и потери чувствительности (Laureys et al., 2005).

Что касается именно идеомоторных нейроинтерфейсов, то два основных направления исследований ОС в них направлены на разработку визуальной и тактильной систем, и соответственно их сравнения. В некоторых случаях тактильная ОС оказывается более эффективной, чем визуальная. К примеру, при подаче тактильной ОС посредством роботизированного манипулятора, сгибающей руку испытуемого в локте, удалось достичь более точной классификации ВМО в сравнении с применением визуальной ОС (Gomez-Rodriguez et al., 2011). Или при работе испытуемого с несколькими параллельными задачами (поиск цели, ВМО, отслеживание ОС) большую эффективность показывает тактильная ОС, перенося часть задач на осязание, разгружая визуальный канал (Jeunet et al., 2015). Однако, в некоторых работах при сравнении визуальной и тактильной ОС не удается обнаружить различий в эффективности работы нейроинтерфейса. Например, при смене типа подачи ОС случайным образом во время одной непрерывной тренировки, оказалось, что точность классификации ВМО правой и левой рук при подаче визуальной (в виде мигания символа на мониторе) и тактильной (посредством вибрации на шее) ОС не различается (Kauhanen et al., 2006). В данной работе использовался переобучаемый в процессе тренировки классификатор, что тоже могло сказаться на результатах, ведь переобучение происходило после каждого считывания паттернов (каждые 100 мс).

Вне зависимости от выбора модальности, конструкция ОС в приложении к нейроинтерфейсам идеомоторного типа должна учитывать опыт и навыки пользователя, связанные с его профессиональными навыками, психологическим состоянием и количеством тренировочных сессий (Barbero, Grosse-Wentrup, 2010).

1.3.3. Контур ОС в нейроинтерфейсе на основе тактильной стимуляции

Взаимодействие с идеомоторным нейроинтерфейсом при помощи тактильной ОС помогает пользователю лучше понять принцип взаимодействия с технологией (Jeunet et al., 2018). Под определением «тактильный» подразумевается сенсорная и/или двигательная активность кожи, мышц, суставов и сухожилий (Fleury et al., 2020). Совершение движений и взаимодействие с объектами требует интеграции информации от тактильных и кинестетических чувств. Тактильное ощущение связано с рецепторами кожи, а кинестетическое чувство – с рецепторами в мышцах, сухожилиях и суставах. Тактильная ОС может быть технически исполнена в разных формах: вибротактильная, надавливающая, тепловая, электрическая (Wilson et al., 2012); а кинестетическая – посредством экзоскелета или функциональной электрической стимуляции (Fleury et al., 2020). Результаты работ по изучению кинестетической ОС (Gomez-Rodriguez et al., 2011; Ramos-Murguialday et al., 2012) демонстрируют, что повышение производительности нейроинтерфейсов возможно, однако ее техническая реализация очень трудоемка и вряд ли сможет найти широкое применение вне стен лаборатории или клиники. К более доступным вариантам можно отнести методы, при которых испытуемому сообщается о решении классификатора с помощью вибростимуляции, используя различные параметры вибросигнала (Chatterjee et al. 2007) или пространственные параметры источника вибростимуляции (McCreadie et al., 2014).

Наиболее просто реализуемой в техническом плане тактильной ОС является вибротактильная. Источниками вибрационных стимулов обычно являются миниатюрные вибромоторы или пьезоэлементы, размещенные на различных участках тела испытуемого, к примеру, на шее (Leeb R. et al., 2013) или на ухе

(Brouwer van Erp, 2010, van der Waal et al., 2012). Такой подход представляется продуктивным из-за сходных механизмов восприятия механических волн кожным анализатором и улиткой (Bekesy, 1955). Стимуляция вибрацией представляет собой эффективное средство привлечения внимания человека (Jones, Sarter, 2008). Вибротактильная стимуляция приводит к активации механорецепторов, располагающихся в коже, ответ которых зависит от частоты, амплитуды и продолжительности вибрации, а также области кожи, к которой прикреплен виброактуатор (Jones, Sarter, 2008). Это довольно интуитивная система подачи ОС, которая с легкостью воспринимается пользователем и обеспечивает быструю передачу сигналов (Ho et al., 2006).

Удобство вибротактильной ОС также заключается в возможности индивидуальной настройки вибрации: можно вручную изменить частоту, амплитуду, интенсивность, форму и характер (импульсный или непрерывный) подачи стимулов, что может повлиять на скорость передачи информации за счет увеличения числа распознаваемых стимулов в результате тренировки (Cincotti et al., 2007; Huang et al., 2022). Ранее было показано, что вибротактильная стимуляция конечностей во время обучения классификатора идеомоторного нейроинтерфейса повышает эффективность распознавания ВМО, а также увеличивает десинхронизацию СМР с совместной активацией левой и правой соматосенсорной коры, что ведет к увеличению точности классификации в последующих тренировках (Yao et al., 2018).

Возможность применения вибротактильных стимулов в качестве ОС для управления виртуальным курсором была показана, в контуре идеомоторного нейроинтерфейса (Chatterjee et al., 2007). Положение курсора предъявлялось визуально, задачей испытуемого было при помощи ВМО правой и левой руки двигать курсор вправо и влево соответственно. ОС была реализована посредством вибрационных стимулов, подаваемых на бицепсы обеих рук. В данной работе ОС подавалась с градуально изменяющейся интенсивностью вибрации стимуляторов, повторяя положение курсора таким образом, что чем правее, тем сильнее подавалась вибрация на правую руку, соответственно и для левой руки. Согласно

результатам экспериментов, точность классификации ВМО у испытуемых доходила до 72%. В дополнение, результаты исследования показывают, что расположение вибрационных источников на бицепсе контралатерально участвующей в ВМО конечности приводит к значительному снижению точности классификации нейроинтерфейса. Однако подобный эффект снижался с приобретением опыта испытуемыми, после нескольких тренировок точность классификации выравнивалась с уровнем при ипсилатеральном расположении вибростимуляторов.

Способы реализации вибротактильной ОС могут быть различными. В частности, например, предлагается создание портативного механического интерфейса (перчатка, рукав и пр.), использующего широкий набор вибрационных стимулов (Hamada et al., 2014). Успешность реализации вибротактильной ОС также зависит от локализации вибромоторов: человек может ощущать место стимуляции на теле точнее, когда вибромотор расположен вблизи анатомических ориентиров, таких как запястье, локоть, позвоночник или пупок (Cholewiak, Collins, 2003). В связи с развитием технологий протезирования, начали появляться реализации тактильной ОС в области бицепса (Meek et al., 1989, Pylatiuk et al., 2006). Стимуляция представляла собой последовательность импульсов с несущей частотой 200 Гц для наибольшей стимуляции телец Пачини (Mountcastle et al., 1972). Результаты демонстрируют, что при ипсилатеральном размещении актуаторов точность классификации была выше (до 25%), чем при контралатеральном размещении, а наибольшая точность распознавания составила 86%.

В применении идеомоторных интерфейсов с вибротактильной ОС для постинсультной реабилитации двигательной активности конечностей, стоит отметить, что важным аспектом является восстановление нарушенной сенсомоторной обратной связи человека. При использовании тактильной ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса в целях реабилитации была показана большая ее эффективность в восстановлении двигательной активности (по результатам тестов) по сравнению с визуальной ОС (Ono et al., 2014). При работе в

нейроинтерфейсе восстановление нарушенной сенсомоторной ОС организма происходит путем передачи ОС опосредовано с помощью внешней стимуляции. Кинестетическая ОС подаваемая синхронно с намерением испытуемого к движению рукой, а не после, как предлагалось ранее (Ang et al., 2009), приводила к повышенной активации соматосенсорной коры головного мозга (Gomez-Rodriguez et al., 2011). Это замечание является ключевым с точки зрения терапевтической стратегии реабилитации двигательных нарушений, поскольку предложенная техника рассчитана на увеличение пластичности коры головного мозга.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1. Структура и участники исследования

В рамках диссертационной работы было проведено пять экспериментальных серий, в которых приняло участие 59 здоровых испытуемых. Все испытуемые ранее не имели опыта работы с нейроинтерфейсами. Все испытуемые были ознакомлены с процедурами исследования и подписали добровольное Информированное согласие на участие в исследовании. Протокол исследования получил одобрение биоэтической комиссии ННГУ имени Н.И. Лобачевского (протокол №28 01.01.2019, протокол №45 от 19.10.2020). Общий ход исследования выполнялся в соответствии с принципами Хельсинкской декларации о правах человека.

Первая экспериментальная серия проводилась с целью исследования ЭЭГ характеристик ВМО. 30 человек (21 женщина, 9 мужчин) в возрасте 18-34 лет, все правши (среднее \pm стандартное отклонение $0,77 \pm 0,18$ баллов по данным Эдинбургского опросника мануальной асимметрии) (Oldfield, 1971) приняли участие в данном исследовании.

Вторая экспериментальная серия заключалась в тестировании разработанного нейроинтерфейса для управления экзоскелетом нижних конечностей. Экзоскелет сгибал правую ногу испытуемого в качестве ОС. Основной задачей было показать работоспособность интерфейса с внешним устройством – экзоскелетом. В этой серии приняли участие 8 человек в возрасте 20-27 лет.

В третьей экспериментальной серии производилось сравнение результатов тренировки с визуальной и тактильной ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса. В двух экспериментальных сессиях приняли участие 5 человек (3 женщины и 2 мужчин) в возрасте 18–23 лет. Все участники экспериментов были правшами (медиана 0,7 балла согласно Эдинбургскому опроснику мануальной асимметрии).

В четвертой экспериментальной серии в идеомоторном нейроинтерфейсе для подачи ОС были использованы динамические визуальная и вибротактильная стимуляции. Проводилось сравнение десинхронизации СМР испытуемых в процессе ВМО с вибротактильной, визуальной ОС и без ОС. В трех экспериментальных сессиях приняли участие 6 человек (5 женщин, 1 мужчина) в возрасте 18-28 лет. Все испытуемые были правшами (среднее \pm стандартное отклонение $0,87 \pm 0,14$ баллов по данным Эдинбургского опросника мануальной асимметрии).

В пятой экспериментальной серии исследовалось изменение возбудимости моторной коры испытуемых после работы с идеомоторным нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС. В четырех экспериментальных сессиях приняли участие 10 человек (6 женщин, 4 мужчин) в возрасте 18-27 лет. Все испытуемые были правшами (среднее значение \pm стандартное отклонение: $0,80 \pm 0,21$ балла согласно Эдинбургскому опроснику рук). Так как для определения возбудимости использовалась ТМС, критерии включения участников эксперимента были следующими: отсутствие электрифицированных имплантов, травм головы, мигреней, эпилепсии, беременности.

2.2. Методы исследования

2.2.1. Регистрация ЭЭГ

Во всех экспериментах для записи ЭЭГ использовались усилитель NVX52 (ООО «Медицинские Компьютерные Системы», Россия) и программа NeoRec (ООО «Медицинские Компьютерные Системы», Россия). Ag/AgCl электроды устанавливались в текстильный шлем по системе 10-10. В первой экспериментальной серии использовалось 32 электрода (FP1, FP2, F7, F3, Fz, F4, F8, FT9, FC5, FC1, FC2, FC6, FC10, T7, C3, Cz, C4, T8, TP9, CP5, CP1, CP2, CP6, CP10, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, Oz, O2), во второй – 7 (C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6), в третьей и четвертой - 30 (FT7, FC5, FC3, FC1, FCz, FC2, FC4, FC6, FT8, T7, C5, C3,

C1, Cz, C2, C4, C6, T8, TP7, CP5, CP3, CP1, CPz, CP2, CP4, CP6, TP8, P3, P4, POz), и в пятой – 6 (C5, C3, C1, Cz, C2, C4, C6). На рисунке 3 показана схема расположения электродов по поверхности головы для всех экспериментальных серий. Референтные электроды крепились на мочки ушей или на сосцевидные отростки, электрод заземления располагался на лбу. Контактное сопротивление для всех электродов не превышало 15 кОм. Сигналы записывались с частотой дискретизации 1 кГц. Во второй экспериментальной серии частота дискретизации составляла 500 Гц. Во всех записях применялся режекторный фильтр 50 Гц для удаления наводок с сети энергообеспечения.

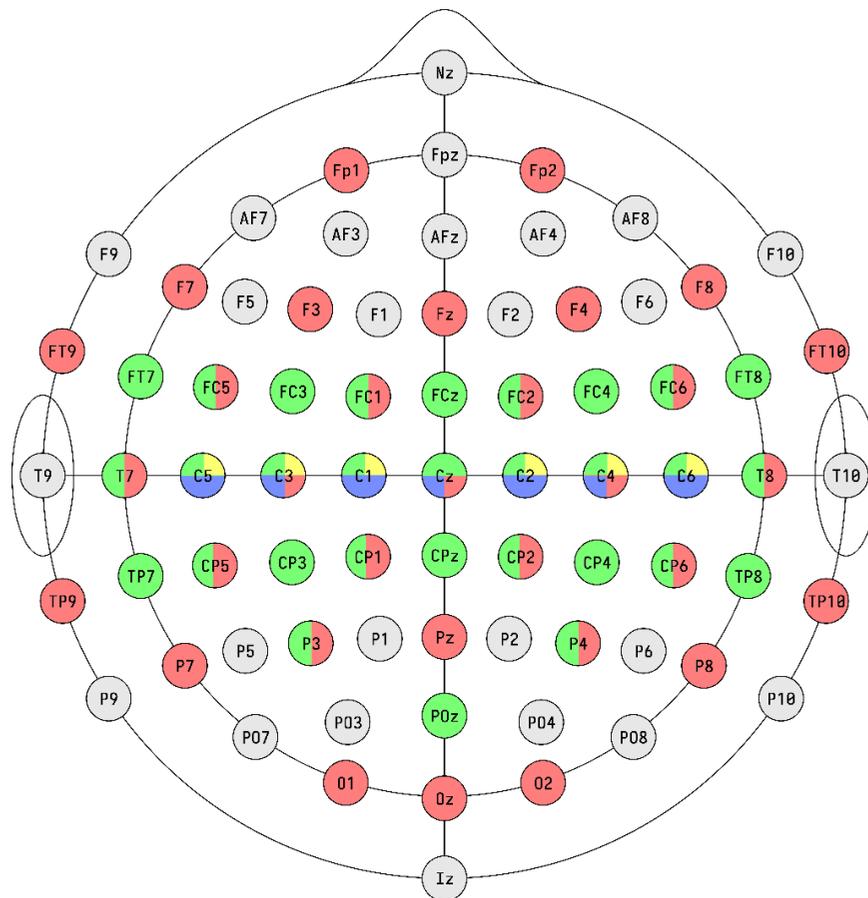


Рисунок 3. Схема расположения электродов на поверхности головы испытуемых в пяти экспериментальных сериях. Красным выделены электроды, использовавшиеся в первой экспериментальной серии, синим – во второй, зеленым – в третьей и четвертой, желтым – в пятой.

2.2.2. Ментальные задачи и команды

В исследовании наивные испытуемые (не имеющие опыта работы с нейроинтерфейсами) обучались кинестетическому ВМО для работы с идеомоторным нейроинтерфейсом. Обучение производилось в первой сессии каждой экспериментальной серии. Кинестетическое ВМО объяснялось испытуемому как концентрация внутреннего внимания на целевой конечности (ощущение в пространстве) и воспоминание тактильных ощущений характерного движения. Ментальная задача покоя объяснялась как максимальное отвлечение внимания от конечностей и концентрация его на дыхании.

Команды, в ответ на которые испытуемым нужно было выполнять ментальные задачи, предъявляемыми в виде изображений на экране монитора (рисунок 4). Фиксационный крестик, располагавшийся в центре изображения, выступал командой для задачи покоя. Задаче ВМО левой и правой руки/ноги соответствовали стрелки, располагавшиеся слева или справа от фиксационного крестика.



Рисунок 4. Команды, предъявляемые испытуемому на экране монитора.

2.2.3. Обратная связь

В случае правильной классификации ментальной задачи интерфейсом, испытуемым предъявлялась ОС. Во второй и третьей экспериментальных сериях ОС подавалась испытуемому в конце выполнения каждой команды. В четвертой и

пятой экспериментальной серии использовалась динамическая ОС, которая подавалась 7 раз за выполнение каждой команды.

В качестве визуальной ОС для каждого типа ментальной задачи на экране предъявлялась вертикальная полоска зелёного цвета от центра фиксационного крестика до нижнего края экрана. Полоска возникала в конце команды при правильной классификации действия. При применении динамической ОС полоска заполнялась постепенно (на $1/7$ максимальной длины) во время предъявления от центра экрана к его нижнему краю (рисунок 5).

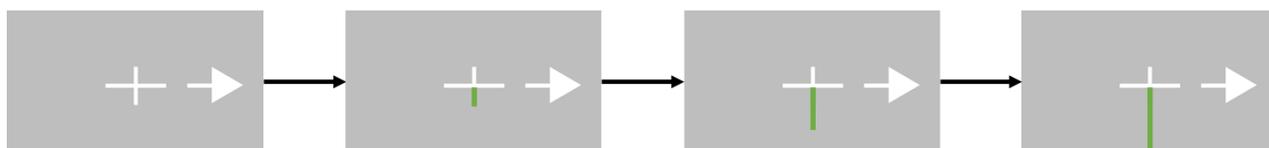


Рисунок 5. Динамическая визуальная ОС. Слева на право показан процесс заполнения зеленой полосы, обозначающей успешность выполнения ментального задания. Самое правое изображение показывает максимально возможное заполнение зеленой полосы.

Во второй экспериментальной серии ОС подавалась при помощи экзоскелета нижних конечностей (НПП «МАДИН», ННГУ им. Н.И. Лобачевского, Россия) в конце выполнения команды. Прототип экзоскелета использованный в эксперименте представлен на рисунке 6. В ответ на правильную классификацию ВМО правой ноги, экзоскелет сгибал ногу в бедре и колене, поднимая ее над полом, после чего приводил ее в исходное положение. В ответ на правильную классификацию покоя экзоскелет оставался неподвижным.

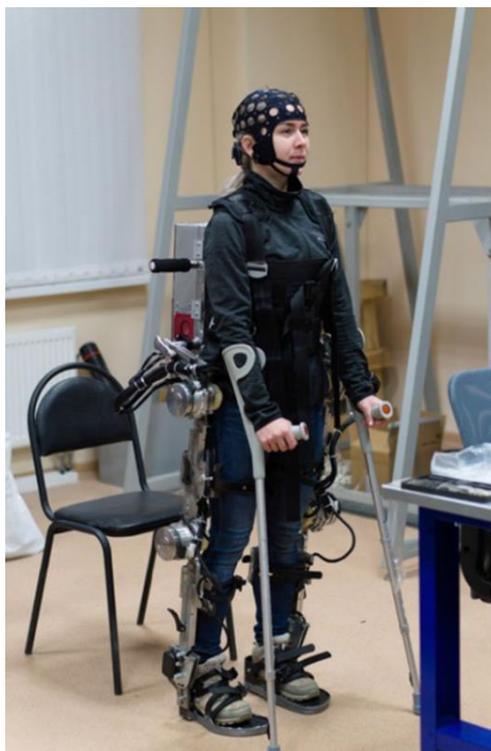


Рисунок 6. Испытуемый в экзоскелете нижних конечностей.

Вибротактильная ОС осуществлялась с помощью плоских вибромоторов с линейным резонансным приводом без эксцентрика, напряжение – 3 В, диаметр - 10 мм, частота импульсов - 500 Гц. Вибромоторы устанавливались на внутренней стороне предплечья правой и левой руки и на шее сзади для сигнализации о правильной классификации ВМО правой руки, ВМО левой руки и покоя соответственно. Вибромоторы фиксировались на коже при помощи двухстороннего скотча. Вибромотор, соответствовавший правильно распознанной команде, активировался на 500 мс в конце (третья экспериментальная серия) или на 200 мс несколько раз в процессе выполнения команды (четвертая и пятая экспериментальные серии).

2.2.4. Оценка точности классификации паттернов ВМО

Точность классификации выполняемых команд является показателем эффективности работы нейроинтерфейса в анализе получаемого сигнала. Точность

классификации рассчитывалась как отношение правильно классифицированных команд к общему числу команд. При применении динамической ОС классификатор принимал решение о правильности выполнения команды 7 раз за одну команду. Таким образом, точность классификации каждой команды в экспериментах с динамической ОС измерялась, как процентное соотношение правильно классифицированных отрезков команды к общему количеству.

