

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



*На правах рукописи*

---

*(подпись соискателя ученой степени)*

Савосенков Андрей Олегович

ВЛИЯНИЕ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ МАГНИТНОЙ  
СТИМУЛЯЦИИ КОРЫ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА  
ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ НЕЙРОННЫЕ СЕТИ В ЗАДАЧАХ  
СЕНСОМОТОРНОЙ ИНТЕГРАЦИИ

1.5.5. – Физиология человека и животных

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата биологических наук

Нижегород – 2025

Работа выполнена на кафедре нейротехнологий Института биологии и биомедицины ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского».

**Научный  
руководитель:**

*Гордлеева Сусанна Юрьевна,*

доктор физико-математических наук, доцент, профессор кафедры нейротехнологий института биологии и биомедицины, ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского»

**Официальные  
оппоненты:**

*Тулупов Андрей Александрович,*

доктор медицинских наук, член-корреспондент РАН по специальности «Лучевая диагностика, ядерная медицина», доцент ВАК по специальности «Лучевая диагностика, лучевая терапия», профессор РАН, главный научный сотрудник, заведующий лабораторией «МРТ Технологии» МТЦ СО РАН

*Ушаков Вадим Леонидович,*

кандидат биологических наук, доцент, ведущий научный сотрудник института перспективных исследований мозга Федерального государственного бюджетного учреждения высшего образования «Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова»

**Ведущая  
организация:**

Федеральное государственное бюджетное учреждение науки «Институт Высшей Нервной Деятельности и Нейрофизиологии Российской академии наук»

Защита диссертации состоится 24 апреля 2025 года в 13 ч 00 мин на заседании диссертационного совета 24.2.340.06 при Нижегородском государственном университете им. Н.И. Лобачевского по адресу: 603950, г. Нижний Новгород, проспект Гагарина, д 23, корп. 2.

С диссертацией можно ознакомиться в Фундаментальной библиотеке Нижегородского государственного университета им. Н.И. Лобачевского и на сайте: <https://diss.unn.ru/files/2025/1524/diss-Savosenkov-1524.pdf>

Автореферат разослан «\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2025 года.

Ученый секретарь  
диссертационного совета,  
кандидат биологических наук



Черкасова Елена Игоревна

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### Актуальность темы

Современные научные концепции подчеркивают ведущую роль интегративной динамики мозга в реализации его функций (Park, Friston, 2013; Bassett, Sporns, 2017). Одной из важнейших интегративных функций центральной нервной системы является обработка сенсорной информации, используемой для выполнения двигательной программы. Такой процесс называют сенсомоторной интеграцией (Wolpert et al., 1995; Abbruzzese, Berardelli, 2003; Myers et al., 2020). Интегративные процессы, в свою очередь, реализуются за счет функционального взаимодействия нейронных сетей (Banhashemi et al., 2023). Практически любая когнитивная активность и сенсомоторная деятельность человека сопровождаются формированием или реконfigurацией функциональных нейронных сетей (ФНС) в его головном мозге (Brovelli et al., 2017; Храмов и др., 2021; Liu et al., 2022), структура которых определяется типом активности. Известны конкретные сетевые биомаркеры (локализация узлов сети, специфичные для выполняемой функции связи или изменения весов этих связей) ответственные за реализацию человеком когнитивных функций, таких как восприятие, обработка сенсорной информации и формирование памяти (Fries, 2015; Xia, 2018).

Кроме того, различным ментальным состояниям и психофизиологическим особенностям человека соответствуют характерные паттерны активности сетей головного мозга. Такие состояния зачастую связаны с изменением весов функциональных связей как с другими сетями, так и между собственными регионами сети, а также с динамическими изменениями топологии сети во времени (Panzeri et al., 2010; Finc et al., 2017; Pessoa, 2018). При этом для относительно простых когнитивных задач (например, воспроизведение двигательных актов, визуальная обработка неоднозначных изображений и принятие решений) обычно можно выявить характерную функциональную сеть, её топологию, состав и степень активации элементов сети, представляющих собой отдельные зоны и/или структуры мозга (Wen et al., 2015).