2.2.5. Оценка степени десинхронизации СМР

Снижение мощности сигнала СМР на ЭЭГ является показателем активации моторной и соматосенсорной коры головного мозга. Десинхронизация при выполнении ВМО в сравнении с состоянием покоя показывает величину изменения мощности СМР. Анализ степени десинхронизации СМР проводился оффлайн после прохождения экспериментальной сессии испытуемым. Полученная запись ЭЭГ подвергалась пространственной фильтрации по всем каналам с помощью фильтра “Поверхностный Лапласиан” (Hjorth, 1975), уменьшающего общий уровень шума записи и способствующий разделению паттернов ЭЭГ. Затем для каждого канала с шагом 1 Гц строилась спектральная плотность мощности и рассчитывалась ERD как разность мощностей сигнала во время МИ и оставшегося сигнала, разделенная на мощность сигнала, соответствующую задаче покоя. Далее для каждого канала строилась спектральная плотность мощности с шагом 1 Гц и рассчитывалась десинхронизация как разность мощностей сигнала при ВМО и сигнала в покое, отнесенная к мощности сигнала в покое. Все полученные значения умножались на -1, данная операция меняла знак, таким образом чтобы десинхронизация сигнала – исследуемый эффект отмечался при положительных значениях. Для каждого канала из диапазона 7–16 Гц выбиралась частота с максимальной десинхронизацией и эти значения наносились на карту поверхности коры больших полушарий (McFarland et al., 2000). Таким образом, картировалась степень изменения спектральной плотности мощности при ВМО по сравнению с покоем.

2.2.6. Анализ моторных вызванных потенциалов

Метод измерения моторных вызванных потенциалов (МВП) при помощи ТМС (Barker et. al., 1985) используется для оценки изменения возбудимости моторной коры (Ziemann et al., 1996).

МВП были получены с использованием навигационной ТМС. Для фиксирования точки стимуляции коры головного мозга использовалась навигационная система Localite TMS Navigator (Localite, Германия), позволяющая построить 3D модель головы в соответствии с индивидуальными снимками МРТ головного мозга высокого разрешения испытуемых. На голове испытуемого устанавливался маркер со светоотражающими сферами, положение которого отслеживалось инфракрасной камерой. Для сопоставления топологии головы каждого испытуемого с 3D моделью, на голове специальным указателем отмечались три точки ориентации относительно маркера: левый и правый латеральные углы лобного отростка скуловой кости и переносица. Навигатор приводил в соответствие данные МРТ с головой испытуемого в модельном пространстве навигационной системы с помощью отслеживания инфракрасной камерой положения маркера со светоотражающими сферами. Таким образом в навигаторе сохранялась вся информация о точке стимуляции, фиксированной в первый экспериментальный день и в последующих она оставалась неизменной.

МВП поверхностного сгибателя пальцев правой руки регистрировался парой Ag/AgCl шляпкообразных электродов (COVIDIEN, США). Заземляющий электрод помещался на левое предплечье. Сопротивление электродов поддерживалось ниже 15 кОм. Сигнал был оцифрован на частоте 500 Гц с помощью усилителя «Нейрон Спектр-5» («Нейрософт», Иваново, Россия) и отфильтрован с помощью режекторного фильтра 50 Гц.

Одноимпульсная ТМС проводилась при помощи Нейро МС/Д (Нейрософт, Россия) двойным угловым индуктором. Катушка располагалась тангенциально к черепу, ручка была направлена назад и в сторону от средней линии на 45°. При помощи одиночных стимуляций находилась зона на моторной коре головного

мозга, соответствующая сгибанию пальцев правой руки. Точка стимуляции определялась визуально по реакции руки на одиночные стимулы, когда стимуляция вызывала сгибание пальцев правой руки наибольшей амплитуды. Найденная точка стимуляции фиксировалась в памяти навигационной системы и использовалась далее для определения МВП испытуемого. Моторный порог покоя (МПП) определялся как минимальная интенсивность ТМС, способная вызвать МВП амплитудой более 50 мкВ в пяти из десяти последовательных стимуляций с частотой 2 Гц. Интенсивность ТМС была зафиксирована на уровне 110 % от индивидуального МПП и поддерживалась постоянной.

Запись МВП проводилась в двух состояниях:

- в состоянии покоя (референс), когда испытуемые расслабленно сидели в удобном кресле, обе руки находились на подлокотниках, глаза были открыты;
- во время ВМО правой руки, когда испытуемых просили кинестетически представить повторяющееся сжатие правой руки в кулак. Испытуемые выполняли ВМО синхронно со стимуляцией, для регистрации МВП в моменты, соответствующие ВМО сжатия кулака.

Для каждого состояния проводилось 3 записи. Каждая запись длилась 2 мин и состояла из 60 стимулов с частотой 0,5 Гц. Между записями делался перерыв в 1 мин.

Амплитуда МВП измерялась по ЭМГ от пика до пика с использованием программного обеспечения Neuron-Spectrum.NET (Нейрософт, Россия). Амплитуда МВП в состоянии ВМО нормировалась на медиану амплитуд МВП в состоянии покоя для каждой экспериментальной сессии.

2.2.7. Метод восстановления источников сигнала по ЭЭГ

При помощи метода обратного решения задачи точной электромагнитной томографии головного мозга низкого разрешения (eLORETA) в расширении FieldTrip для программы MATLAB производилась реконструкция исходной активности головного мозга по данным ЭЭГ (Pascual-Marqui, 1999). Для создания

модели головы на основе метода граничных элементов (Fuchs et al., 2002; Baillet et al., 2001) был использован усредненный шаблон головного мозга «Colin27» (Holmes et al., 1998). Далее для сигналов ЭЭГ рассчитывался общий референсный сигнал, включающий в себя общие шумы и артефакты, вычитавшийся из всех сигналов ЭЭГ. Далее сигналы фильтровались с помощью полосового фильтра Баттерворта четвертого порядка в интересующих частотных диапазонах. Затем выполнялось усреднение сигнала по эпохам выбранного временного интервала и вычислялась ковариационная матрица с векторами источников сигнала. В результате была получена оценка мощности источника в каждом вокселе головного мозга, усредненная по окну временного интервала для выбранной полосы частот. Полученные оценки мощности каждого источника при ВМО были нормализованы на мощность сигнала в состоянии покоя.

2.2.8. Статистическая обработка

В первой экспериментальной серии для сравнения распределения мощности на уровне источников использовался непараметрический перестановочный t-тест.

Для оценки индивидуальных различий в точности классификации паттернов ЭЭГ при использовании различных видов ОС в третьей экспериментальной серии использовался критерий Фишера. Для коррекции ошибки множественного сравнения использовалась поправка Бонферрони. Для сравнения степеней десинхронизации СМР использовался дисперсионный анализ (ANOVA).

В четвертой экспериментальной серии для оценки индивидуальных различий в точности классификации паттернов ЭЭГ использовался критерий Манна-Уитни. Для определения различий в степени десинхронизации сенсомоторного ритма при использовании различных видов ОС использовался критерий Уилкоксона. Для группового анализа точности классификации был использован критерий Краскела-Уоллиса.

Достоверность различий между сессиями в пятой экспериментальной серии оценивалась с помощью попарного сравнения критерием Уилкоксона.

Статистический анализ индивидуальных данных испытуемых был выполнен с использованием парного критерия Манна-Уитни.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ

Далее представлены протоколы проведенных экспериментов с последовательным изложением процедур, полученные результаты и их обсуждение.

3.1. Исследование ЭЭГ характеристик ВМО руки

В данной главе диссертационной работы исследуются паттерны ЭЭГ возникающие в процессе ВМО правой руки человеком в условиях приближенных к работе с идеомоторным нейроинтерфейсом.

После установки электродов испытуемые, сидя в удобном кресле, выполняли команды, предъявляемые на мониторе перед ними: покой и ВМО правой руки. Команды чередовались, начиная с покоя, и имели равную продолжительность в 5 с. Испытуемый совершал по 20 повторений каждой команды.

Эпохи на ЭЭГ выделялись относительно момента появления визуальной команды к началу ВМО ($t = 0$). Внутри повторения были выбраны следующие временные интервалы: Pre (preliminary) — интервал, соответствующий команде покой; Img (image) — интервал выполнения ВМО правой рукой (рисунок 7).

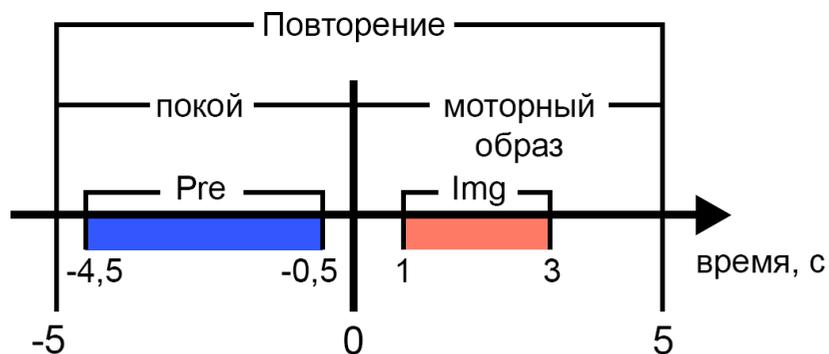


Рисунок 7. Схема записи одного повторения.

3.1.1. Результаты исследования ЭЭГ характеристик ВМО руки

Был проведен анализ мощности источников в заданные временные интервалы в трех частотных диапазонах: низкий альфа (8–12 Гц), высокий альфа (12–14 Гц) и бета (14–30 Гц).

Групповая статистическая оценка с использованием пространственной карты усредненной головы выявила значимые различия мощности сигналов между ВМО правой руки и покоем в высокой альфа ($p = 0.00062$) и бета полосах ($p = 0.0147$). Карты величины t -значений и расположения статистически значимого различия сигналов на виртуальных срезах головного мозга показаны на рисунке 8А. Изменение усредненной по кластеру мощности (рисунок 8Б) демонстрирует значительное снижение мощности сигнала в альфа (12-14 Гц) и бета (14-30 Гц) полосах при ВМО.

При сравнении Pre и Img интервалов эффекты высокой альфа- и бета-мощности наблюдаются в левой лобной доле и левой моторной коре, включая дополнительную моторную область. Значения мощности были выше в Pre по сравнению с Img (положительные кластеры на рисунке 7А; альфа-контраст $p = 0,00075$, $t = 3,7$ и бета-контраст $p = 0,00304$, $t = 3,19$ на рисунке 8Б). Такие паттерны снижения мощности сигнала обусловлены процессом выполнения ВМО и отражают типичный механизм событийно связанной десинхронизации в контралатеральной моторной коре в альфа- и бета-диапазонах. Вовлечение лобной доли отражает тот факт, что ВМО представляет собой сложную деятельность, требующую задействования когнитивных функций высокого уровня, например, постановки цели и планирования действий.

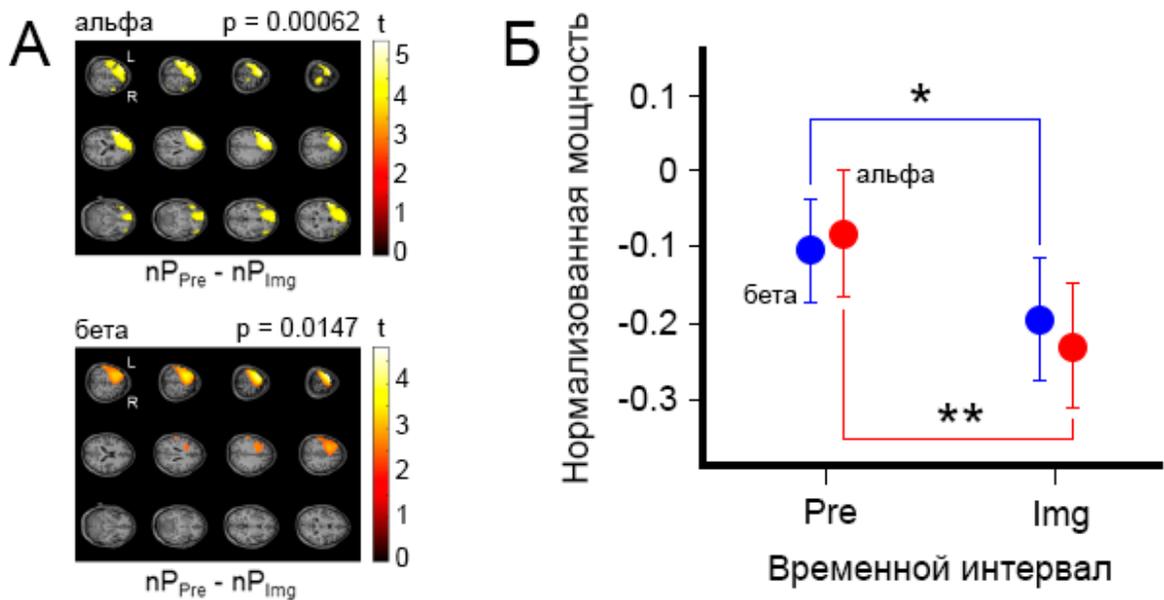


Рисунок 8. Активность коры головного мозга при ВМО правой руки ($n = 30$). А – Цветом показаны t -значения на уровне группы в выявленных положительных (для альфа- и бета-диапазона) кластерах. Б – сравнение нормализованной мощности источника (среднее значение группы \pm стандартная ошибка), рассчитанные в выявленных кластерах в альфа- и бета-диапазонах; * – $p = 0,00075$, ** – $p = 0,00304$.

Img интервал был подобран так, чтобы в него не входила подготовка испытуемых к ВМО – восприятие визуального стимула и формирование моторного образа. Также Img интервал не включал в себя окончание ВМО, чтобы исключить из анализируемой части формируемую по завершении ВМО бета-синхронизацию (Pfurtscheller et al., 2005). Таким образом на графике (рисунок 8Б) можно наблюдать четкую бета-десинхронизацию, не подавленную повышением мощности сигнала в бета-диапазоне. Испытуемые совершали ВМО правой руки на протяжении всего предъявления соответствующей команды, что так же повлияло на постоянное снижение мощности сигнала в бета-диапазоне, так как процесс ВМО не прекращался.

Представленные результаты опубликованы в работе: Kurkin S., Gordleeva S., Savosenkov A., **Grigorev N.**, Grubov V., Udoratina A., Maksimenko V., Kazantsev V.,

Hramov A. Transcranial Magnetic Stimulation of the Dorsolateral Prefrontal Cortex Increases Posterior Theta Rhythm and Reduces Latency of Motor Imagery //Sensors. – 2023. – Т. 23. – №. 10. – С. 4661.

3.2. Идеомоторный нейроинтерфейс с возможностью подачи ОС

В данной главе диссертационной работы описывается разработанный идеомоторный нейроинтерфейс, представляющий собой программу, запускаемую на персональном компьютере. Для корректной работы программы необходимо параллельно вести запись ЭЭГ в формате LSL (Lab Streaming Layer).

Для выявления паттернов ЭЭГ соответствующих ВМО был разработан классификатор, обучаемый на индивидуальных данных испытуемых. Записи ЭЭГ, на которых обучался классификатор, были идентичны тренировочным по структуре и продолжительности. Классификатор был устроен следующим образом. Сигналы ЭЭГ подвергались полосовой фильтрации с использованием фильтра Баттерворта 4-го порядка на частоте 7-16 Гц, благодаря чему достигалось выделение сигнала в выбранном диапазоне. Далее производилось вычисление коэффициентов индивидуального пространственного CSP-фильтра, на выделенных частотах для разделения нескольких состояний (ВМО, покой), записанных для обучения классификатора. Для классификации паттернов ЭЭГ использовался метод линейного дискриминантного анализа (LDA), создающий линейную функцию для разбиения записанных состояний на классы. Минимальная длительность фрагмента сигнала ЭЭГ позволяющая осуществить классификацию разработанным классификатором составляла 500 мс.

В экспериментах, когда ОС предъявлялась в конце команды, анализ ЭЭГ проводился на протяжении всей команды с исключением первой секунды. При использовании динамической ОС анализ ЭЭГ проводился каждые 500 мс на протяжении всей команды. В сессиях с вибротактильной ОС временные окна подачи стимуляции были исключены из классификации. Программа нейроинтерфейса была написана на языке программирования Python и

использовалась для записи данных, классификации и подачи ОС. Для реализации математических алгоритмов классификации были использованы инструменты библиотек для языка программирования Python (CSP из библиотеки MNE, Linear Discriminant Analysis из библиотеки sklearn).

На программу классификатора было получено свидетельство о регистрации. № 2021663910 от 25.08.2021.

3.3. Управление экзоскелетом нижних конечностей при помощи идеомоторного нейроинтерфейса

После наложения электродов каждый испытуемый был одет в экзоскелет и принимал нейтральную стойку стоя, опираясь на костыли. Экзоскелет настраивался под каждого испытуемого индивидуально. На протяжении всей экспериментальной сессии испытуемый оставался в экзоскелете. Эксперимент включал в себя обучение классификатора и тренировку испытуемых управлению экзоскелетом с использованием двух команд: покой и ВМО правой ноги. Каждая команда предъявлялась в течении 4 с в случайном порядке 5 раз во время тренировки. После обучения классификатора у каждого испытуемого было три сеанса тренировки с управлением экзоскелетом. Во время тренировки на подачу ОС после классификации отводилось 10 с (рисунок 9), чтобы экзоскелет за это время мог согнуть и разогнуть ногу испытуемого.

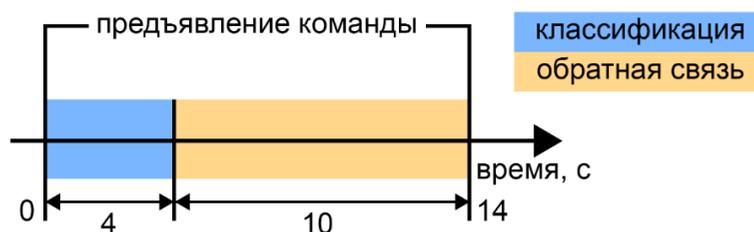


Рисунок 9. Схема подачи обратной связи во время управления экзоскелетом нижних конечностей с помощью идеомоторного нейроинтерфейса.

3.3.1. Результаты управления экзоскелетом нижних конечностей при помощи нейроинтерфейса

Точность классификации ВМО правой ноги и покоя при управлении экзоскелетом рассчитывалась для всех испытуемых в каждой из трех тренировок, а затем усреднялась. Результаты точности классификации всех испытуемых при тренировках были выше величины случайного срабатывания (50% для двух команд), что свидетельствует о работоспособности созданного нейроинтерфейса. По результатам тренировок управления экзоскелетом нижних конечностей средняя точность классификации была равна $78,3 \pm 12,24\%$ (среднее \pm стандартное отклонение) для всех испытуемых. Наибольшая средняя точность классификации для всех попыток наблюдалась у испытуемого S3 – 86,7% (рисунок 10).

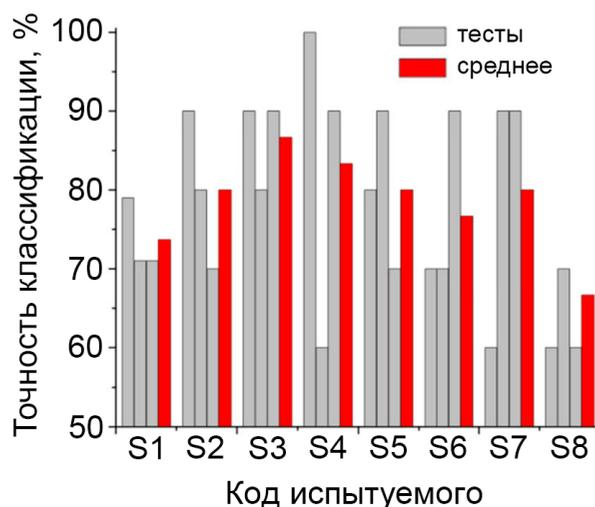


Рисунок 10. Точность классификации всех испытуемых для двух классов: ВМО ведущей ноги и покой.

Пиковые значения десинхронизации в полосе 8–16 Гц соответствовали мю-ритму (6–12 Гц) и низкому бета-ритму (13–17 Гц) во время тренировки управления экзоскелетом нижних конечностей с помощью нейроинтерфейса. Средние

значения десинхронизации СМР при выполнении ВМО правой ноги для всех испытуемых показаны на рисунке 11.

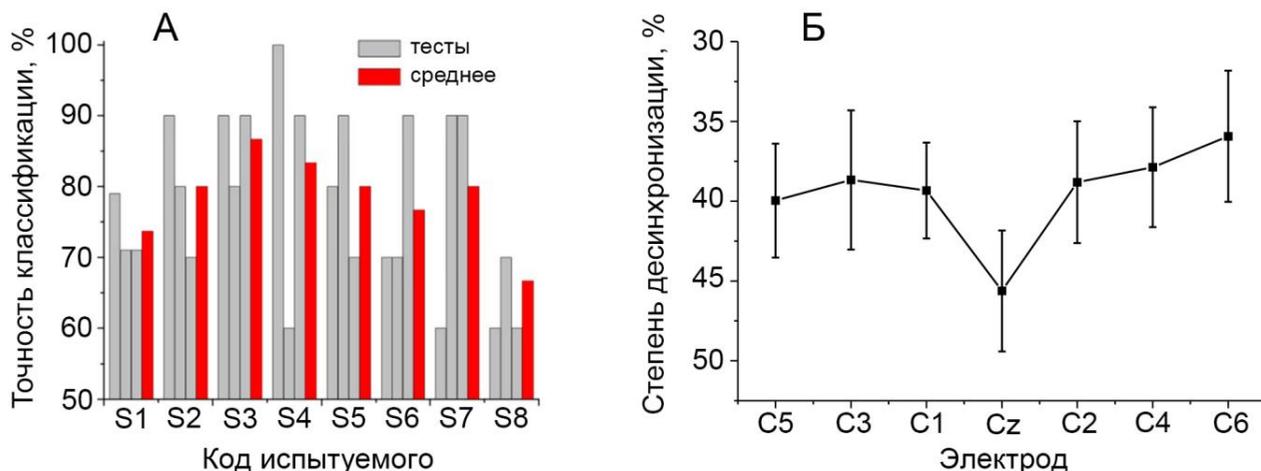


Рисунок 11. Средняя степень десинхронизации СМР при ВМО ведущей (правой) ноги для всех испытуемых ($n = 8$). Квадрат – среднее значение, вертикальные отрезки – стандартное отклонение.

В среднем все испытуемые генерировали наиболее высокие значения десинхронизации СМР при ВМО правой ноги на канале Cz, как и ожидалось, поскольку моторика нижних конечностей представлена в области моторной коры, располагающейся под данным электродом. Наличие высокой фоновой ЭЭГ-активности на всех каналах, включая C3 и C4 соответствующих представительству рук на моторной коре, можно объяснить тем, что испытуемые в экзоскелете использовали костыли для поддержания равновесия. Таким образом, вклад паттернов ЭЭГ, соответствующих движениям рук, в ВМО ноги испытуемого в экзоскелете был значителен. Хотя при тренировке и тестировании испытуемый находился в одном и том же положении – стоя в экзоскелете. Важно отметить, что степень десинхронизации СМР на электродах C3 и C4 при ВМО ноги (рисунок 11Б) были в два раза меньше, чем при ВМО кисти в следующем исследовании. Можно предположить, что выполнение фоновой задачи руками не приводит к такой же

сильной активации моторной коры, как при выполнении осознанного действия, пусть и образного.

Данные результаты опубликованы в работе: Gordleeva S.Y., Lobov S.A., **Grigorev N.A.**, Savosenkov A.O., Shamshin M.O., Lukoyanov M.V., Khoruzhko M.A., Kazantsev V.B. Real-time EEG–EMG human–machine interface-based control system for a lower-limb exoskeleton //IEEE Access. – 2020. – Т. 8. – С. 84070-84081.

3.4. Сравнение результатов тренировки с визуальной и вибротактильной ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса

В разработанный идеомоторный нейроинтерфейс (глава 3.2) были интегрированы контура визуальной и вибротактильной ОС. В данной главе диссертационной работы описываются результаты нейрофизиологического эксперимента по сравнению применения визуальной и вибротактильной ОС в нейроинтерфейсе.

Эксперимент состоял из двух сессий, проводимых в разные дни (рисунок 12). Во время всех экспериментальных сессий испытуемый располагался в удобном кресле с подлокотниками и подставкой для ног. В ходе сессий испытуемый с короткими паузами непрерывно исполнял ментальные задачи в ответ на команды (ВМО правой руки, ВМО левой руки, покой), предъявляемые на мониторе.

Целью первой сессии было обучение испытуемого кинестетическому ВМО с акцентированием внимания на тактильных ощущениях. Испытуемому предлагалось использовать движение кистью руки, задействующее все пальцы. Успешность освоения ВМО определялась по степени десинхронизации сенсомоторного ритма, анализ которой проводился после каждой тренировки. Если десинхронизация при ВМО возрастала более чем на 50% от состояния покоя, испытуемый считался успешно освоившим ВМО. В случае нескольких неудачных попыток процедура повторялась со сменой выбранного типа движения рукой. Испытуемые, успешно освоившие ВМО, допускались на вторую сессию эксперимента.

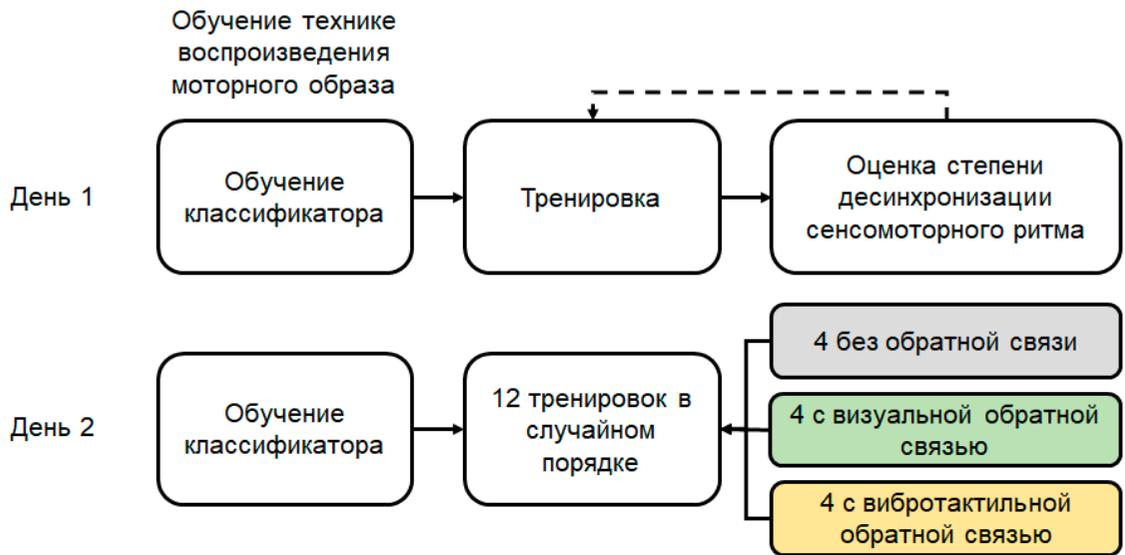


Рисунок 12. Схема эксперимента сравнения визуальной и вибротактильной ОС. Пунктирной линией отмечено возможное повторение тренировки при отсутствии необходимой для стабильного ВМО степени десинхронизации СМР (выше 50%) у испытуемых.

Вторая экспериментальная сессия представляла собой 12 тренировок работы испытуемого с нейроинтерфейсом: по 4 тренировки для каждого типа ОС и 4 тренировки без ОС. Порядок используемого типа ОС во время тренировок определялся случайным образом. Тренировка включала 10 повторений каждой команды, предъявляемых в случайном порядке. В конце предъявления подавалась обратная связь согласно схеме, представленной на рисунке 13.

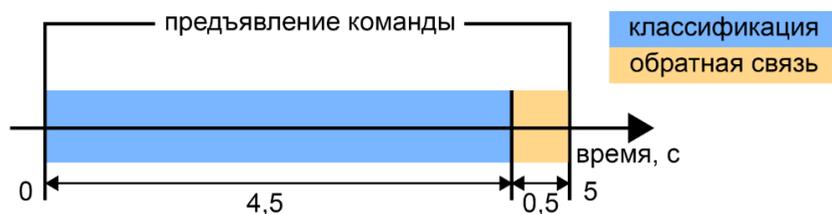


Рисунок 13. Схема предъявления обратной связи.

3.4.1. Результаты тренировки с визуальной и тактильной ОС в контуре идеомоторного нейроинтерфейса

Все испытуемые прошли первую сессию эксперимента, показав во время ВМО десинхронизацию СМР выше 50% на электродах С3 (для ВМО правой руки) и С4 (для ВМО левой руки). У четырёх испытуемых максимальная степень десинхронизации СМР наблюдалась на частоте 12 Гц, у одного на 14 Гц. Большинство испытуемых в качестве движения для формирования моторного образа выбрали “перебор пальцами”. Ни один из испытуемых не выразил желания сменить тип моторного образа в процессе эксперимента. На второй сессии эксперимента были получены данные точности классификации ВМО рук и покоя для разных типов обратных связей (рисунок 14).

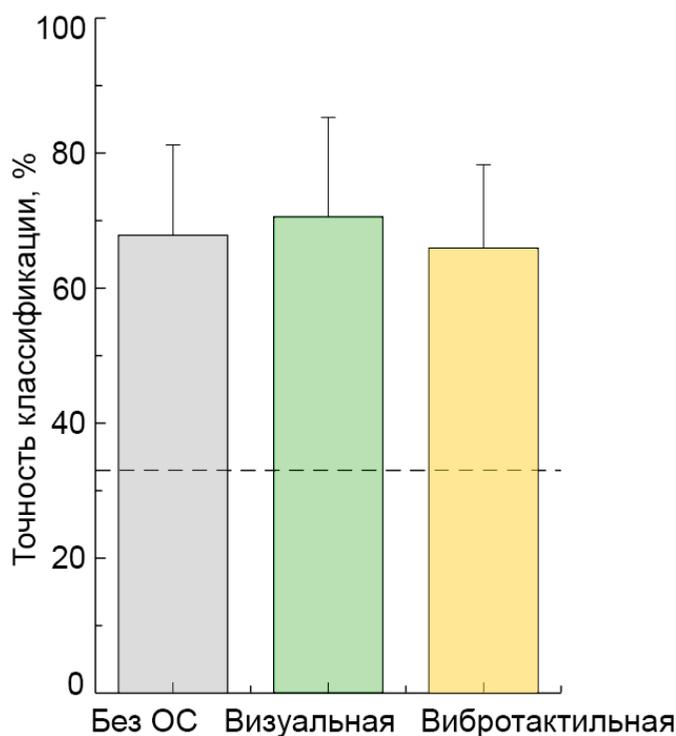


Рисунок 14. Точность онлайн классификации при одновременном распознавании 3 классов: ВМО правой, левой руки и покой. Уровень случайного распознавания показан пунктирной линией. Указаны средние значения и стандартные отклонения для всех испытуемых ($n = 5$).

Точность распознавания при классификации трех состояний (ВМО правой, левой руки и покой) в контуре нейроинтерфейса без обратной связи для всех испытуемых превышала случайный уровень (33% для трех состояний) – и составила $67,8 \pm 13,4\%$ (среднее \pm стандартное отклонение). На рисунке 13 видно, что включение визуальной и вибротактильной ОС в контур нейроинтерфейса достоверно не изменило ($p = 0,669$) точность распознавания ментальных задач в среднем для всех испытуемых ($70,5 \pm 14,8\%$ для визуальной и $65,9 \pm 12,4\%$ для тактильной ОС).

В таблице 2 представлены результаты по оценке точности классификации для разных типов ОС для всех испытуемых. Из таблицы 2 видно, что у трех (GCH, KP, TI) из 5 испытуемых не было обнаружено различий в точности классификации при использовании различных вариантов ОС и без ОС. У одного испытуемого (OL в таблице) использование вибротактильной ОС привело к снижению точности классификации в сравнении с двумя другими вариантами тренировки с нейроинтерфейсом. Ещё одному испытуемому (DB в таблице) использование визуальной ОС позволило повысить процент правильных распознаваний классификатором команд, по сравнению с отсутствием ОС и вибротактильной ОС.

Таблица 2. Индивидуальные значения точности классификации. Приведены средние значения со стандартным отклонением. Пометки: * – статистически значимо отличается от отсутствия ОС, # – статистически значимо отличается от визуальной ОС, ^ – статистически значимо отличается от вибротактильной ОС ($p < 0,05$).

Испытуемый	Без ОС, %	Визуальная ОС, %	Вибротактильная ОС, %
OL	$87,5 \pm 9,2$	$89,2 \pm 9,6$	$70,8 \pm 11,0^{* \#}$
GCH	$55,0 \pm 13,5$	$55,8 \pm 12,9$	$55,8 \pm 9,6$
KP	$75,0 \pm 8,8$	$76,7 \pm 7,2$	$85,0 \pm 5,8$
DB	$58,3 \pm 13,7$	$75,8 \pm 6,9^{* \wedge}$	$55,5 \pm 23,7$
TI	$63,3 \pm 6,1$	$55,0 \pm 6,4$	$62,5 \pm 11,0$

При исследовании динамики точности классификации от номера тренировки при разных типах ОС (рисунок 15) не было выявлено статистически достоверных различий ($p = 0,070$). Субъективные оценки испытуемых говорят о непривычности вибротактильного типа ОС при первой тренировке с ней. При этом все испытуемые во второй тренировке с вибротактильной ОС смогли продемонстрировать улучшение в работе с нейроинтерфейсом по средним результатам классификации. Однако по графику также видно, что любые различия в результатах средних значений несущественны ввиду большого разброса данных.

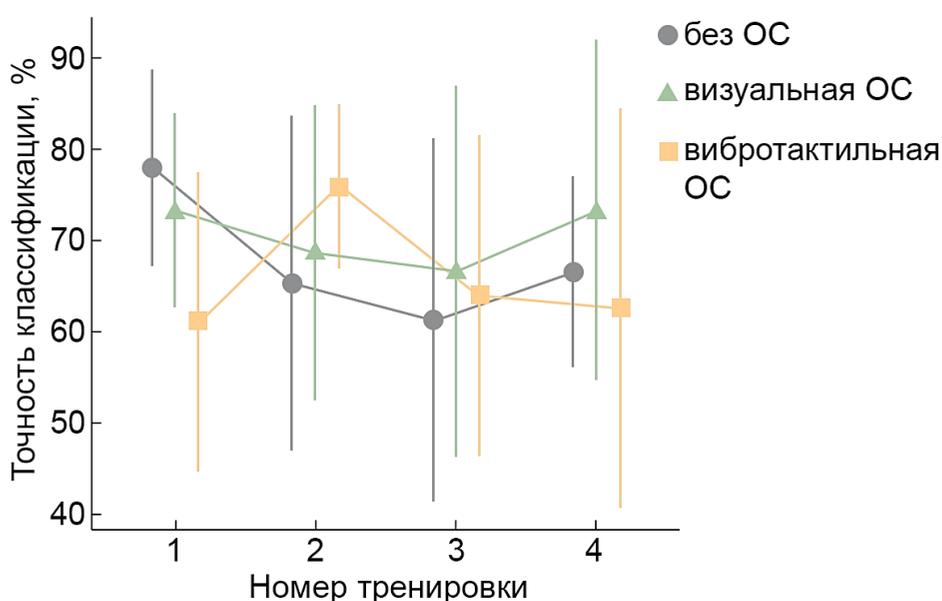


Рисунок 15. Изменение точности классификации в зависимости от номера тренировки для различных вариантов ОС. Фигуры – среднее значение по всем испытуемым; вертикальные линии – стандартное отклонение ($n = 5$).

Для анализа различий в степени десинхронизации СМР, формируемой в процессе использования нейроинтерфейса с разными типами ОС были выбраны электроды С3 и С4, так как именно на этих электродах у всех испытуемых наблюдался максимум десинхронизации СМР на всех этапах эксперимента (рисунок 16).

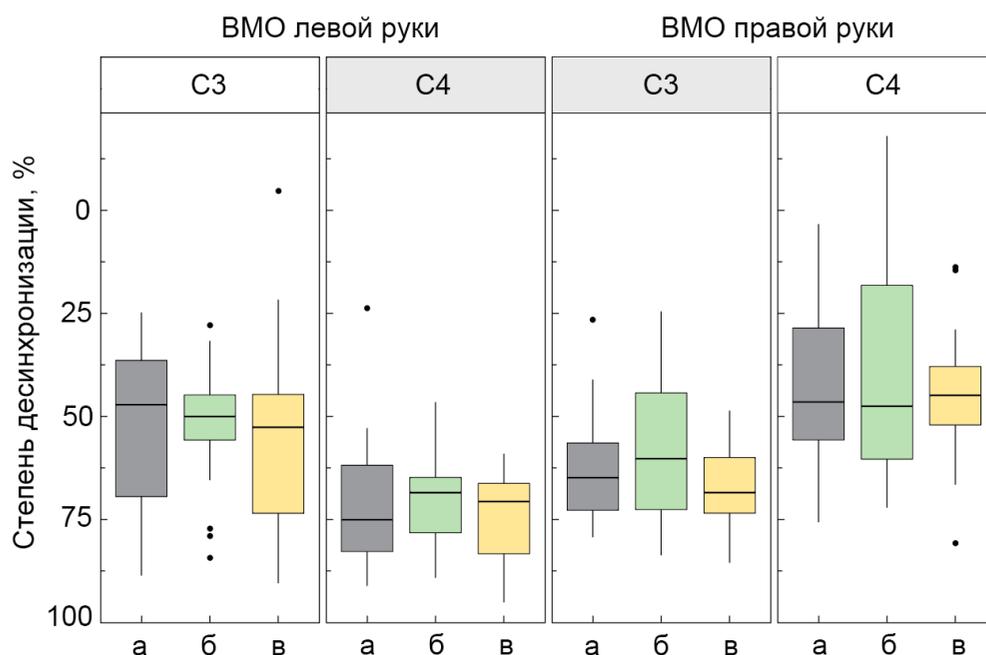


Рисунок 16. Степень десинхронизации СМР для электродов С3 и С4 при ВМО левой и правой руки для всех испытуемых ($n = 5$) с различными типами ОС: а – без ОС; б – визуальная ОС; в – вибротактильная ОС. Серым выделены электроды, расположенные над представительством соответствующей руки на моторной коре головного мозга. На графике отмечены: жирной горизонтальной линией – медиана, первый и третий квартили горизонтальными линиями, вертикальными линиями – полтора межквартильных расстояния, точками – выбросы.

По результатам анализа изменения степени десинхронизации СМР во время выполнения испытуемыми ВМО не было выявлено статистически значимых различий между визуальной, вибротактильной ОС и тренировками без ОС. Однако полученные результаты демонстрируют общий характер формирования десинхронизации СМР при выполнении ВМО. Стоит отметить, что для ВМО левой руки характерным было формирование наибольшей степени десинхронизации СМР на электроде С4, соответствующем области представительства левой руки на первичной моторной коре и соматосенсорной коре головного мозга. И соответственно для ВМО правой руки наибольшая десинхронизация СМР формировалась на противоположном электроде – С3. На рисунке 16 часть

измерений пересекает значение 0% и уходит в отрицательные величины, подобные измерения отражают синхронизацию ритмов при ВМО относительно покоя.

Динамика изменения степени десинхронизации от номера записи анализировалась для электрода С3 при ВМО правой руки и для электрода С4 при ВМО левой руки и представлена на рисунке 17. Как можно видеть из графика, очень большой размах стандартных отклонений не позволяет выявить какие-либо эффекты в динамике процесса тренировки с разными вариантами ОС. По результатам изменений степени десинхронизации СМР представленным на рисунках 16 и 17, в проведенном исследовании достоверной разницы между типами ОС не было обнаружено.