Анализ современной научной литературы показывает, что до сих пор не разработано эффективных методов управления процессами формирования и реорганизации функциональных сетей в головном мозге человека (Haller et al., 2013; Vola, Sabel, 2015). Разработка таких методов позволит влиять на эффективность процессов сенсомоторной интеграции. Основной проблемой является то, что головной мозг характеризуется чрезвычайной сложностью протекающих в нём процессов. В частности, функциональные сети в мозге динамически перестраиваются, и часто не очевидно, как повлияет внешнее воздействие на структуру формирующейся сети (Salehi et al., 2020).

Разработка методов неинвазивного воздействия на функциональные сети мозга перспективна с точки зрения создания технологий, позволяющих ускорить процесс обучения человека выполнению поставленной когнитивной задачи (например, обработка сенсорной информации, идеомоторный тренинг) и повышения качества её решения (увеличение скорости реакции, точности и т.д.). Для модуляции активности различных зон мозга может применяться ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция (рТМС), которая является безопасным и эффективным методом локального ингибирующего или возбуждающего воздействия на участки коры головного мозга при помощи серии коротких магнитных импульсов. Стимуляция осуществляется путем генерации переменного магнитного поля, которое индуцирует вихревое электрическое поле, которое в свою очередь может гипер- или деполаризовать мембраны нейронов. Деполаризация мембран аксона снижает порог

возбудимости и увеличивает вероятность распространения потенциалов действия. Преимущественно воздействию стимуляции подвержены короткие и изогнутые корковые нейроны (Ruohonen, 2003; Kobayashi, Pascual-Leone, 2003; Hallett, 2007; Miniussi et al., 2013; Jannati et al., 2023). Основными вопросами применения ТМС для влияния на формирование функциональных нейронных сетей в головном мозге с требующимися характеристиками являются определение пространственных и временных параметров стимуляции (зоны стимуляции, частота, длительность и интенсивность) (Beysel et al., 2020). Исследование принципов реорганизации функциональных связей между отделами мозга под влиянием ТМС позволит получить фундаментальные знания в области нейрофизиологии и на их основе создать методы диагностики и регуляции нейродегенеративных процессов, а также предложить методы повышения эффективности реабилитационных процедур (Ilmoniemi, Kičić, 2010; Beysel et al., 2020).

На актуальность очерченной темы также указывает повышенный интерес со стороны выдающихся исследователей. Среди наиболее значимых работ по изучению физиологических аспектов влияния ТМС на реорганизацию функциональных нейронных сетей и исследованию их характеристик в задачах сенсомоторной интеграции следует отметить исследования зарубежных (Hallett M., Lefaucheur J.P., Rossini P.M., Rossi S., Zhang R. И др.) и отечественных ученых (Благовещенский Е.Д., Каплан А.Я., Мусиенко П.Е., Орлов В.А., Писарчик А. Н., Ушаков В.Л., Храмов А.Е., Шестакова А.Н. и др.).

### **Цель исследования**

Целью диссертационной работы является изучение функциональных нейронных сетей головного мозга, участвующих в сенсорном восприятии и воспроизведении моторного образа, а также изучение возможности применения транскраниальной магнитной стимуляции для ускорения этих процессов.

### **Задачи исследования**

1. Исследование механизмов функционирования нейронной сети головного мозга человека при выполнении задач на воспроизведение моторного образа и обработку сенсорной информации (восприятие и классификацию неоднозначных визуальных стимулов) с помощью анализа сигналов ЭЭГ.

2. Исследование влияния возбуждающей ритмической транскраниальной магнитной стимуляции на свойства функциональной нейронной сети в задачах сенсорного восприятия и воспроизведения моторного образа.

**Научная новизна** заключается в получении новых фундаментальных результатов о функционировании нейронных сетей мозга в процессах сенсомоторной интеграции.