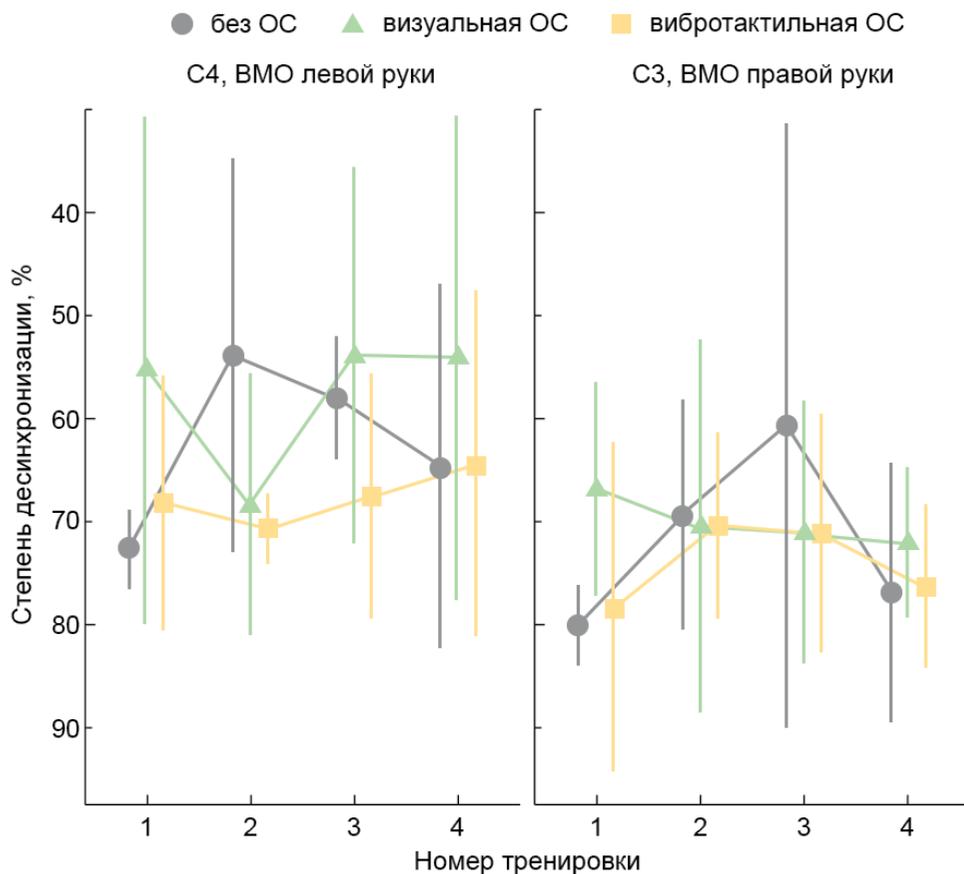


Рисунок 17. Изменение степени десинхронизации для электродов С3 и С4 при ВМО правой и левой руки соответственно в зависимости от номера записи для различных вариантов ОС. Фигуры – среднее значение по всем испытуемым; вертикальные линии – стандартное отклонение (n = 5).

ВМО правой руки вызывало контралатеральную десинхронизацию ВМО с максимумом в районе электрода С3 вне зависимости от типа используемой ОС. ВМО левой руки вызывало как контр-, так и ипсилатеральную десинхронизацию СМР. Вероятно, это связано с тем, что у всех испытуемых правая рука была ведущей по результатам опросника мануальной асимметрии. Согласно представленным в литературе результатам (Willems R. M. et al., 2009) активация моторной коры во время ВМО у людей ассиметрична и зависит от имеющихся привычек, таким образом у правшей более выражена активация моторной коры левого полушария, а у левшей – правого.

Стоит отметить, что подача ОС в данном исследовании осуществлялась в конце выполнения команды испытуемым, а все тренировки были перемешаны случайным образом, и при таких условиях отсутствие каких-либо эффектов, оказываемых на точность классификации и степень десинхронизации СМР подтверждается схожими исследованиями в области ОС (Kauhanen et al., 2006). Однако подобный результат демонстрирует отсутствие негативного влияния вибротактильной ОС (подаваемой на предплечья для задач ВМО рук и на шею для задачи покой) на процесс выполнения команд испытуемым в сравнении с отсутствием ОС и с визуальной ОС. А значит такое расположение и интенсивность стимуляции вибромоторов, использованные в данном исследовании могут быть использованы без причинения неудобств людям, а при подборе наилучших параметров подачи могут потенциально улучшить результаты.

Представленные результаты опубликованы в работе: Лукоянов М. В., Гордлеева С.Ю., Пимашкин А.С., Григорьев Н.А., Савосенков А.О., Мотайло А., Казанцев В.Б., Каплан А.Я. Эффективность интерфейсов мозг-компьютер на основе представления движений с тактильной и визуальной обратной связью //Физиология человека. – 2018. – Т. 44. – №. 3. – С. 53-61.

3.5. Сравнение влияния динамической вибротактильной ОС и динамической визуальной ОС в идеомоторном нейроинтерфейсе на изменение СМР

В данной главе диссертационной работы вводится другая организация подачи ОС. Рассматривается предъявление испытуемому ОС не после завершения выполнения им ВМО, а непосредственно в процессе совершения ВМО. Такой тип подачи ОС был назван динамическим. В главе представлены результаты нейрофизиологического эксперимента по сравнению влияния динамических визуальной и вибротактильной ОС в идеомоторном нейроинтерфейсе на СМР испытуемых.

Эксперимент состоял из 3 сессий, каждая из которых проводилась в отдельный день (рисунок 18). В первой сессии эксперимента проводилось обучение испытуемых кинестетическому ВМО в ходе не менее чем трех тренировок. Между тренировками испытуемый мог отдохнуть в течение необходимого для него времени.

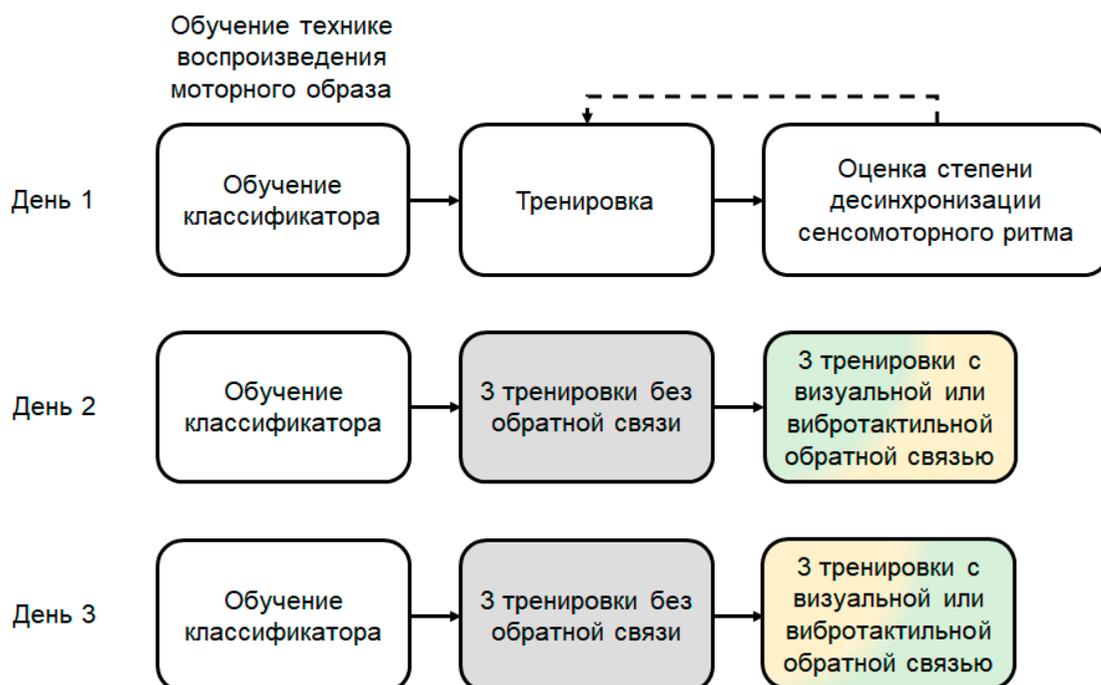


Рисунок 18. Схема проведения эксперимента. Пунктирной стрелкой указан цикл проверки усвоения испытуемым техники кинестетического ВМО.

Вторая и третья сессии эксперимента проводились для оценки точности классификации и степени десинхронизации СМР при работе испытуемого в контуре нейроинтерфейса с различными вариантами ОС. Каждая из этих сессий включала: 3 тренировки без предъявления ОС и 3 тренировки с предъявлением либо динамической визуальной, либо динамической вибротактильной ОС. Для половины испытуемых динамическая визуальная ОС была представлена во второй сессии, а динамическая вибротактильная в третьей, и наоборот, для остальных. Визуальная и вибротактильная динамические ОС предъявлялись по одной схеме, представленной на рисунке 19. На протяжении всего времени предъявления команды, ОС подавалась короткими стимулами по 200 мс, всего за одно предъявление максимально можно было получить 7 стимулов, при правильной классификации ментальной задачи в течении всех семи сегментов.

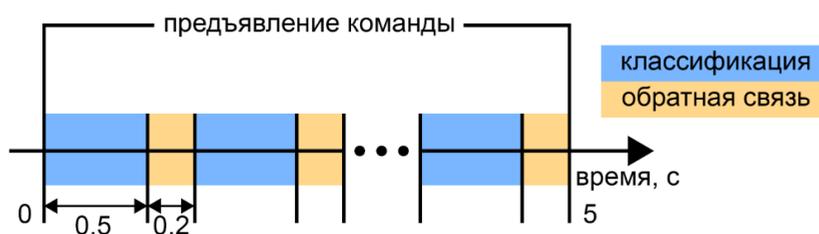


Рисунок 19. Схема предъявления динамической ОС.

3.5.1. Результаты сравнения влияния динамической вибротактильной ОС и динамической визуальной ОС в идеомоторном нейроинтерфейсе на изменение СМР

Анализ результативности работы испытуемых в контуре идеомоторного нейроинтерфейса показал, что в течении трех экспериментальных сессий у всех испытуемых максимум десинхронизации СМР наблюдался в отведениях С3 и/или С4 при ВМО правой и левой руки соответственно. Значения десинхронизации СМР в диапазоне от 11 до 14 Гц превышали снижение мощности спектра ЭЭГ в 50% от уровня этой величины в состоянии покоя.

Групповой анализ оценок точности классификации периодов ВМО не выявил различий между четырьмя тестовыми экспериментальными условиями: контрольное тестирование без ОС перед тестированием с визуальной ОС, тестирование с визуальной ОС, контрольное тестирование без ОС перед тестированием с вибротактильной ОС, тестирование с тактильной ОС ($p = 0,14$). Средняя точность классификации по всем экспериментальным состояниям составила 61,07% (стандартное отклонение 24,5). В результате проведенных экспериментов трем (ООМ, KLV, PEM – таблица 3) из шести испытуемых введение ОС в контур нейроинтерфейса позволило улучшить показатели точности классификации. У двоих из этих испытуемых (ООМ и KLV) увеличение точности классификации наблюдалось только при использовании визуальной ОС, у одного – только при тактильной ОС.

Таблица 3. Точность классификации периодов ВМО рук при использовании различных вариантов ОС (ОС; среднее±стандартное отклонение). Пометки: * – статистически значимое отличие от контроля ($p < 0,05$).

Испытуемый	Без визуальной ОС, %	Визуальная ОС, %	Без вибротактильной ОС, %	Виброактивная ОС, %
TIV	56,7±25,7	54,3±26,0	57,5±26,3	59,0±26,5
ООМ	57,6±18,8	64,4±24,1*	64±22,9	60,6±26,7
SAV	55,2±31,9	57,3±21,1	60,8±24,9	66,0±20,8
KLV	54,3±21,6	61±19,7*	61,0±24,6	67,0±22,3
RAD	52,7±24,4	55,7±24,2	55,9±26,5	63,3±26,9
PEM	75,9±15,7	71,1±19,2	58,3±26,2	72,9±19,6*
Среднее	58,7±24,8	60,6±23,2	59,5±25,3	65,3±24,2

Для анализа различий в степени десинхронизации ЭЭГ в четырех тестовых экспериментальных состояниях были выбраны отведения ЭЭГ С3 и С4, поскольку у всех испытуемых в этих позициях наблюдался максимум десинхронизации при представлении движений. Сравнительный анализ показал, что при использовании вибротактильной ОС десинхронизация сенсомоторного ритма на ЭЭГ статистически значимо отличается от контроля (отсутствие ОС) для отведения С3 при ВМО как правой, так и левой руки (рисунок 20, верхний ряд). Кроме того, для

ВМО левой руки статистически достоверные различия в десинхронизации СМР на ЭЭГ наблюдалась и в отведении С4. Для правой руки медиана величины степени десинхронизации СМР при использовании динамической вибротактильной ОС на электроде С3 составила 81,60%, на электроде С4 – 44,77%, против отсутствия ОС: на электроде С3 – 75,12%, на С4 – 34,49%. Для левой руки медиана величины степени десинхронизации СМР при использовании динамической вибротактильной ОС на электроде С3 составила 56,56%, на электроде С4 – 65,78%, против отсутствия ОС: на электроде С3 – 51,21%, на С4 – 48,96%.

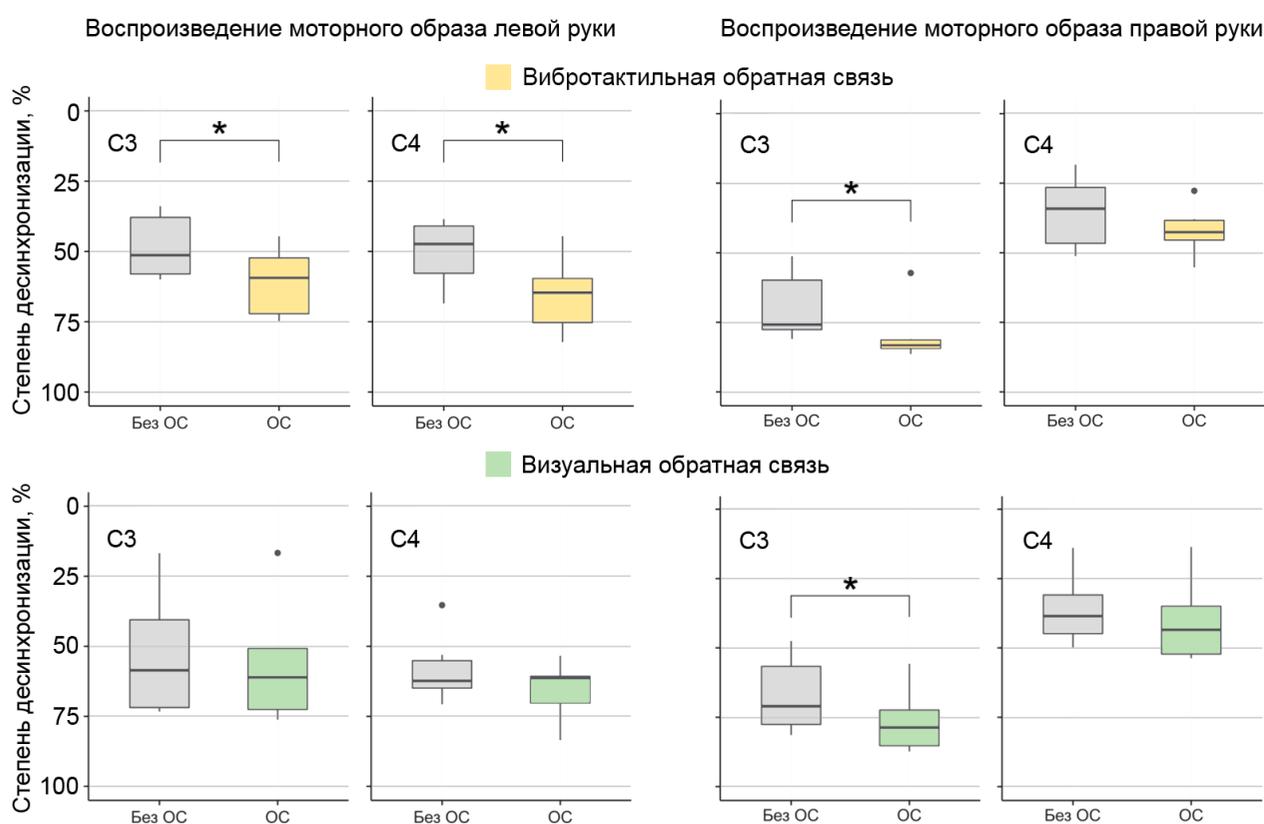


Рисунок 20. Сравнение степени десинхронизации при ВМО на электродах С3 и С4 в контуре нейроинтерфейса без ОС, с динамической вибротактильной ОС и с динамической визуальной ОС (n = 18). На графике отмечены первый и третий квартили горизонтальными линиями, жирной линией – медиана, вертикальными линиями – полтора межквартильных расстояния, точками – выбросы. Статистически достоверные различия обозначены звездочкой (тест Манна-Уитни, $p < 0,05$).

При использовании визуальной ОС степень десинхронизации СМР статистически достоверно отличалась от контроля только при представлении движений правой рукой в контрлатеральном полушарии – отведение СЗ (рисунок 20, нижний ряд). Для правой руки медиана величины степени десинхронизации СМР при использовании динамической визуальной ОС на электроде СЗ составила 78,84%, на электроде С4 – 44,00%, против отсутствия ОС: на электроде СЗ – 70,63%, на С4 – 38,85%. Для левой руки медиана величины степени десинхронизации СМР при использовании динамической визуальной ОС на электроде СЗ составила 61,29%, на электроде С4 – 61,86%, против отсутствия ОС: на электроде СЗ – 58,56%, на С4 – 61,43%.

Представленные результаты опубликованы в работе: Лукоянов М. В., Гордлеева С.Ю., Григорьев Н.А., Савосенков А.О., Лотарева Ю.А., Пимашкин А.С, Каплан А.Я. Изучение характеристик интерфейса мозг-компьютер на основе представления движений с быстродействующей тактильной обратной связью //Вестник Московского университета. Серия 16. Биология. – 2018. – №. 4. – С. 269-276.

3.5.2. Обсуждение эффективности динамической вибротактильной ОС

Снижение средней точности классификации ВМО по паттернам ЭЭГ в четвертой экспериментальной серии до 61% можно объяснить тем, что фактом правильной классификации в данном случае считалось обнаружение статистически значимого снижения мощности СМР на сегменте ЭЭГ длительностью 500 мс, что в несколько раз короче отрезков, используемых для классификации в большинстве работ данного направления. Стандартная длительность временных отрезков, после которых происходит принятие решение классификатором варьирует от 3 до 6 секунд, и с уменьшением длительности отрезка сигнала для анализа снижается и точность классификации при прочих равных (Thomas et al., 2013). В частности, в третьей экспериментальной серии с использованием сегментов ЭЭГ

длительностью 4,5 с и аналогичного алгоритма классификации, средняя точность действительно была выше и достигала 65,9–70,5% для всех испытуемых в различных экспериментальных условиях. Тем не менее разница в значениях степени десинхронизации СМР при использовании динамической вибротактильной ОС в сравнении с ее отсутствием оказалась значительнее, чем в третьей экспериментальной серии, где ОС предъявлялась в конце предъявления. Эти данные свидетельствуют о большем потенциале применения нейроинтерфейса с динамическим вибротактильным подкреплением для целей нейрореабилитации, ввиду генерации более высокой десинхронизации СМР, которая является показателем активности моторной коры головного мозга человека.

Поскольку кинестетическое ВМО осуществляется сознательным усилием испытуемого, то для формирования навыка важна оперативная осведомленность человека об эффективности каждого его мысленного усилия. В этом случае можно ожидать выработки навыка, способствующего формированию пластических перестроек в коре головного мозга. В этом контексте детектируемые, пусть и с несколько меньшей надежностью, но самые первые физиологические проявления активации моторной коры в виде десинхронизации СМР и предъявляемые человеку с помощью нейроинтерфейса в виде сигналов ОС, могут быть максимально эффективным подкреплением в целях восстановления двигательного навыка. Если же подавать ОС только после накопления данных о проявлении десинхронизации СМР на большом сегменте ЭЭГ (в течение нескольких секунд), то образование связи между активацией моторной коры и ее подкреплением, очевидно, может быть существенно ослаблено или вовсе потеряно.

Таким образом, в четвертой экспериментальной серии, во-первых, было показано, что на основе вибротактильной ОС можно создать контур нейроинтерфейса с оперативным подкреплением ВМО, а во-вторых, подтверждено, что разработанный идеомоторный нейроинтерфейс с динамической вибротактильной ОС работает не хуже, чем с визуальной ОС аналогичной структуры предъявления. Наконец, было показано, что использование коротких отрезков ЭЭГ (500 мс) позволяет с приемлемой для целей идеомоторной

тренировки точно классифицировать на ЭЭГ изменения, характерные для кинестетического ВМО.

3.6. Оценка физиологических характеристик ВМО при использовании динамической вибротактильной ОС

В данной главе диссертационной работы было исследовано влияние тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС на возбудимость моторной коры головного мозга. Кроме того, исследовалось влияние вибростимуляции с параметрами динамической ОС подаваемой без ВМО на десинхронизацию СМР и возбудимость моторной коры головного мозга.

Эксперимент состоял из четырех сессий каждая из которых проходила в отдельный день: обучение испытуемых ВМО, тренировки с нейроинтерфейсом без ОС, контрольная сессия и тренировки с нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС (рисунок 21). Чтобы уменьшить влияние результатов сессий друг на друга, интервал между ними составлял не менее трех дней. Во время каждой сессии испытуемые сидели в удобном кресле, держа обе руки на подлокотниках. Тренировки с нейроинтерфейсом включали в себя 10 повторений трех команд в случайном порядке: ВМО правой руки, ВМО левой руки и покой. Измерение МВП проводили через 30 мин после последней в серии тренировки с нейроинтерфейсом.

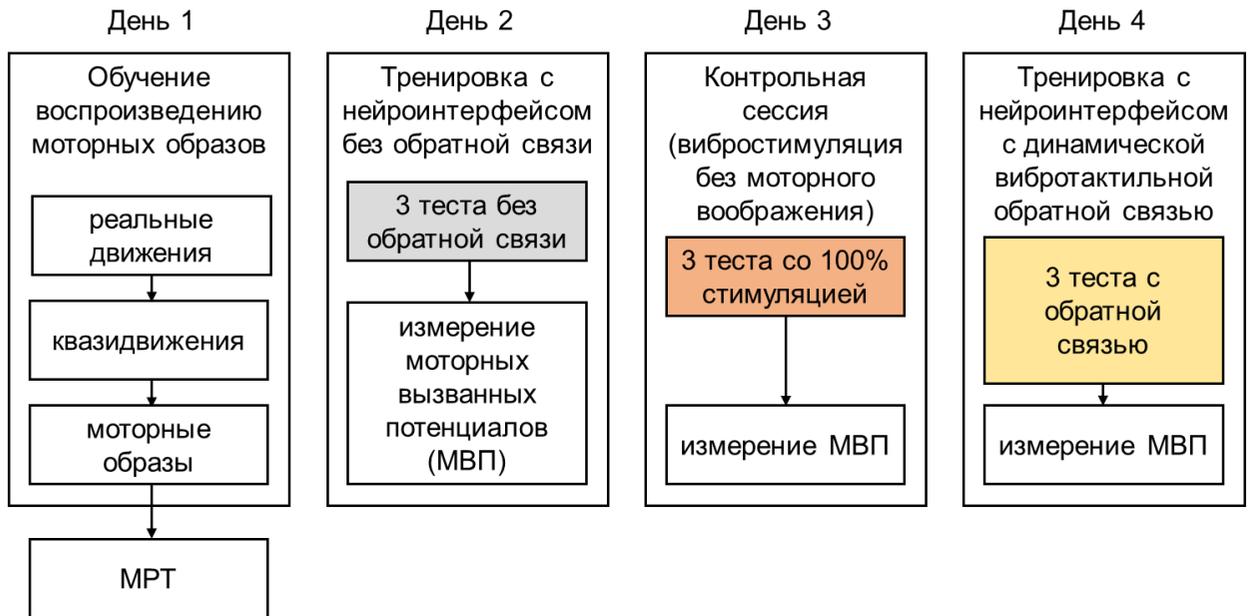


Рисунок 21. Схема эксперимента. Между экспериментальными днями у каждого испытуемого был перерывы более 1 недели.

Все испытуемые во время обучения и далее в эксперименте использовали в качестве целевого движения для ВМО сжатие руки в кулак. Успешно обученные испытуемые проходили МРТ головы для дальнейшего использования снимков для точного позиционирования ТМС при измерении МВП.

Во второй сессии испытуемые проходили тренировки с нейроинтерфейсом без ОС. Эта сессия состояла из обучения классификатора, трех тренировок и измерения МВП. Точка стимуляции ПСП для каждого испытуемого определялась во время второй сессии, фиксировалась навигатором и использовалась в последующие дни. Схема установки и расположения ЭМГ электродов на испытуемом представлена на рисунке 22.

Третья сессия проводилась для контроля влияния приложения вибростимуляции без ВМО на десинхронизацию СМР. После обучения классификатора испытуемые проходили три тренировки с нейроинтерфейсом, при этом они не совершали ВМО и оставались в состоянии покоя независимо от предъявленной команды. Испытуемым подавалась динамическая вибротактильная

ОС, как если бы все команды классифицировались со 100% точностью. После тренировок производилось измерение МВП.

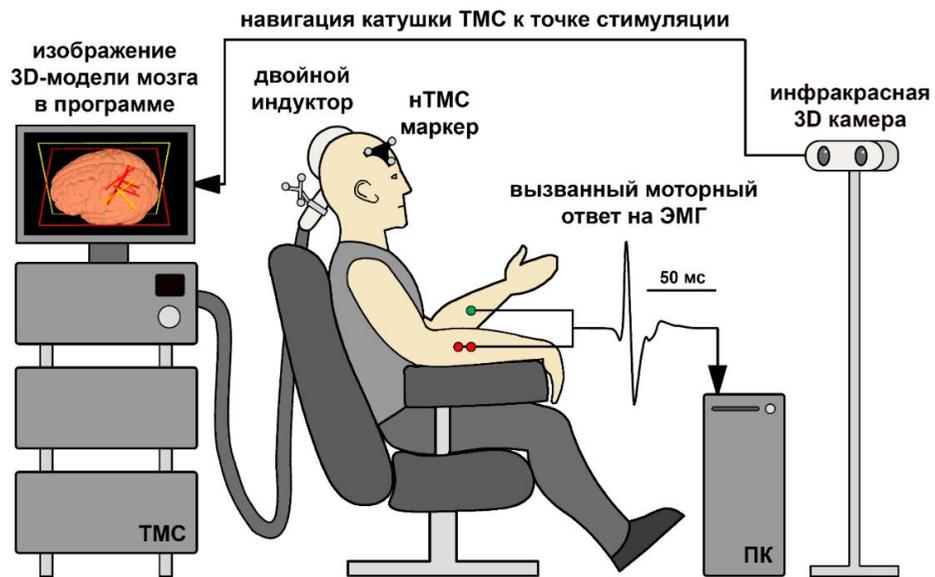


Рисунок 22. Схема экспериментальной установки во время определения вызванных моторных ответов. При стимуляции ТМС моторной коры головного мозга испытуемого возникал МВП на ПСП, амплитуда которого фиксировалась с помощью ЭМГ.

В четвертой сессии испытуемые проходили три тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС, после чего проводилось измерение МВП (рисунок 23).

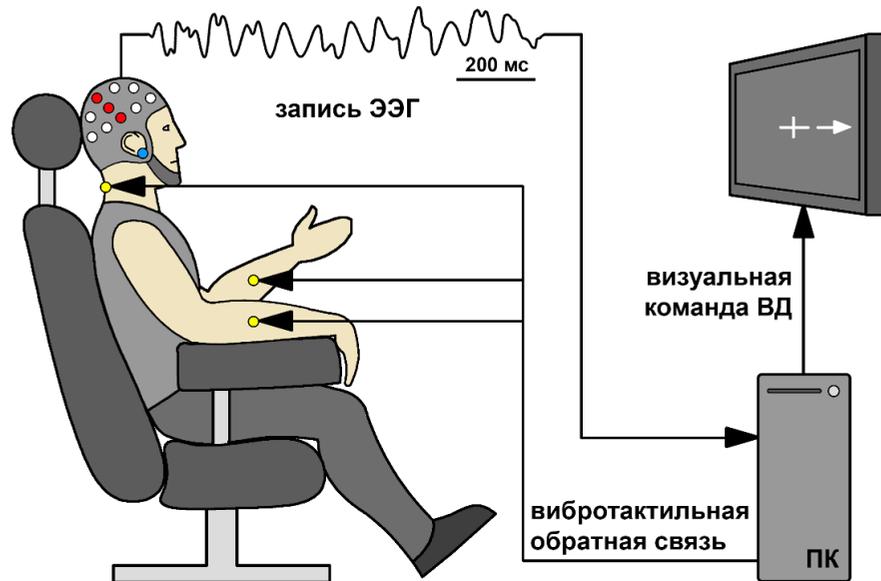


Рисунок 23. Схема установки пятой экспериментальной серии при работе испытуемого с нейроинтерфейсом. Подача ОС осуществляется в ответ на правильную классификацию ВМО в ответ на команду на мониторе.

3.6.1. Результаты оценки физиологических характеристик ВМО при использовании динамической вибротактильной ОС

Для изучения влияния тренировки с нейроинтерфейсом на основе вибротактильной ОС на активацию сенсомоторной коры во время ВМО, в эксперименте использовались три характеристики: точность классификации (эффективность работы нейроинтерфейса), степень десинхронизации сенсомоторного ритма (показатель активности моторной коры головного мозга) и амплитуды МВП (показатель возбудимости коры головного мозга).

3.6.1.1. Точность классификации в идеомоторном нейроинтерфейсе с динамической вибротактильной ОС

Точность классификации трех команд при тренировке испытуемых с нейроинтерфейсом сравнивалась для двух вариантов: с динамической

вибротактильной ОС и без ОС (рисунок 24). Все испытуемые в обоих вариантах тренировок показали результаты выше уровня случайного срабатывания. Динамическая вибротактильная ОС, подаваемая в процессе тренировки, не привела к статистически значимым изменениям точности. Для тренировки без ОС средняя точность составила 61% (стандартная ошибка среднего = 2,51%, $n = 10$), в диапазоне от 51,7% до 76,2%. С динамической вибротактильной ОС средняя точность составила 61,5%, (стандартная ошибка среднего = 2,75%, $n = 10$), в диапазоне от 45,1% до 72,6%.

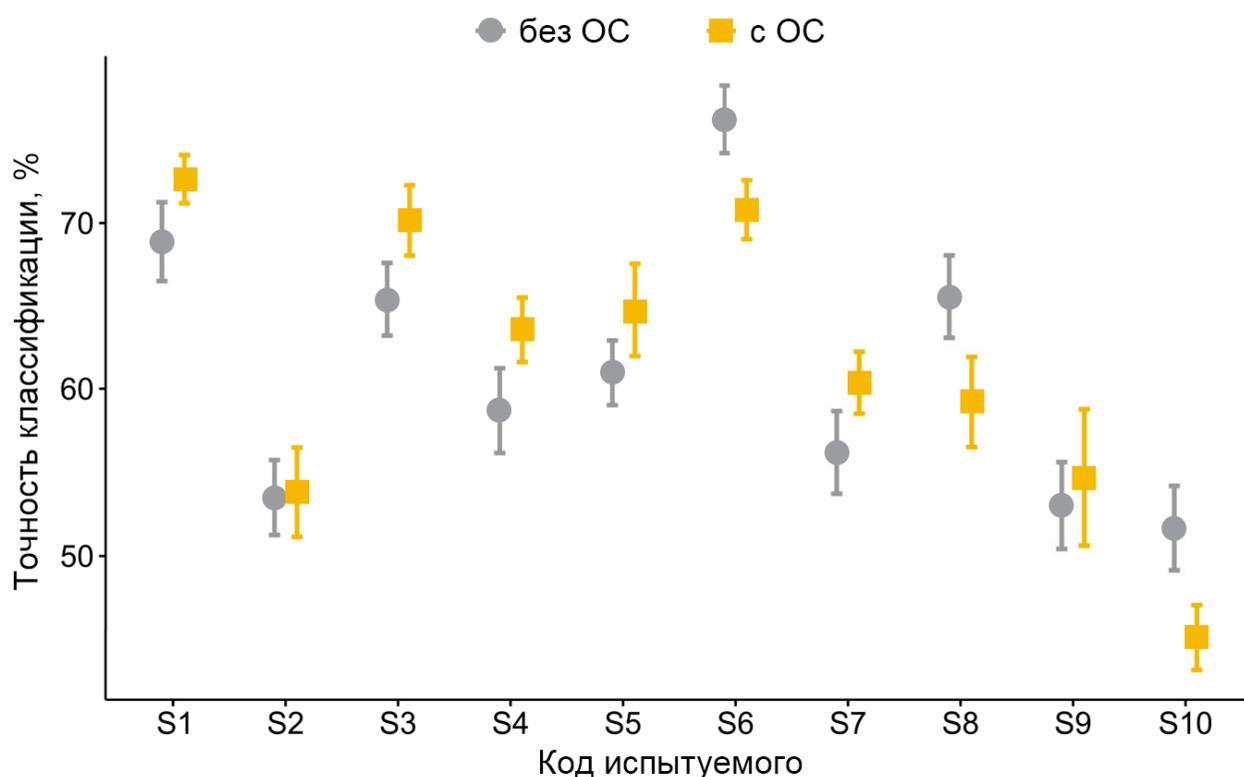


Рисунок 24. Средняя точность классификации по результатам трех тренировок для каждого испытуемого ($n=20$). Фигурой обозначено среднее значение, отрезки обозначают стандартную ошибку среднего.

3.6.1.2. Степень десинхронизации СМР во время ВМО

На рисунке 25 представлены пиковые уровни десинхронизации на электродах С3 и С4 для всех вариантов тренировок. Максимальная степень

десинхронизации в сессии контроля влияния вибростимуляции составила 59,2% и 62,7% для электродов С3 и С4 соответственно и статистически отличались от двух других вариантов тестирования ($p < 0,01$). Для степени десинхронизации СМР на электроде С3 во время ВМО правой руки не было обнаружено статистически значимых различий при сравнении с тестированиями без ОС (82,1%) и с динамической вибротактильной ОС (86%) ($p = 0,193$). Однако применение динамической вибротактильной ОС при ВМО левой руки вызывало увеличение десинхронизации СМР (89,7%) в сравнении с отсутствием ОС (84,5%, $p = 0,027$).

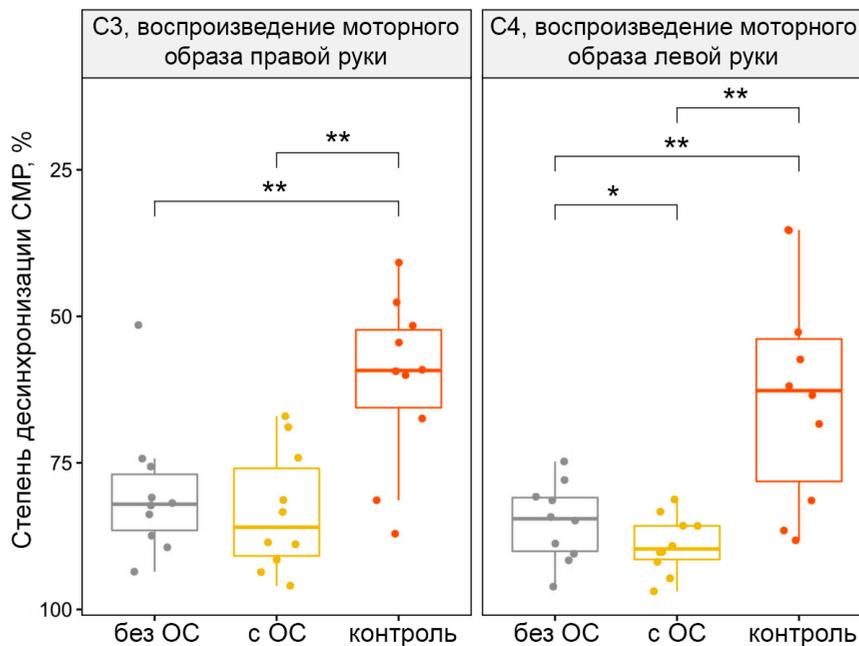


Рисунок 25. Степень десинхронизации СМР при ВМО правой и левой руки для электродов на контралатеральных полушариях С3 и С4 соответственно ($n = 10$).

Выделенные горизонтальные линии – медианы, линии выше и ниже – 1 и 3 квантили, вертикальные линии – полуторные межквартильные расстояния, точками отмечены индивидуальные данные испытуемых. Статистически значимые различия отмечены звездочками: * - $p < 0,05$, ** - $p < 0,01$.

На рисунке 26 представлены индивидуальные значения степени десинхронизации СМР на электродах С3 и С4 для всех испытуемых при ВМО с динамической вибротактильной ОС и без ОС. У трех испытуемых S4, S6, S8 было выявлено статистически значимое увеличение десинхронизации СМР как для правой, так и для левой руки при наличии ОС. У испытуемых S1, S2 и S5 ОС приводила к достоверному возрастанию десинхронизации СМР только для одной из рук (S1, S2 – для правой руки, S5 – для левой). Данные испытуемых S9 и S10 не показали существенных изменений степени десинхронизации СМР от наличия ОС. Динамическая вибротактильная ОС вызвала значительное снижение степени десинхронизации СМР для S3 при ВМО левой руки и для S7 при ВМО правой руки.

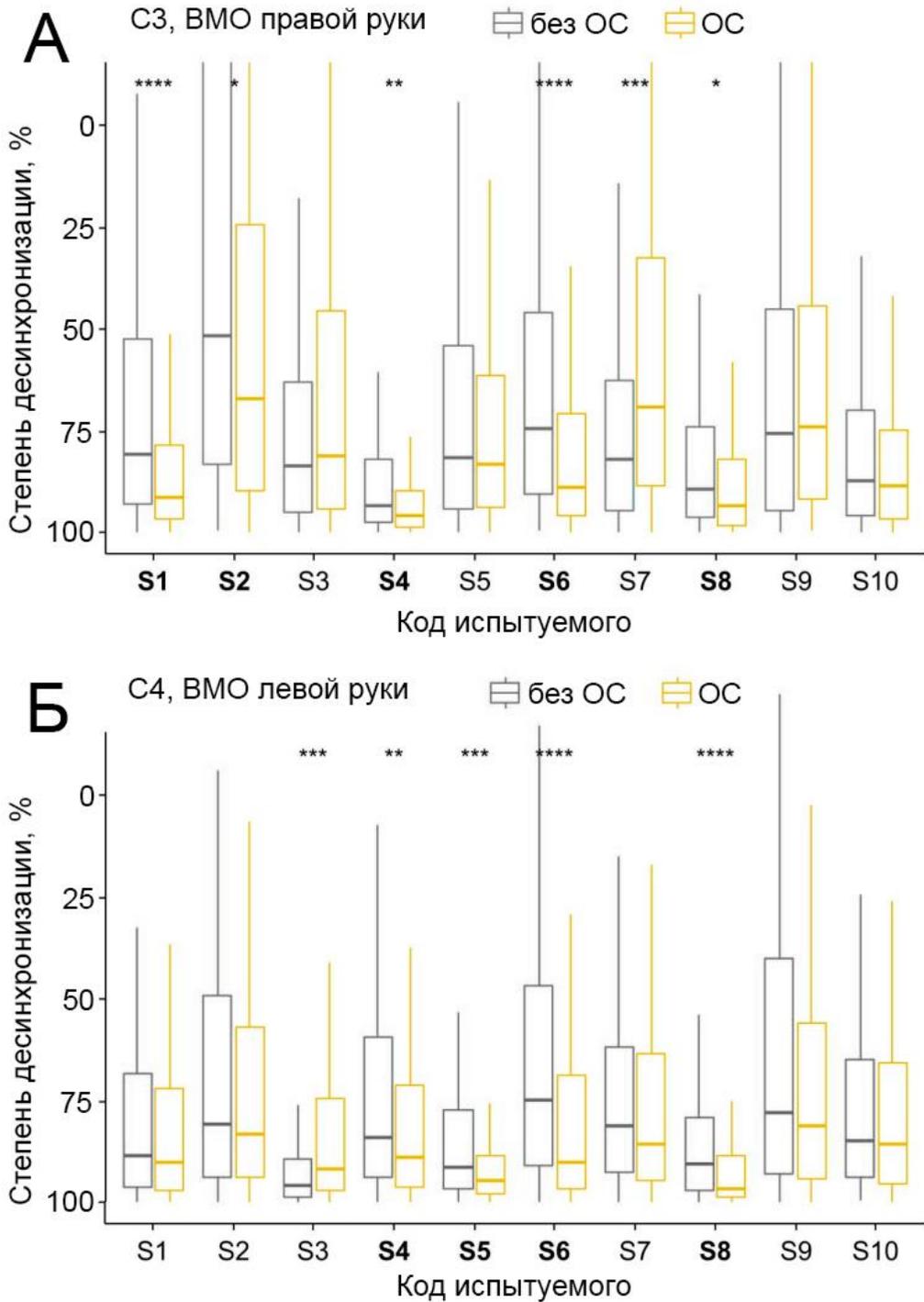


Рисунок 26. Сравнение значений степени десинхронизации СМР при ВМО. А – ВМО правой руки на контралатеральном электроде С3 с динамической вибротактильной ОС. Б – ВМО левой руки на электроде С4 с вибротактильной ОС у всех испытуемых. Выделенные горизонтальные линии – медианы, линии выше и ниже – 1 и 3 квантили, вертикальные линии – полуторные межквартильные расстояния. *- $p < 0,05$; **- $p < 0,01$; ***- $p < 0,001$; ****- $p < 0,0001$.