1. Впервые выявлены узлы функциональной нейронной сети, расположенные во фронтальной коре (Frontal\_Mid\_L, Frontal\_Mid\_Orb\_R, Frontal\_Mid\_R, Frontal\_Sup\_R), теменной (Postcentral\_R, SupraMarginal\_R) и височной долях (Temporal\_Mid\_R, Temporal\_Pole\_Sup\_L), коэффициенты кластеризации которых отрицательно коррелируют с временем отклика моторной коры, определяемым как первый локальный минимум значений десинхронизации моторного ритма при формировании моторного образа.

2. Впервые выявлены области в префронтальной коре головного мозга, степень активации которых связана с длительностью принятия решений в задаче классификации неоднозначных визуальных стимулов.

3. Впервые показано, что возбуждающая ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция левой дорсолатеральной коры, перед идеомоторным тренингом, приводит к

увеличению мощности активации теменной области коры в тета-диапазоне. Выявлено, что увеличение мощности активации коры в тета-диапазоне положительно коррелирует со скоростью формирования десинхронизации сенсомоторного ритма в моторной коре при воспроизведении моторного образа.

4. Впервые показано, что возбуждающая ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция правой дорсолатеральной префронтальной коры перед выполнением задачи на классификацию неоднозначных визуальных стимулов приводит к увеличению скорости принятия решения.

#### **Теоретическая и практическая значимость работы**

Результаты диссертационной работы приводят к существенному расширению существующих знаний о функциональных нейронных сетях в головном мозге человека, формирующихся в процессе сенсомоторной интеграции при выполнении двигательных задач и сенсорного восприятия визуальных стимулов, и влиянии на них возбуждающей ритмической транскраниальной магнитной стимуляции. Результаты диссертационной работы могут быть использованы для разработки методов управления функциональными сетями в головном мозге человека, формирующихся при выполнении когнитивных задач.

Перспектива применения таких методов дает возможность влиять на эффективность выполнения когнитивных задач и создавать новые подходы для тренировки операторов, выполняющих рутинные задачи, требующие высокой концентрации (авиадиспетчеры, пилоты и т.д.), разрабатывать эффективные интерфейсы мозг-компьютер (ИМК) для постинсультной реабилитации, а также ИМК, позволяющие в реальном времени осуществлять мониторинг и управление когнитивной активностью человека. Ускорение формирования и выполнения моторного образа в идеомоторном тренинге позволит улучшить точность и координацию движений у здоровых людей и увеличить качество подготовки спортсменов к соревнованиям, а для больных может привести к увеличению скорости восстановления нарушенных двигательных функций.

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

#### **Основные положения выносимые на защиту**

1. Повышение коэффициентов кластеризации ряда узлов функциональной нейронной сети, расположенных во фронтальной коре (Frontal\_Mid\_L, Frontal\_Mid\_Orb\_R, Frontal\_Mid\_R, Frontal\_Sup\_R), теменной (Postcentral\_R, SupraMarginal\_R) и височной долях (Temporal\_Mid\_R, Temporal\_Pole\_Sup\_L), связаны с уменьшением времени отклика моторной коры, определяемым как первый локальный минимум значений десинхронизации моторного ритма при формировании моторного образа.

2. Возбуждающая ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция левой дорсолатеральной префронтальной коры с частотой 5 Гц в течение 6 минут, перед выполнением задачи воспроизведения моторного образа, приводит к увеличению мощности тета-диапазона ЭЭГ в затылочной зоне предклинья (Precuneus\_R). Данный факт подтверждает существование функциональной связи между левой дорсолатеральной префронтальной корой и Precuneus\_R. Выявлено, что повышение мощности ЭЭГ в зоне Precuneus\_R положительно коррелирует со скоростью формирования моторного образа.