3.6.1.3. Измерение МВП после тренировки с идеомоторным нейроинтерфейсом

Значения амплитуд МВП, зарегистрированных во время ВМО, были нормированы на значения амплитуд МВП, полученных при стимуляции моторной коры головного мозга испытуемых в покое. ВМО сжимания пальцев правой руки в кулак при ТМС моторной коры приводило к достоверному ($p < 0,001$) увеличению амплитуды МВП в ПСП правой кисти у всех испытуемых после всех вариантов тренировочных сессий с медианными значениями от 216% до 311% от референтного состояния «покоя». На рисунке 27 представлены графики изменения абсолютного значения МВП у всех испытуемых после трех экспериментальных сессий с разными параметрами тренировки: без ОС, с динамической вибротактильной ОС и после контроля влияния вибростимуляции.

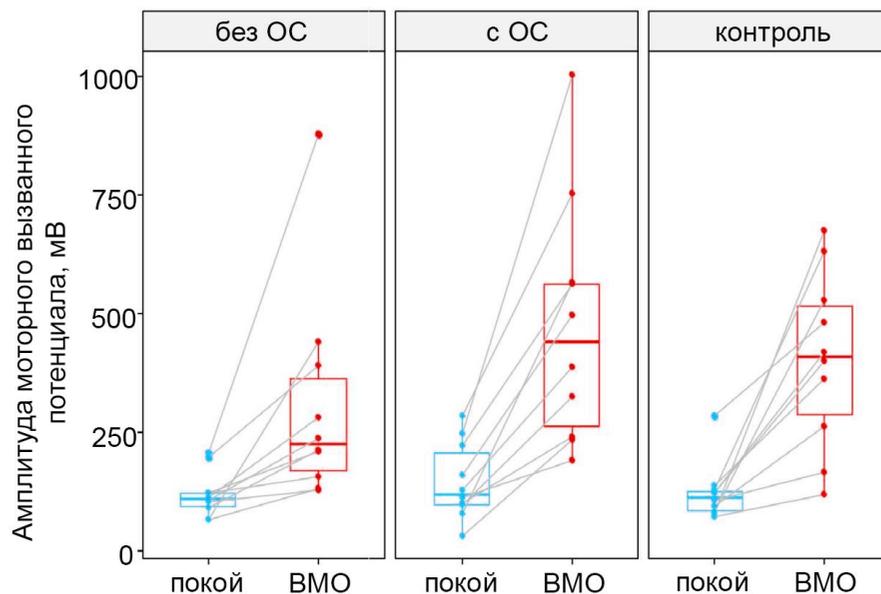


Рисунок 27. Увеличение амплитуды МВП в мышце ПСП правой руки при ВМО у всех испытуемых ($n = 10$) после тренировок с нейроинтерфейсом. Выделенные горизонтальные линии – медианы, линии выше и ниже – 1 и 3 квартили, вертикальные линии – полуторные межквартильные расстояния, точками отмечены индивидуальные результаты испытуемых, соединенные линией точки – результаты одного испытуемого.

У всех испытуемых стимуляция моторной коры головного мозга во время совершения ВМО после работы с идеомоторным нейроинтерфейсом без ОС приводила к минимальному приросту амплитуды МВП в 216% (указана медиана, 178% – первый квартиль, 246 – четвертый квартиль) по сравнению с сессиями с вибротактильной ОС – 311% (257% – первый квартиль, 391% – четвертый квартиль) и контролем – 307% (195% – первый квартиль, 461% – четвертый квартиль). Общие различия в амплитудах МВП представлены на рисунке 28. Не было выявлено достоверной разницы ($p = 0,922$) между приростом амплитуды МВП при ВМО после тренировки с нейроинтерфейсом с ОС и контрольной сессии.

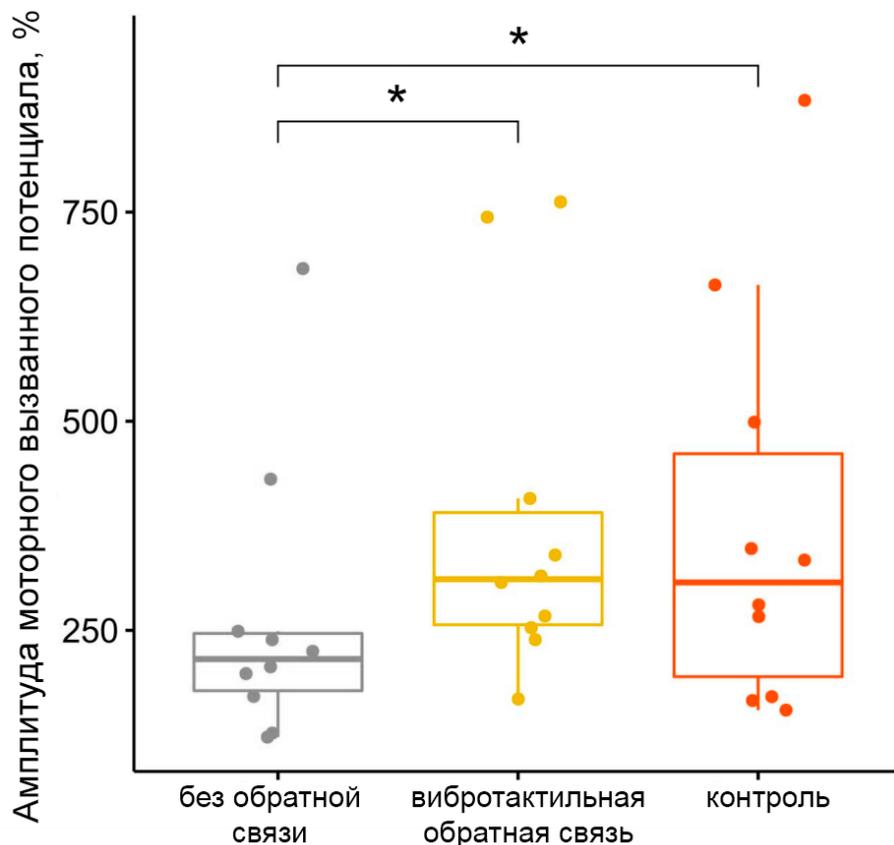


Рисунок 28. Сравнение средних амплитуд МВП в ПСП испытуемых при ВМО правой руки ($n=10$). МВП измерялся после работы испытуемых с идеомоторным нейроинтерфейсом без ОС, с ОС и после сессии контроля вибростимуляции. Выделенные горизонтальные линии – медианы, линии выше и ниже – 1 и 3 квартили, вертикальные линии – полуторные межквартильные расстояния, точками отмечены индивидуальные результаты испытуемых. * - $p < 0,05$.

На рисунке 29 представлены результаты индивидуальных сравнений увеличения МВП во время ВМО после обучения испытуемых с нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС, без ОС и после сессии контроля влияния вибростимуляции. Наличие динамической вибротактильной ОС при тренировке с идеомоторным нейроинтерфейсом приводило к статистически значимому увеличению амплитуды МВП у семи испытуемых (S1, S2, S4, S5, S8, S9, S10) по сравнению с тренировкой без обратной связи. У испытуемого S6 тренировка с динамической ОС вызвала снижение амплитуды МВП в сравнении как с сессией без ОС, так и с контролем вибростимуляции. Пять испытуемых (S3, S6, S7, S9, S10) показали максимальное увеличение МВП после сессии контроля влияния вибростимуляции. У четверых испытуемых (S2, S4, S5, S8) после тренировки с динамической вибротактильной ОС амплитуда МВП оказалась выше, чем после сессии контроля влияния вибростимуляции.

Хотя в опубликованных исследованиях влияния вибрации на возбудимость МКГМ нет определенности (Kolbaşı et al., 2022), демонстрировались различные эффекты вибростимуляции мышц на области коры: снижение корковой активности в первичной МКГМ и соматосенсорной коре, отсутствие изменений в корковой активности МКГМ, и повышенная корковая активность МКГМ и соматосенсорной коры ГМ. По полученным результатам данной работы можно утверждать, что вибротактильная стимуляция как в качестве ОС в нейроинтерфейсе, так и сама по себе способна увеличивать возбудимость МКГМ.

Данные результаты опубликованы в работе: **Grigorev N.A.**, Savosenkov A.O., Lukoyanov M.V., Udoratina A., Shusharina N.N., Kaplan A.Ya., Hramov A.E., Kazantsev V.B., Gordleeva S. A bci-based vibrotactile neurofeedback training improves motor cortical excitability during motor imagery // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. – 2021. – Т. 29. – С. 1583-1592.

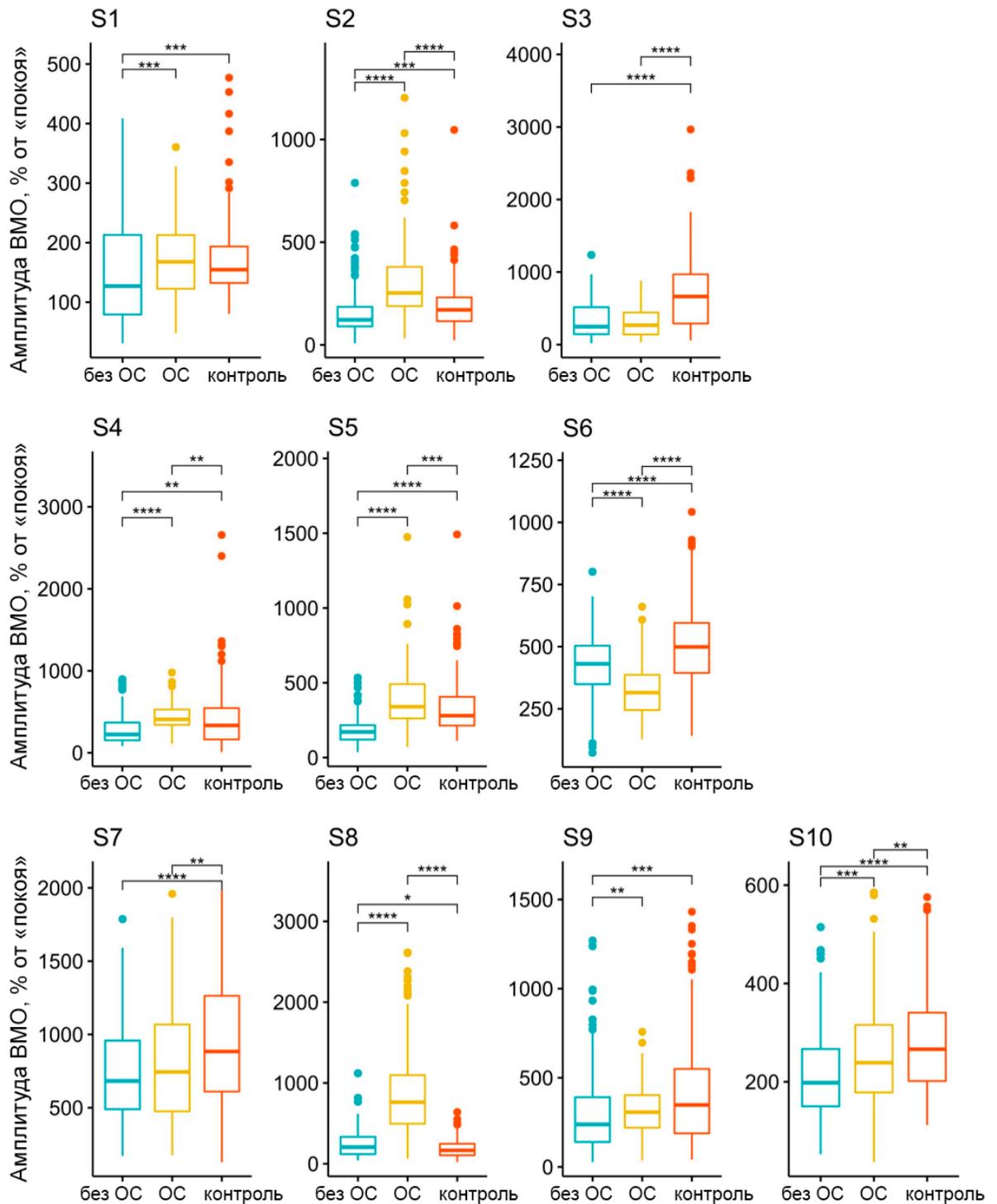


Рисунок 29. Сравнение прироста амплитуды МВП в ПСП при ВМО у всех испытуемых после трех разных типов тренировки с нейроинтерфейсом: без/с ОС и при контроле влияния вибромоторов ($n = 183$). Выделенные горизонтальные линии – медианы, линии выше и ниже – 1 и 3 квартили, вертикальные линии – полуторные межквартильные расстояния, точками отмечены выбросы. *- $p < 0.05$, **-* $p < 0.01$, *- $p < 0.001$, ****- $p < 0.0001$.

3.6.2. Обсуждение влияния тренировок с идеомоторным нейроинтерфейсом с динамической вибротактильной ОС

Применение динамической вибротактильной ОС не повлияло на точность классификации, что согласуется с предыдущими результатами исследования. Вибротактильная стимуляция целевой конечности сама по себе может вызывать десинхронизацию СМР, независимо от произвольного намерения испытуемого (Li et al., 2021). Обычно влияние вибротактильной стимуляции на мозговую активность исследуется непосредственно в сегментах ЭЭГ, где применяется ОС. В данном исследовании сегменты ЭЭГ, в которых проводилась вибротактильная стимуляция не подвергались классификации. Результаты анализа десинхронизации СМР показали активность сенсомоторной области коры в сегментах ЭЭГ между вибротактильной стимуляцией. Тем не менее было показано, что десинхронизация СМР только лишь при вибростимуляции в покое достоверно ниже, чем при ВМО, так же, как и при ВМО с получением ОС.

Динамическая вибротактильная ОС во время тренировки с нейроинтерфейсом вызывала статистически значимое увеличение десинхронизации СМР только для левой руки в контралатеральной области моторной коры, измеренной на электроде С4. Хотя десинхронизация СМР, возникающая при ВМО правой руки на контралатеральном электроде С3, тоже возросла, ее увеличение не было статистически значимо из-за больших различий между испытуемыми.

В результате данного эксперимента было показано, что применение динамической вибротактильной ОС в нейроинтерфейсе повышает возбудимость моторной коры. По групповым результатам испытуемых тренировка с ОС привела к значительному увеличению МВП по сравнению с результатами после тренировки без ОС.

В полученных результатах не было выявлено различий между увеличением МВП, индуцированным тренировкой в контуре нейроинтерфейса с ОС, и увеличением МВП после вибротактильной стимуляции в контрольной сессии. Это

свидетельствует о том, что повышение возбудимости моторной коры может быть вызвано вибротактильной стимуляцией как таковой. Тем не менее синхронизация тактильной стимуляции с намерением движения, вероятно, должна вызывать повышение пластичности коры по правилу обучения Хебба (Hebb, 2005), постулирующего о формировании связей или их укреплении между нейронами при одновременной активации. Так одновременная активация моторных и соматосенсорных областей может использоваться в реабилитации после инсульта. При этом, в данной работе было показано, что вибротактильная стимуляция сама по себе не вызывает столь же высоких уровней десинхронизации СМР, как при ВМО или ВМО с получением вибротактильной ОС. В связи с чем, можно утверждать о большей активации моторной коры при ВМО, чем при вибростимуляции и, как следствие, большим потенциалом процедур, включающих не только стимуляцию, но и активное участие человека для реабилитационной эффективности терапии с применением идеомоторной тренировки с вибротактильной ОС.

Повышение возбудимости моторной коры регистрировалось по прошествии 30 минут после тренировки с нейроинтерфейсом. Это указывает на то, что подобная тренировка может иметь долгосрочные эффект, который может быть использован в реабилитации двигательной активности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей работе различные конфигурации вибротактильной обратной связи были использованы в контуре идеомоторного нейроинтерфейса с целью исследования их влияния, оказываемого на физиологические характеристики моторной коры головного мозга здоровых испытуемых. Был разработан идеомоторный нейроинтерфейс с возможностью управления визуальной обратной связью, вибротактильной обратной связью и экзоскелетом нижних конечностей. В результате тестирования испытуемых с различными вариантами обратных связей, были получены данные точности классификации, степени десинхронизации сенсомоторного ритма и величины амплитуд моторных вызванных потенциалов при воспроизведении моторных образов.

Сравнение визуальной и вибротактильной обратных связей, подаваемых испытуемым в ответ на воспроизведение моторных образов идеомоторным нейроинтерфейсом, показало отсутствие значимых различий в их влиянии на точность классификации паттернов воспроизведения моторных образов. Использование динамической вибротактильной обратной связи в идеомоторном нейроинтерфейсе вызывало более выраженную активацию коры головного мозга испытуемых во время воспроизведения моторных образов, в сравнении с применением динамической визуальной обратной связи. Воспроизведение моторных образов подкрепляемое динамической вибротактильной обратной связью при тренировке с идеомоторным нейроинтерфейсом приводит у здоровых испытуемых к повышению возбудимости моторной коры головного мозга.

ВЫВОДЫ

1. Тактильная обратная связь может быть использована в качестве основной в идеомоторном нейроинтерфейсе с точностью классификации не ниже, чем при использовании визуальной обратной связи.
2. Динамическая вибротактильная обратная связь в контуре идеомоторного нейроинтерфейса повышает степень десинхронизации сенсомоторного ритма в процессе воспроизведения моторных образов обеих рук у здоровых испытуемых. Что свидетельствует о повышении активности коры головного мозга человека в сенсомоторной области при тренировках с подобным нейроинтерфейсом. При этом динамическая визуальная обратная связь в идеомоторном контуре также повышает степень десинхронизации сенсомоторного ритма, но только для ведущей руки.
3. Динамическая вибротактильная обратная связь при работе с идеомоторным нейроинтерфейсом приводит к повышению возбудимости моторной коры головного мозга здоровых испытуемых при воспроизведении моторного образа простимулированной конечности. Вместе с предыдущим пунктом это указывает на перспективу метода в реабилитации двигательной активности конечностей после травм коры головного мозга.

ЦИТИРОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Александров М. В. и др. Электроэнцефалография. – 2019.
2. Белоусов и др. Когнитивные исследования и новые технологии в спорте // Вопросы психологии. – 2018. – №. 5. – С. 117-135.
3. Ганин И. П. и др. НАБОР ТЕКСТА ПАЦИЕНТАМИ С ПОСТИНСУЛЬТНОЙ АФАЗИЕЙ В КОМПЛЕКСЕ “НЕЙРОЧАТ” НА ОСНОВЕ ТЕХНОЛОГИИ ИНТЕРФЕЙСОВ МОЗГ-КОМПЬЮТЕР НА ВОЛНЕ P300 //Журнал высшей нервной деятельности им. ИП Павлова. – 2020. – Т. 70. – №. 4. – С. 435-445.
4. Григорьев Н. А. ВЛИЯНИЕ И ИСПОЛЬЗОВАНИЕ НЕЙРО-ГАРНИТУРЫ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ ВНИМАНИЯ У ПОДРОСТКОВ //Ответственный редактор. – 2022. – С. 4.
5. Каплан А. Я. и др. Экспериментально-теоретические основания и практические реализации технологии «интерфейс мозг–компьютер» // Бюллетень сибирской медицины. – 2013. – Т. 12. – №. 2. – С. 21.
6. Либуркина С. П. и др. Интерфейс мозг-компьютер на основе представления движения с вибротактильной модальностью стимулов //Журнал высшей нервной деятельности им. ИП Павлова. – 2017. – Т. 67. – №. 4. – С. 414-429.
7. Осовец С. М. и др. Электрическая активность мозга: механизмы и интерпретация //Успехи физических наук. – 1983. – Т. 141. – №. 9. – С. 103-150.
8. Скоромец А. А., Скоромец Т. А., Скоромец А. П. Топическая диагностика заболеваний нервной системы: Руководство для врачей. – Акционерное общество Издательство Политехника, 2014.
9. Федотчев А. И. и др. Технологии «Интерфейс мозг-компьютер» и нейробиоуправление: современное состояние, проблемы и возможности клинического применения (обзор) //Современные технологии в медицине. – 2017. – Т. 9. – №. 1. – С. 175-184.
10. Фролов А. А. и др. Предварительные результаты контролируемого исследования эффективности технологии ИМК–экзоскелет при

- постинсультном парезе руки //Вестник Российского государственного медицинского университета. – 2016. – №. 2. – С. 17-25.
11. Abiri R. et al. A comprehensive review of EEG-based brain–computer interface paradigms //Journal of neural engineering. – 2019. – Т. 16. – №. 1. – С. 011001.
 12. Abiri R. et al. A usability study of low-cost wireless brain-computer interface for cursor control using online linear model //IEEE transactions on human-machine systems. – 2020. – Т. 50. – №. 4. – С. 287-297.
 13. Acqualagna L., Blankertz B. Gaze-independent BCI-spelling using rapid serial visual presentation (RSVP) // Clinical Neurophysiology. – 2013. – Т. 124. – №. 5. – С. 901-908.
 14. Ahn M., Jun S. C. Performance variation in motor imagery brain–computer interface: a brief review //Journal of neuroscience methods. – 2015. – Т. 243. – С. 103-110.
 15. Al-Saegh A., Dawwd S. A., Abdul-Jabbar J. M. Deep learning for motor imagery EEG-based classification: A review // Biomedical Signal Processing and Control. – 2021. – Т. 63. – С. 102172.
 16. Andres M. et al. The left supramarginal gyrus contributes to finger positioning for object use: a neuronavigated transcranial magnetic stimulation study // European Journal of Neuroscience. – 2017. – Т. 46. – №. 12. – С. 2835-2843.
 17. Ang K. K. et al. A clinical study of motor imagery-based brain-computer interface for upper limb robotic rehabilitation //2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – IEEE, 2009. – С. 5981-5984.
 18. Ang K. K., Guan C. EEG-based strategies to detect motor imagery for control and rehabilitation //IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2016. – Т. 25. – №. 4. – С. 392-401.
 19. Angelini M. et al. Motor inhibition during overt and covert actions: an electrical neuroimaging study // PloS one. – 2015. – Т. 10. – №. 5. – С. e0126800.
 20. Angulo-Sherman I. N., Gutiérrez D. Effect of different feedback modalities in the performance of brain-computer interfaces //2014 International Conference on

- Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP). – IEEE, 2014. – C. 14-21.
21. Arce-McShane F. I. et al. Modulation dynamics in the orofacial sensorimotor cortex during motor skill acquisition // *Journal of Neuroscience*. – 2014. – T. 34. – №. 17. – C. 5985-5997.
 22. Baillet S., Mosher J. C., Leahy R. M. Electromagnetic brain mapping // *IEEE Signal processing magazine*. – 2001. – T. 18. – №. 6. – C. 14-30.
 23. Balakrishnan D., Puthusserypady S. Multilayer perceptrons for the classification of brain computer interface data // *Proceedings of the IEEE 31st Annual Northeast Bioengineering Conference, 2005*. – IEEE, 2005. – C. 118-119.
 24. Barbero Á., Grosse-Wentrup M. Biased feedback in brain-computer interfaces // *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. – 2010. – T. 7. – №. 1. – C. 34.
 25. Barker A. T., Jalinous R., Freeston I. L. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex // *The Lancet*. – 1985. – T. 325. – №. 8437. – C. 1106-1107.
 26. Bekesy G. Human skin perception of traveling waves similar to those on the cochlea // *The Journal of the Acoustical Society of America*. – 1955. – T. 27. – №. 5. – C. 830-841.
 27. Bennett K. P., Campbell C. Support vector machines: hype or hallelujah? // *ACM SIGKDD explorations newsletter*. – 2000. – T. 2. – №. 2. – C. 1-13.
 28. Ben-Shabat E. et al. The right supramarginal gyrus is important for proprioception in healthy and stroke-affected participants: a functional MRI study // *Frontiers in neurology*. – 2015. – T. 6. – C. 248.
 29. Berger H. Ueber das Elektrenkephalogramm des Menschen // *Journal für Psychologie und Neurologie*. – 1930.
 30. Berger H. Zur Innervation der Pia mater und der Gehirngefäße // *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*. – 1924. – T. 70. – №. 1. – C. 216-220.
 31. Besserve M., Martinerie J., Garnero L. Improving quantification of functional networks with EEG inverse problem: Evidence from a decoding point of view // *NeuroImage*. – 2011. – T. 55. – №. 4. – C. 1536-1547.

32. Biryukova E. V., Bobrov P. D. Neurorehabilitation with the Use of an Arm Exoskeleton Controlled via Brain–Computer Interface: Implemented Interdisciplinary Project // *Human Physiology*. – 2021. – T. 47. – №. 7. – C. 709-715.
33. Blankertz B. et al. Optimizing spatial filters for robust EEG single-trial analysis // *IEEE Signal processing magazine*. – 2007. – T. 25. – №. 1. – C. 41-56.
34. Blumenfeld R. S. et al. Putting the pieces together: the role of dorsolateral prefrontal cortex in relational memory encoding // *Journal of cognitive neuroscience*. – 2011. – T. 23. – №. 1. – C. 257-265.
35. Bostanov V. BCI competition 2003-data sets Ib and Iib: feature extraction from event-related brain potentials with the continuous wavelet transform and the t-value scalogram // *IEEE Transactions on Biomedical engineering*. – 2004. – T. 51. – №. 6. – C. 1057-1061.
36. Brouwer A. M., Van Erp J. B. F. A tactile P300 brain-computer interface // *Frontiers in neuroscience*. – 2010. – T. 4. – C. 19.
37. Buccino G. et al. Neural circuits underlying imitation learning of hand actions: an event-related fMRI study // *Neuron*. – 2004. – T. 42. – №. 2. – C. 323-334.
38. Buch E. R. et al. A network centered on ventral premotor cortex exerts both facilitatory and inhibitory control over primary motor cortex during action reprogramming // *Journal of Neuroscience*. – 2010. – T. 30. – №. 4. – C. 1395-1401.
39. Burges C. J. C. A tutorial on support vector machines for pattern recognition // *Data mining and knowledge discovery*. – 1998. – T. 2. – №. 2. – C. 121-167.
40. Burke M. R. et al. The contribution of the right supra-marginal gyrus to sequence learning in eye movements // *Neuropsychologia*. – 2013. – T. 51. – №. 14. – C. 3048-3056.
41. Buxbaum L. J., Randerath J. Limb apraxia and the left parietal lobe // *Handbook of clinical neurology*. – 2018. – T. 151. – C. 349-363.

42. Cai Z. et al. Spatial auditory BCI paradigm utilizing N200 and P300 responses // Proceedings of The 2012 Asia Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference. – IEEE, 2012. – C. 1-7.
43. Caton R. Electrical currents of the brain //The Journal of Nervous and Mental Disease. – 1875. – T. 2. – №. 4. – C. 610.
44. Cereda C. et al. Strokes restricted to the insular cortex // Neurology. – 2002. – T. 59. – №. 12. – C. 1950-1955.
45. Cervera M. A. et al. Brain-computer interfaces for post-stroke motor rehabilitation: a meta-analysis //Annals of clinical and translational neurology. – 2018. – T. 5. – №. 5. – C. 651-663.
46. Chambers C. D., Garavan H., Bellgrove M. A. Insights into the neural basis of response inhibition from cognitive and clinical neuroscience // Neuroscience & biobehavioral reviews. – 2009. – T. 33. – №. 5. – C. 631-646.
47. Chandrasekaran C. et al. Laminar differences in decision-related neural activity in dorsal premotor cortex // Nature communications. – 2017. – T. 8. – №. 1. – C. 614.
48. Chang M. et al. Spatial auditory two-step input Japanese syllabary brain-computer interface speller // Procedia Technology. – 2014. – T. 18. – C. 25-31.
49. Chatrian G. E., Lettich E., Nelson P. L. Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked EEG activities //American Journal of EEG technology. – 1985. – T. 25. – №. 2. – C. 83-92.
50. Chatterjee A. et al. A brain-computer interface with vibrotactile biofeedback for haptic information //Journal of neuroengineering and rehabilitation. – 2007. – T. 4. – №. 1. – C. 40.
51. Cheng N. et al. Brain-computer interface-based soft robotic glove rehabilitation for stroke //IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2020. – T. 67. – №. 12. – C. 3339-3351.
52. Choi J. W. et al. Neural applications using immersive virtual reality: A review on EEG studies //IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2023. – T. 31. – C. 1645-1658

53. Cholewiak R. W., Collins A. A. Vibrotactile localization on the arm: Effects of place, space, and age // *Perception & psychophysics*. – 2003. – T. 65. – №. 7. – C. 1058-1077.
54. Christophe E. et al. Evaluation of a congruent auditory feedback for motor imagery BCI // *arXiv preprint arXiv:1805.07064*. – 2018.
55. Cincotti F. et al. Vibrotactile feedback for brain-computer interface operation // *Computational intelligence and neuroscience*. – 2007. – T. 2007.
56. Citi L. et al. P300-based BCI mouse with genetically-optimized analogue control // *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*. – 2008. – T. 16. – №. 1. – C. 51-61.
57. Cohen D. Magnetoencephalography: evidence of magnetic fields produced by alpha-rhythm currents // *Science*. – 1968. – T. 161. – №. 3843. – C. 784-786.
58. Collet C. et al. Autonomic nervous system correlates in movement observation and motor imagery // *Frontiers in human neuroscience*. – 2013. – T. 7. – C. 415.
59. Colucci A. et al. Brain-computer interface-controlled exoskeletons in clinical neurorehabilitation: ready or not? // *Neurorehabilitation and Neural Repair*. – 2022. – T. 36. – №. 12. – C. 747-756.
60. Cunnington R. et al. Movement-related potentials associated with movement preparation and motor imagery // *Experimental brain research*. – 1996. – T. 111. – C. 429-436.
61. Curley L. B. et al. Cortical morphology of the pars opercularis and its relationship to motor-inhibitory performance in a longitudinal, developing cohort // *Brain Structure and Function*. – 2018. – T. 223. – C. 211-220.
62. Daprati E., Sirigu A., Nico D. Body and movement: consciousness in the parietal lobes // *Neuropsychologia*. – 2010. – T. 48. – №. 3. – C. 756-762.
63. Darvishi S. et al. Proprioceptive feedback facilitates motor imagery-related operant learning of sensorimotor β -band modulation // *Frontiers in neuroscience*. – 2017. – T. 11. – C. 60.
64. Decety J., Jeannerod M., Prablanc C. The timing of mentally represented actions // *Behavioural brain research*. – 1989. – T. 34. – №. 1-2. – C. 35-42.

65. Duda R. O., Hart PE, Stork D G. Pattern Classification. – 2001.
66. Durka P. J. et al. Time-frequency microstructure of event-related electroencephalogram desynchronisation and synchronisation //Medical and biological engineering and computing. – 2001. – T. 39. – C. 315-321.
67. Edlinger G., Allison B. Z., Guger C. How many people can use a BCI system? // Clinical systems neuroscience. – 2015. – C. 33-66.
68. Farah M. J. The neurological basis of mental imagery: A componential analysis // Cognition. – 1984. – T. 18. – №. 1-3. – C. 245-272.
69. Fazel-Rezai R. et al. P300 brain computer interface: current challenges and emerging trends //Frontiers in neuroengineering. – 2012. – C. 14.
70. Fleury M. et al. A survey on the use of haptic feedback for brain-computer interfaces and neurofeedback // Frontiers in Neuroscience. – 2020. – T. 14. – C. 528.
71. Fuchs M. et al. A standardized boundary element method volume conductor model //Clinical neurophysiology. – 2002. – T. 113. – №. 5. – C. 702-712.
72. Fukunaga K. Statistical pattern recognition //Handbook of pattern recognition and computer vision. – 1993. – C. 33-60.
73. Furdea A. et al. An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces //Psychophysiology. – 2009. – T. 46. – №. 3. – C. 617-625.
74. Gaetz W. et al. Relating MEG measured motor cortical oscillations to resting γ -aminobutyric acid (GABA) concentration // Neuroimage. 2011. V. 55. №. 2. P. 616-621.
75. Gallego J. A., Makin T. R., McDougle S. D. Going beyond primary motor cortex to improve brain-computer interfaces // Trends in neurosciences. – 2022. – T. 45. – №. 3. – C. 176-183.
76. Gao Q., Duan X., Chen H. Evaluation of effective connectivity of motor areas during motor imagery and execution using conditional Granger causality // Neuroimage. – 2011. – T. 54. – №. 2. – C. 1280-1288.

77. Garrett D. et al. Comparison of linear, nonlinear, and feature selection methods for EEG signal classification //IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering. – 2003. – T. 11. – №. 2. – C. 141-144.
78. Gasquoine P. G. Contributions of the insula to cognition and emotion // Neuropsychology review. – 2014. – T. 24. – C. 77-87.
79. Giggins O. M., Persson U. M. C., Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation // Journal of neuroengineering and rehabilitation. – 2013. – T. 10. – C. 1-11.
80. Gomez-Rodriguez M. et al. Closing the sensorimotor loop: haptic feedback facilitates decoding of motor imagery //Journal of neural engineering. – 2011. – T. 8. – №. 3. – C. 036005.
81. Grezes J. et al. Activations related to “mirror” and “canonical” neurones in the human brain: an fMRI study // Neuroimage. – 2003. – T. 18. – №. 4. – C. 928-937.
82. Grezes J., Decety J. Functional anatomy of execution, mental simulation, observation, and verb generation of actions: A meta-analysis // Human brain mapping. – 2001. – T. 12. – №. 1. – C. 1-19.
83. Guidali G. et al. Keeping order in the brain: the supramarginal gyrus and serial order in short-term memory // Cortex. – 2019. – T. 119. – C. 89-99.
84. Halder S. et al. An auditory oddball brain–computer interface for binary choices //Clinical Neurophysiology. – 2010. – T. 121. – №. 4. – C. 516-523.
85. Hamada K. et al. Airborne ultrasonic tactile display brain-computer interface paradigm // arXiv preprint arXiv:1404.4184. – 2014.
86. Han J., Jiang H., Zhu J. Neurorestoration: Advances in human brain–computer interface using microelectrode arrays //Journal of Neurorestoratology. – 2020. – T. 8. – №. 1. – C. 32-39.
87. Hardwick R. M. et al. Neural correlates of action: Comparing meta-analyses of imagery, observation, and execution // Neuroscience & Biobehavioral Reviews. – 2018. – T. 94. – C. 31-44.
88. Hebb D. O. The organization of behavior: A neuropsychological theory. – Psychology press, 2005.

89. Hetu S. et al. The neural network of motor imagery: an ALE meta-analysis // *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. – 2013. – T. 37. – №. 5. – C. 930-949.
90. Hill N. J. et al. An auditory paradigm for brain-computer interfaces // *Advances in neural information processing systems*. – 2005. – C. 569-576.
91. Hinrichs H. et al. Comparison between a wireless dry electrode EEG system with a conventional wired wet electrode EEG system for clinical applications // *Scientific reports*. – 2020. – T. 10. – №. 1. – C. 5218.
92. Hjorth B. An on-line transformation of EEG scalp potentials into orthogonal source derivations // *Electroencephalography and clinical neurophysiology*. – 1975. – T. 39. – №. 5. – C. 526-530.
93. Ho C., Reed N., Spence C. Assessing the effectiveness of “intuitive” vibrotactile warning signals in preventing front-to-rear-end collisions in a driving simulator // *Accident Analysis & Prevention*. – 2006. – T. 38. – №. 5. – C. 988-996.
94. Hoffmann U., Vesin J. M., Ebrahimi T. Spatial filters for the classification of event-related potentials. – 2006. – №. CONF.
95. Hoffstaedter F. et al. The “what” and “when” of self-initiated movements // *Cerebral cortex*. – 2013. – T. 23. – №. 3. – C. 520-530.
96. Holmes C. J. et al. Enhancement of MR images using registration for signal averaging // *Journal of computer assisted tomography*. – 1998. – T. 22. – №. 2. – C. 324-333.
97. Hoshi E., Tanji J. Contrasting neuronal activity in the dorsal and ventral premotor areas during preparation to reach // *Journal of Neurophysiology*. – 2002. – T. 87. – №. 2. – C. 1123-1128.
98. Huang X. et al. EEG-based vibrotactile evoked brain-computer interfaces system: a systematic review // *Plos one*. – 2022. – T. 17. – №. 6. – C. e0269001.
99. Ishihara W. et al. Feedback modalities in brain-computer interfaces: A systematic review // *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*. – Sage CA: Los Angeles, CA : SAGE Publications, 2020. – T. 64. – №. 1. – C. 1186-1190.

100. Jasper H. H. Ten-twenty electrode system of the international federation //Electroencephalogr Clin Neurophysiol. – 1958. – T. 10. – C. 371-375.
101. Jasper H., Feindel W. Diseases of the Nervous System //Annual Review of Medicine. – 1952. – T. 3. – №. 1. – C. 307-328.
102. Jeannerod M. Neural simulation of action: a unifying mechanism for motor cognition // Neuroimage. – 2001. – T. 14. – №. 1. – C. S103-S109.
103. Jeunet C. et al. Continuous tactile feedback for motor-imagery based brain-computer interaction in a multitasking context //IFIP Conference on Human-Computer Interaction. – Springer, Cham, 2015. – C. 488-505.
104. Jeunet C. et al. Using recent BCI literature to deepen our understanding of clinical neurofeedback: a short review // Neuroscience. – 2018. – T. 378. – C. 225-233.
105. Jochumsen M. et al. Induction of neural plasticity using a low-cost open source brain-computer interface and a 3D-printed wrist exoskeleton //Sensors. – 2021. – T. 21. – №. 2. – C. 572.
106. Johnson Jr R., Donchin E. On how P300 amplitude varies with the utility of the eliciting stimuli //Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. – 1978. – T. 44. – №. 4. – C. 424-437.
107. Jones L. A., Sarter N. B. Tactile displays: Guidance for their design and application // Human factors. – 2008. – T. 50. – №. 1. – C. 90-111.
108. Jurcak V., Tsuzuki D., Dan I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems //Neuroimage. – 2007. – T. 34. – №. 4. – C. 1600-1611.
109. Kachenoura A. et al. ICA: a potential tool for BCI systems //IEEE signal processing magazine. – 2007. – T. 25. – №. 1. – C. 57-68.
110. Kaller C. P. et al. Dissociable contributions of left and right dorsolateral prefrontal cortex in planning // Cerebral cortex. – 2011. – T. 21. – №. 2. – C. 307-317.
111. Kantak S. S. et al. Rewiring the brain: potential role of the premotor cortex in motor control, learning, and recovery of function following brain injury // Neurorehabilitation and neural repair. – 2012. – T. 26. – №. 3. – C. 282-292.