3. Увеличение мощности ЭЭГ в правой дорсолатеральной префронтальной коре положительно коррелирует со скоростью принятия решения в задаче на обработку сенсорной

информации (восприятие и классификацию неоднозначных визуальных стимулов). Высокочастотная ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция правой дорсолатеральной префронтальной коры с частотой 10 Гц в течение 3 минут перед выполнением задачи приводит к повышению скорости принятия решения на 10%.

4. Транскраниальная магнитная стимуляция правой дорсолатеральной префронтальной коры также приводит к повышению скорости принятия решений в группе испытуемых, отличной от той, по ЭЭГ данным которой определена зона стимуляции, но со схожим гендерно-возрастным составом. Таким образом, выявленная зона является универсальной для данной популяции испытуемых, что дает возможность использовать транскраниальную магнитную стимуляцию без индивидуального определения целевой зоны.

#### **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 III и IV международной конференции Volga Neuroscience Meeting (Россия, 2021, 2023); на 6th Scientific School on Dynamics of Complex Networks and their Application in Intellectual Robotics, DCNAIR (Калининград, 2022).

#### **Степень достоверности результатов проведенных исследований**

Достоверность научных результатов подтверждается воспроизводимостью экспериментальных данных и обусловлена применением современных экспериментальных методов, а также качественной и количественной согласованностью полученных данных с результатами независимых исследований других авторов. Статистический анализ и проведен с использованием современных методов обработки информации и статистического анализа.

#### **Соответствие паспорту специальности**

В работе исследуются механизмы сенсорного восприятия и организации движений.

Использование классических электрофизиологических методов в работе направлено на изучение основ высшей нервной деятельности человека. Данная работа полностью соответствует паспорту научной специальности 1.5.5. «Физиология человека и животных», пункту 7. Исследование механизмов сенсорного восприятия и организации движений.

#### **Публикации**

По материалам диссертации опубликовано 15 печатных работ: 4 статьи в рецензируемых журналах, индексируемых аналитическими базами Scopus, Web of Science и RSCI, 2 патента на изобретение, 3 свидетельства на программу ЭВМ и 6 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 (243 источника). Работа изложена на 120 страницах машинописного текста, иллюстрирована 23 оригинальными рисунками и 4 таблицами.

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

### Материалы и методы исследования

#### Структура и участники исследования

В рамках диссертационной работы были проведены две экспериментальные серии, в которых приняли участие 90 здоровых совершеннолетних испытуемых, не имевших опыта работы в контуре ИМК и не принимавших участие в исследованиях с ТМС. Все испытуемые были ознакомлены с экспериментальными процедурами и подписали добровольное информированное согласие на участие в исследовании. Исследование было одобрено биоэтической комиссией ННГУ имени Н.И. Лобачевского и проведено в соответствии с Хельсинской декларацией о правах человека.

#### Регистрация ЭЭГ и ЭМГ

Электроэнцефалограмма регистрировалась с использованием текстильного шлема MCSCap (МКС, Зеленоград, Россия) с 32 Ag/AgCl электродами, расположенными по системе 10-10 (FP1, FP2, F3, Fz, F4, FC1, FC2, F7, FT9, FC5, F8, FC6, FC10, T7, TP9, T8, C3, Cz, C4, CP5, CP1, CP2, CP6, CP10, P7, P3, Pz, P4, P8, O1, Oz, O2). Для установки электродов применяли электропроводящий гель «Униагель» (Гельтек, Москва, Россия). Для последующей записи сигналов использовался усилитель NVX-52 (МКС, Зеленоград, Россия). Сопротивление всех электродов было ниже 15 кОм, частота дискретизации записи 1 кГц.

При выполнении задач воспроизведения моторного образа производилась запись ЭМГ. Регистрация осуществлялась с Musculus flexor digitorum superficialis на правой руке парой Ag/AgCl электродов (COVIDIEN, США). Заземляющий электрод помещали на левое предплечье. Сопротивление электродов поддерживалось ниже 15 кОм. Сигнал оцифровывался с частотой 1 кГц с помощью усилителя NVX-52 и применялся режекторный фильтр 50 Гц.

#### Процедура проведения транскраниальной магнитной стимуляции

Для точного определения зоны стимуляции использовалась навигационная система ТМС Localite TMS Navigator system (Localite, Германия). Навигационная система осуществляла позиционирование индуктора путем построения индивидуальной 3D модели головы каждого испытуемого и отслеживания ее положения в пространстве системой инфракрасных камер и маркеров со светоотражающими сферами. Для выбора мощности стимуляции находился индивидуальный моторный порог покоя испытуемого, который определялся минимальной интенсивностью стимуляции, способной не менее чем в 5 из 10 стимулов сформировать вызванный моторный ответ величиной более 50 мкВ. Магнитная стимуляция проводилась при помощи двойного углового индуктора ИДУ-02-100-О (Нейрософт, Иваново, Россия) подключенной к ТМС Нейро-МС/Д (Нейрософт, Иваново, Россия). Плацебо стимуляция осуществлялась путем поворота индуктора на 90° и имела совпадающие с реальной звук и ощущения на голове испытуемого, однако стимуляции коры головного мозга не происходило.

#### Предварительная обработка данных

В первую очередь осуществлялась предварительная обработка данных ЭЭГ, для этого сетевые помехи на частоте 50 Гц и их гармоники были удалены из данных с помощью полосового [49.5 50.5] Гц фильтра Баттерворта. Дополнительно применялся полосовой фильтр Баттерворта [1 70] Гц для уменьшения влияния различных шумовых составляющих и физиологических артефактов. Для удаления артефактов, таких как движение глаз и электрокардиограмма использовался метод, основанный на анализе независимых компонент (Comon, 1994; Chaumon et al., 2015).

### **Локализация источников нейронной активности**

Было проведено решение обратной задачи ЭЭГ с использованием метода точной электрической томографии низкого разрешения (exact low-resolution brain electromagnetic tomography, eLORETA), который работает во временной области (Pascual-Marqui et al., 2006). Шаблонный МРТ-снимок головного мозга «Colin27» использовался для создания модели головы на основе метода граничных элементов (boundary element method, BEM) с тремя типами тканей (мозг, череп и скальп) (Fuchs et al., 2002). Распределение мощности активности источников сигнала рассматривалось в интересующем временном интервале на трехмерной сетке из 11929 вокселей. Для сопоставления расположения источников с анатомическими областями мозга использовался атлас мозга с автоматизированной анатомической маркировкой (automated anatomical labeling, AAL) (Bastos et al., 2016). Мощности источников усреднялись по анализируемому интервалу времени, применяя к ЭЭГ-сигналам фильтр Баттерворта 4-го порядка в интересующем частотном диапазоне. При анализе на уровне источников альфа-диапазон разделялся на нижний (8-12 Гц) и верхний (12-14 Гц). Для сравнения полученных распределений мощности источников, соответствующих различным условиям, применялся статистический t-тест для зависимых выборок. Проблема множественных сравнений решалась с помощью кластерного перестановочного теста с рандомизацией Монте-Карло. Для анализа направления эффекта между условиями мощность источников усреднялась по узлам, входящим в соответствующий выявленный кластер.

### **Влияние рТМС на выявленные функциональные нейронные сети в задачах воспроизведения моторного образа**

#### **Испытуемые**

Участие в исследовании приняли 30 здоровых добровольцев (21 женщина) от 18 до 34 лет ( $20.93 \pm 2.14$  – среднее  $\pm$  стандартное отклонение). Испытуемые были разделены на две группы по 15 человек в экспериментальной сессии. Правая рука была ведущей у всех испытуемых согласно Единбургскому опроснику мануальной асимметрии ( $0.77 \pm 0.18$  среднее  $\pm$  стандартное отклонение). Все испытуемые не имели противопоказаний к ТМС исследованиям в соответствии с скрининговым опросником для ТМС.