112. Kantak S. S., Mummidisetty C. K., Stinear J. W. Primary motor and premotor cortex in implicit sequence learning—evidence for competition between implicit and explicit human motor memory systems // *European Journal of Neuroscience*. – 2012. – T. 36. – №. 5. – C. 2710-2715.
113. Kaplan A. Y. et al. Adapting the P300-based brain–computer interface for gaming: a review // *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games*. – 2013. – T. 5. – №. 2. – C. 141-149.
114. Kaplan A. Y. et al. Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain–computer interface based on color perception // *International journal of neuroscience*. – 2005. – T. 115. – №. 6. – C. 781-802.
115. Kasess C. H. et al. The suppressive influence of SMA on M1 in motor imagery revealed by fMRI and dynamic causal modeling // *Neuroimage*. – 2008. – T. 40. – №. 2. – C. 828-837.
116. Kato M. et al. Motor imagery classification of finger motions using multiclass CSP // *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. – IEEE, 2020. – C. 2991-2994.
117. Kaufmann T., Holz E. M., Kübler A. Comparison of tactile, auditory, and visual modality for brain-computer interface use: a case study with a patient in the locked-in state // *Frontiers in neuroscience*. – 2013. – T. 7. – C. 129.
118. Kauhanen L. et al. Haptic feedback compared with visual feedback for BCI. – 2006. – №. CONF.
119. Kim D. W. et al. Auditory brain-computer interfaces (BCIs) and their practical applications // *Biomedical Engineering Letters*. – 2012. – T. 2. – C. 13-17.
120. Kitahara K. et al. Target-directed motor imagery of the lower limb enhances event-related desynchronization // *PloS one*. – 2017. – T. 12. – №. 9. – C. e0184245.
121. Kleeva D., Ninenko I., Lebedev M. Resting-state EEG recorded with gel-based versus consumer dry electrodes: spectral characteristics and across-device correlations // *bioRxiv*. – 2023. – C. 2023.08. 09.552601.
122. Kolbaşı E. N., Huseyinsinoglu B. E., Bayraktaroğlu Z. Effect of upper limb focal muscle vibration on cortical activity: A systematic review with a focus on primary

- motor cortex //European Journal of Neuroscience. – 2022. – T. 56. – №. 3. – C. 4141-4153.
123. Kosslyn S. M., Pylyshyn Z. Image and brain: The resolution of the imagery debate // Nature. – 1994. – T. 372. – №. 6503. – C. 289-289.
124. Kroliczak G., Piper B. J., Frey S. H. Specialization of the left supramarginal gyrus for hand-independent praxis representation is not related to hand dominance // Neuropsychologia. – 2016. – T. 93. – C. 501-512.
125. Laureys S. et al. The locked-in syndrome: what is it like to be conscious but paralyzed and voiceless? // Progress in brain research. – 2005. – T. 150. – C. 495-611.
126. Lee W. H. et al. Target-oriented motor imagery for grasping action: different characteristics of brain activation between kinesthetic and visual imagery // Scientific reports. – 2019. – T. 9. – №. 1. – C. 12770.
127. Leeb R. et al. Freeing the visual channel by exploiting vibrotactile BCI feedback // 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). – IEEE, 2013. – C. 3093-3096.
128. Li F. et al. A novel P300 classification algorithm based on a principal component analysis-convolutional neural network //Applied sciences. – 2020. – T. 10. – №. 4. – C. 1546.
129. Li W. et al. EEG characteristics in “eyes-open” versus “eyes-closed” condition during vibrotactile stimulation //Biomedical Signal Processing and Control. – 2021. – T. 68. – C. 102759.
130. Li X. et al. Brain correlates of motor complexity during observed and executed actions // Scientific reports. – 2020. – T. 10. – №. 1. – C. 10965.
131. Liakakis G., Nickel J., Seitz R. J. Diversity of the inferior frontal gyrus—a meta-analysis of neuroimaging studies // Behavioural brain research. – 2011. – T. 225. – №. 1. – C. 341-347.
132. Lindgren J. T. As above, so below? Towards understanding inverse models in BCI //Journal of neural engineering. – 2017. – T. 15. – №. 1. – C. 012001.

133. Liu Y., Zhou Z., Hu D. Gaze independent brain–computer speller with covert visual search tasks // *Clinical Neurophysiology*. – 2011. – T. 122. – №. 6. – C. 1127-1136.
134. Lotte F. A tutorial on EEG signal-processing techniques for mental-state recognition in brain–computer interfaces // *Guide to brain-computer music interfacing*. – 2014. – C. 133-161.
135. Lotte F. et al. A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces // *Journal of neural engineering*. – 2007. – T. 4. – №. 2. – C. R1.
136. Lotte F. et al. A review of classification algorithms for EEG-based brain–computer interfaces: a 10 year update // *Journal of neural engineering*. – 2018. – T. 15. – №. 3. – C. 031005.
137. Lotze M. et al. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study // *Journal of cognitive neuroscience*. – 1999. – T. 11. – №. 5. – C. 491-501.
138. Mane R., Chouhan T., Guan C. BCI for stroke rehabilitation: motor and beyond // *Journal of neural engineering*. – 2020. – T. 17. – №. 4. – C. 041001.
139. McCreddie K. A., Coyle D. H., Prasad G. Is sensorimotor BCI performance influenced differently by mono, stereo, or 3-D auditory feedback? // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. – 2014. – T. 22. – №. 3. – C. 431-440.
140. McFarland D. J. et al. Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements // *Brain topography*. – 2000. – T. 12. – C. 177-186.
141. McFarland D. J. et al. Mu and beta rhythm topographies during motor imagery and actual movements // *Brain topography*. – 2000. – T. 12. – C. 177-186.
142. McFarland D. J. et al. Spatial filter selection for EEG-based communication // *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. – 1997. – T. 103. – №. 3. – C. 386-394.
143. Meek S. G., Jacobsen S. C., Goulding P. P. Extended physiologic taction: design and evaluation of a proportional force feedback system // *J Rehabil Res Dev*. – 1989. – T. 26. – №. 3. – C. 53-62.

144. Mehler D. M. A. et al. Targeting the affective brain—a randomized controlled trial of real-time fMRI neurofeedback in patients with depression // *Neuropsychopharmacology*. – 2018. – T. 43. – №. 13. – C. 2578-2585.
145. Mirabella G., Pani P., Ferraina S. Neural correlates of cognitive control of reaching movements in the dorsal premotor cortex of rhesus monkeys // *Journal of Neurophysiology*. – 2011. – T. 106. – №. 3. – C. 1454-1466.
146. Mokienko O. A. et al. Increased motor cortex excitability during motor imagery in brain-computer interface trained subjects // *Frontiers in computational neuroscience*. – 2013. – T. 7. – C. 168.
147. Molnar-Szakacs I. et al. Functional segregation within pars opercularis of the inferior frontal gyrus: evidence from fMRI studies of imitation and action observation // *Cerebral cortex*. – 2005. – T. 15. – №. 7. – C. 986-994.
148. Mountcastle V. B., LaMotte R. H., Carli G. Detection thresholds for stimuli in humans and monkeys: comparison with threshold events in mechanoreceptive afferent nerve fibers innervating the monkey hand // *Journal of Neurophysiology*. – 1972. – T. 35. – №. 1. – C. 122-136.
149. Munzert J., Zentgraf K. Motor imagery and its implications for understanding the motor system // *Progress in brain research*. – 2009. – T. 174. – C. 219-229.
150. Muthukumaraswamy S.D Functional properties of human primary motor cortex gamma oscillations // *Journal of Neurophysiology*. 2010. № 104. P. 2873–2885.
151. Naeem M. et al. Seperability of four-class motor imagery data using independent components analysis // *Journal of neural engineering*. – 2006. – T. 3. – №. 3. – C. 208.
152. Naseer N., Hong K. S. fNIRS-based brain-computer interfaces: a review // *Frontiers in human neuroscience*. – 2015. – T. 9. – C. 3.
153. Neuper C. et al. Electroencephalographic characteristics during motor imagery // *The neurophysiological foundations of mental and motor imagery*. – 2010. – C. 65-81.

154. Neuper C. et al. Imagery of motor actions: Differential effects of kinesthetic and visual–motor mode of imagery in single-trial EEG // *Cognitive brain research*. – 2005. – T. 25. – №. 3. – C. 668-677.
155. Neuper C., Pfurtscheller G. Neurofeedback training for BCI control // *Brain-Computer Interfaces: Revolutionizing Human-Computer Interaction*. – 2010. – C. 65-78.
156. Nijboer F. et al. An auditory brain–computer interface (BCI) // *Journal of neuroscience methods*. – 2008. – T. 167. – №. 1. – C. 43-50.
157. Nudo R. J. et al. Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct // *Science*. – 1996. – T. 272. – №. 5269. – C. 1791-1794.
158. O’Doherty J. E. et al. Active tactile exploration using a brain–machine–brain interface // *Nature*. – 2011. – T. 479. – №. 7372. – C. 228-231.
159. Ogawa S. et al. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation // *proceedings of the National Academy of Sciences*. – 1990. – T. 87. – №. 24. – C. 9868-9872.
160. Oldfield R. C. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory // *Neuropsychologia*. – 1971. – T. 9. – №. 1. – C. 97-113.
161. Ono T. et al. Brain-computer interface with somatosensory feedback improves functional recovery from severe hemiplegia due to chronic stroke // *Frontiers in neuroengineering*. – 2014. – T. 7. – C. 19.
162. Ono T., Kimura A., Ushiba J. Daily training with realistic visual feedback improves reproducibility of event-related desynchronisation following hand motor imagery // *Clinical Neurophysiology*. – 2013. – T. 124. – №. 9. – C. 1779-1786.
163. Ono Y. et al. Hand motor rehabilitation of patients with stroke using physiologically congruent neurofeedback // *2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*. – IEEE, 2018. – C. 39-44.
164. Oostenveld R., Praamstra P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements // *Clinical neurophysiology*. – 2001. – T. 112. – №. 4. – C. 713-719.

165. Ossmy O., Mukamel R. Activity in superior parietal cortex during training by observation predicts asymmetric learning levels across hands // *Scientific reports*. – 2016. – T. 6. – №. 1. – C. 32133.
166. Padfield N. et al. EEG-based brain-computer interfaces using motor-imagery: Techniques and challenges // *Sensors*. – 2019. – T. 19. – №. 6. – C. 1423.
167. Parsons L. M. et al. The brain basis of piano performance // *Neuropsychologia*. – 2005. – T. 43. – №. 2. – C. 199-215.
168. Pascual-Marqui R. D. Review of methods for solving the EEG inverse problem // *International journal of bioelectromagnetism*. – 1999. – T. 1. – №. 1. – C. 75-86.
169. Pereira J. et al. EEG neural correlates of goal-directed movement intention // *Neuroimage*. – 2017. – T. 149. – C. 129-140.
170. Pfurtscheller G. et al. Beta rebound after different types of motor imagery in man // *Neuroscience letters*. – 2005. – T. 378. – №. 3. – C. 156-159.
171. Pfurtscheller G. et al. Mu rhythm (de) synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks // *Neuroimage*. – 2006. – T. 31. – №. 1. – C. 153-159.
172. Pfurtscheller G., Da Silva F. H. L. Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles // *Clinical neurophysiology*. – 1999. – T. 110. – №. 11. – C. 1842-1857.
173. Pfurtscheller G., Da Silva F. L. EEG-Event-Related Desynchronization (ERD) and Event-Related Synchronization // *Electroencephalography-Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. – Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins, 2011. – C. 935-948.
174. Pfurtscheller G., Neuper C. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans // *Neuroscience letters*. 1997. V. 239. №. 2-3. P. 65-68.
175. Pilgramm S. et al. Motor imagery of hand actions: Decoding the content of motor imagery from brain activity in frontal and parietal motor areas // *Human brain mapping*. – 2016. – T. 37. – №. 1. – C. 81-93.

176. Potok W. et al. The temporal involvement of the left supramarginal gyrus in planning functional grasps: A neuronavigated TMS study //Cortex. – 2019. – T. 111. – C. 16-34.
177. Pylatiuk C., Kargov A., Schulz S. Design and evaluation of a low-cost force feedback system for myoelectric prosthetic hands // JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics. – 2006. – T. 18. – №. 2. – C. 57-61.
178. Rakotomamonjy A. et al. Ensemble of SVMs for improving brain computer interface P300 speller performances //Artificial Neural Networks: Biological Inspirations–ICANN 2005: 15th International Conference, Warsaw, Poland, September 11-15, 2005. Proceedings, Part I 15. – Springer Berlin Heidelberg, 2005. – C. 45-50.
179. Ramoser H., Muller-Gerking J., Pfurtscheller G. Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement //IEEE transactions on rehabilitation engineering. – 2000. – T. 8. – №. 4. – C. 441-446.
180. Ramos-Murguialday A. et al. Brain-machine interface in chronic stroke: randomized trial long-term follow-up //Neurorehabilitation and neural repair. – 2019. – T. 33. – №. 3. – C. 188-198.
181. Ramos-Murguialday A. et al. Proprioceptive feedback and brain computer interface (BCI) based neuroprostheses // PloS one. – 2012. – T. 7. – №. 10. – C. e47048.
182. Rivet B. et al. xDAWN algorithm to enhance evoked potentials: application to brain–computer interface //IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2009. – T. 56. – №. 8. – C. 2035-2043.
183. Robinson N. et al. Emerging trends in BCI-robotics for motor control and rehabilitation //Current Opinion in Biomedical Engineering. – 2021. – T. 20. – C. 100354.
184. Romo R. et al. Sensing without touching: psychophysical performance based on cortical microstimulation // Neuron. – 2000. – T. 26. – №. 1. – C. 273-278.
185. Rutkowski T. M. et al. Haptic BCI paradigm based on somatosensory evoked potential // arXiv preprint arXiv:1207.5720. – 2012.

186. Schieber M. H. Dissociating motor cortex from the motor //The Journal of physiology. – 2011. – T. 589. – №. 23. – C. 5613-5624.
187. Schreuder M., Blankertz B., Tangermann M. A new auditory multi-class brain-computer interface paradigm: spatial hearing as an informative cue // PloS one. – 2010. – T. 5. – №. 4. – C. e9813.
188. Schreuder M., Rost T., Tangermann M. Listen, you are writing! Speeding up online spelling with a dynamic auditory BCI // Frontiers in neuroscience. – 2011. – T. 5. – C. 112.
189. Schwarz A. et al. Decoding hand movements from human EEG to control a robotic arm in a simulation environment //Journal of neural engineering. – 2020. – T. 17. – №. 3. – C. 036010.
190. Sellers E. W., Donchin E. A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients // Clinical neurophysiology. – 2006. – T. 117. – №. 3. – C. 538-548.
191. Shima K., Tanji J. Neuronal activity in the supplementary and presupplementary motor areas for temporal organization of multiple movements // Journal of neurophysiology. – 2000. – T. 84. – №. 4. – C. 2148-2160.
192. Sitaram R. et al. Acquired control of ventral premotor cortex activity by feedback training: an exploratory real-time fMRI and TMS study // Neurorehabilitation and neural repair. – 2012. – T. 26. – №. 3. – C. 256-265.
193. Sitaram R. et al. fMRI brain-computer interface: a tool for neuroscientific research and treatment //Computational intelligence and neuroscience. – 2007. – T. 2007.
194. Solodkin A. et al. Fine modulation in network activation during motor execution and motor imagery // Cerebral cortex. – 2004. – T. 14. – №. 11. – C. 1246-1255.
195. Sorger B., Goebel R. Real-time fMRI for brain-computer interfacing //Handbook of clinical neurology. – 2020. – T. 168. – C. 289-302.
196. Sur S., Sinha V. K. Event-related potential: An overview //Industrial psychiatry journal. – 2009. – T. 18. – №. 1. – C. 70.
197. Swick D., Ashley V., Turken A. U. Left inferior frontal gyrus is critical for response inhibition // BMC neuroscience. – 2008. – T. 9. – C. 1-11.

198. Thomas E., Dyson M., Clerc M. An analysis of performance evaluation for motor-imagery based BCI // *Journal of neural engineering*. – 2013. – T. 10. – №. 3. – C. 031001.
199. Thompson M. C. Critiquing the concept of BCI illiteracy // *Science and engineering ethics*. – 2019. – T. 25. – №. 4. – C. 1217-1233.
200. Tibrewal N., Leeuwis N., Alimardani M. Classification of motor imagery EEG using deep learning increases performance in inefficient BCI users // *Plos one*. – 2022. – T. 17. – №. 7. – C. e0268880.
201. Treder M. S., Blankertz B. (C) overt attention and visual speller design in an ERP-based brain-computer interface // *Behavioral and brain functions*. – 2010. – T. 6. – №. 1. – C. 28.
202. Van der Lubbe R. H. J. et al. Frontal brain areas are more involved during motor imagery than during motor execution/preparation of a response sequence // *International journal of psychophysiology*. – 2021. – T. 164. – C. 71-86.
203. van der Waal M. et al. Introducing the tactile speller: an ERP-based brain-computer interface for communication // *Journal of Neural Engineering*. – 2012. – T. 9. – №. 4. – C. 045002.
204. van Elk M. The left inferior parietal lobe represents stored hand-postures for object use and action prediction // *Frontiers in Psychology*. – 2014. – T. 5. – C. 333.
205. Värbu K., Muhammad N., Muhammad Y. Past, present, and future of EEG-based BCI applications // *Sensors*. – 2022. – T. 22. – №. 9. – C. 3331.
206. Vidal J.J. Toward direct brain-computer communication // *Annual review of Biophysics and Bioengineering*. – 1973. – T. 2. – №. 1. – C. 157-180.
207. Vidoni E. D. et al. Role of the primary somatosensory cortex in motor learning: An rTMS study // *Neurobiology of learning and memory*. – 2010. – T. 93. – №. 4. – C. 532-539.
208. Wang C. et al. A feasibility study of non-invasive motor-imagery BCI-based robotic rehabilitation for stroke patients // *2009 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*. – IEEE, 2009. – C. 271-274.

209. Wang J. et al. Convergent functional architecture of the superior parietal lobule unraveled with multimodal neuroimaging approaches // *Human brain mapping*. – 2015. – T. 36. – №. 1. – C. 238-257.
210. White O. et al. The role of left supplementary motor area in grip force scaling // *PloS one*. – 2013. – T. 8. – №. 12. – C. e83812.
211. Wilcox T., Biondi M. fNIRS in the developmental sciences // *Wiley Interdisciplinary Reviews: Cognitive Science*. – 2015. – T. 6. – №. 3. – C. 263-283.
212. Willems R. M. et al. Body-specific motor imagery of hand actions: neural evidence from right-and left-handers // *Frontiers in Human Neuroscience*. – 2009. – T. 3. – C. 706.
213. Wilson J. A. et al. Lingual electrotactile stimulation as an alternative sensory feedback pathway for brain–computer interface applications // *Journal of neural engineering*. – 2012. – T. 9. – №. 4. – C. 045007.
214. Wu S. et al. Suppressing systemic interference in fNIRS monitoring of the hemodynamic cortical response to motor execution and imagery // *Frontiers in Human Neuroscience*. – 2018. – T. 12. – C. 85.
215. Wulf G., Shea C., Lewthwaite R. Motor skill learning and performance: a review of influential factors // *Medical education*. – 2010. – T. 44. – №. 1. – C. 75-84.
216. Yao L. et al. Sensory stimulation training for BCI system based on somatosensory attentional orientation // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 2018. – T. 66. – №. 3. – C. 640-646.
217. Yong X., Menon C. EEG classification of different imaginary movements within the same limb // *PloS one*. – 2015. – T. 10. – №. 4. – C. e0121896.
218. Yu H. et al. Effects of motor imagery tasks on brain functional networks based on EEG Mu/Beta rhythm // *Brain Sciences*. – 2022. – T. 12. – №. 2. – C. 194.
219. Zaepffel M. et al. Modulations of EEG beta power during planning and execution of grasping movements // *PloS one*. – 2013. – T. 8. – №. 3. – C. e60060.
220. Zhang L. L. et al. Expertise-level-dependent functionally plastic changes during motor imagery in basketball players // *Neuroscience*. – 2018. – T. 380. – C. 78-89.

221. Ziemann U. L. F., Rothwell J. C., Ridding M. C. Interaction between intracortical inhibition and facilitation in human motor cortex //The Journal of physiology. – 1996. – T. 496. – №. 3. – C. 873-881.