#### **Регламент выполнения экспериментальной серии**

Испытуемые последовательно выполняли три типа моторной активности для обучения методике кинестетического воспроизведения моторного образа: реальные движения, квазидвижения и воспроизведение моторного образа. Во всех типах выполнялось одинаковое движение – сжатие ведущей руки в кулак, так как оно задействует всю кисть, при этом не оказывая воздействия на запись ЭЭГ. Квазидвижения представляли промежуточную задачу, при которой испытуемый должен был напрягать только мышцы, участвующие в движении, без воспроизведения самого движения. С целью контроля правильности выполнения квазидвижений и кинестетического представления движений велась запись ЭМГ.

Ведущая рука была выбрана в качестве исследуемой, по причине её большего вовлечения в процессы повседневной жизни и предположительно большего потенциала к успешному формированию моторного образа. Продолжительность экспериментальной сессии не превышала 2 часов. После подготовки и объяснения всех последующих этапов, испытуемый приступал к выполнению задач, демонстрируемых на мониторе, расположенном перед ним.

За 3-минутной ЭЭГ записью фоновой активности мозга (BGR1) следовали активные задачи: реальные движения (ME), квазидвижения (QM), две записи воспроизведения моторного образа (MI1 и MI2). Между задачами испытуемому давался отдых 2 минуты (Rest1 – 3). Завершала экспериментальную сессию вторая запись фоновой активности мозга (BGR2) (Рис. 1А).

Одна задача движений состояла из 20 повторений (Рис. 1Б) соответствующего типа движения в течении 5 секунд и 5-секундной паузы между повторениями. На мониторе предьявлялась картинка, информирующая испытуемого о необходимости совершения движения (фиксационный крестик со стрелочкой в сторону ведущей руки) или паузе (фиксационный крестик).

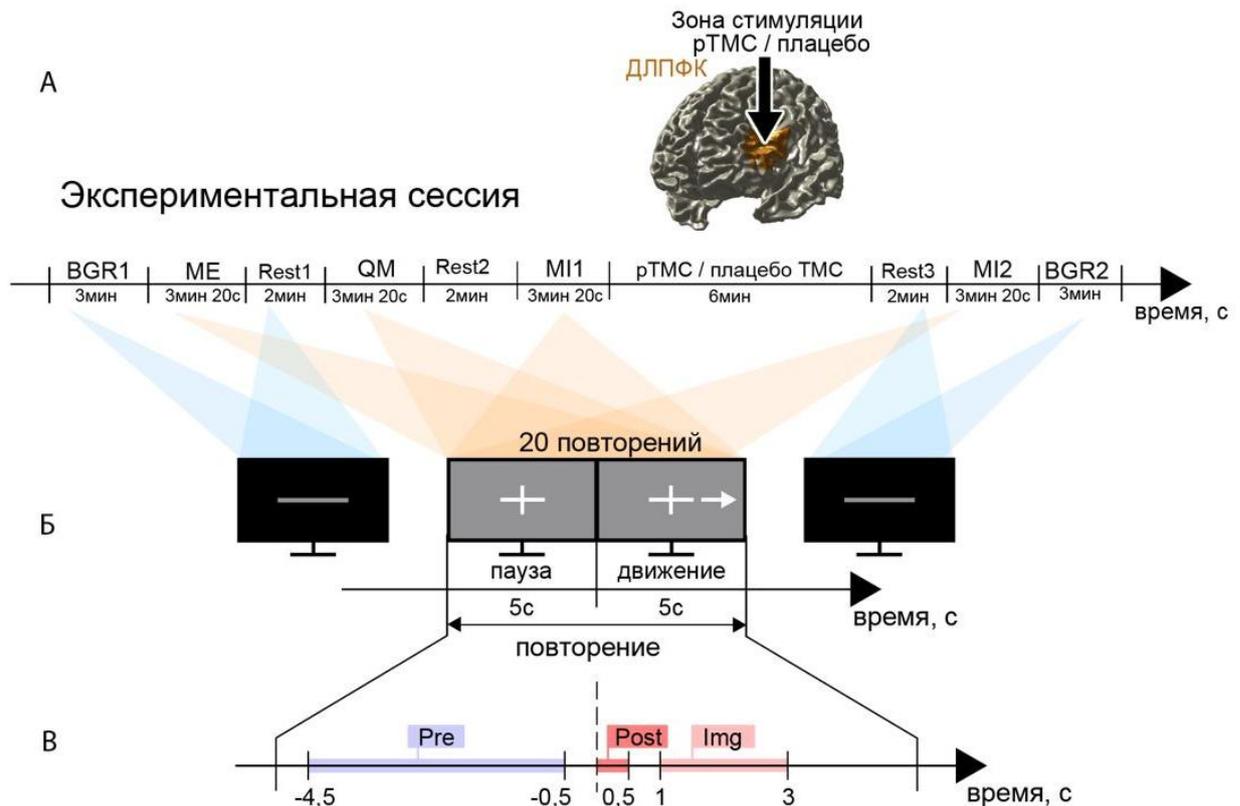


Рисунок 1. Схема экспериментальной сессии. (А) Последовательность и продолжительность элементов эксперимента. (Б) Визуальные стимулы, соответствующие задачам. (В) Разделение записи ЭЭГ на исследуемые эпохи (показано одно повторение)

ТМС подавалась испытуемому между двумя задачами формирования моторного образа (MI1 и MI2). Стимуляция проводилась на 90% мощности от порога моторного ответа, с частотой 5 Гц в течение 6 минут (1800 стимулов). Областью стимуляции была выбрана левая дорсолатеральная префронтальная кора с координатами  $[-42\ 20\ 54]$  в системе координат MNI.

### Выявление функциональных нейронных сетей в задачах воспроизведения двигательного образа

Вначале были выделены эпохи ЭЭГ относительно момента появления визуального стимула ( $t = 0$ ). Для анализа были выбраны временные интервалы (ТОИ) в одном триале: «Pre» — интервал до появления визуального стимула (от  $-4.5$  с до  $-0.5$  с), что соответствует паузе между двумя последовательными двигательными заданиями; «Post» — интервал сразу после

предъявления стимула (от 0 с до 0.5 с); «Img» — интервал (от 1 с до 3 с) воспроизведения моторного образа (Рис 1В). В разработанном протоколе предусмотрено два экспериментальных условия осуществления стимуляции - Плацебо и ТМС, и четыре задачи - ME, QM, MI1 и MI2 с временными интервалами - Pre, Post, Img в каждом. Далее конкретный блок данных будет обозначен в следующем виде: Задача<sub>Т01</sub><sup>Условие</sup> (например, MI1<sub>Pre</sub><sup>Плацебо</sup>).

В качестве характеристики процесса формирования моторного образа было выбрано время генерации отклика моторной коры (ВОМК), которое оценивалось по моменту наступления первого минимума (десинхронизации) сенсомоторного ритма на моторной коре (Рис. 2А). Из 32 ЭЭГ-каналов было выбрано 13, относящихся к моторной области (FC5, FC1, FC2, FC6, T7, C3, Cz, C4, T8, CP5, CP1, CP2, CP6) (Рис. 2Б). Затем к полученным данным применялось вейвлет-преобразование Морле в частотном диапазоне 10-14 Гц. Полученные данные обрезались по времени с отступом в 0.5 с с обоих концов для избежания краевых эффектов. Итоговые вейвлет-поверхности усреднялись по частотам. Таким образом, для каждого повторения каждого человека имелось 13 (по числу каналов) временных рядов усредненных амплитуд ЭЭГ верхнего альфа-диапазона. Для полученных данных применялся кластерный одновыборочный t-тест с перестановками (Maris, Oostenveld., 2007). В качестве момента начала десинхронизации сенсомоторного ритма выбирался первый локальный минимум ряда t-значений, усредненного по значимым каналам. На основе анализа было выявлено среднее время начала формирования моторного образа среди всех участников исследования, которое наступало через 1.168 секунды после демонстрации визуального стимула.

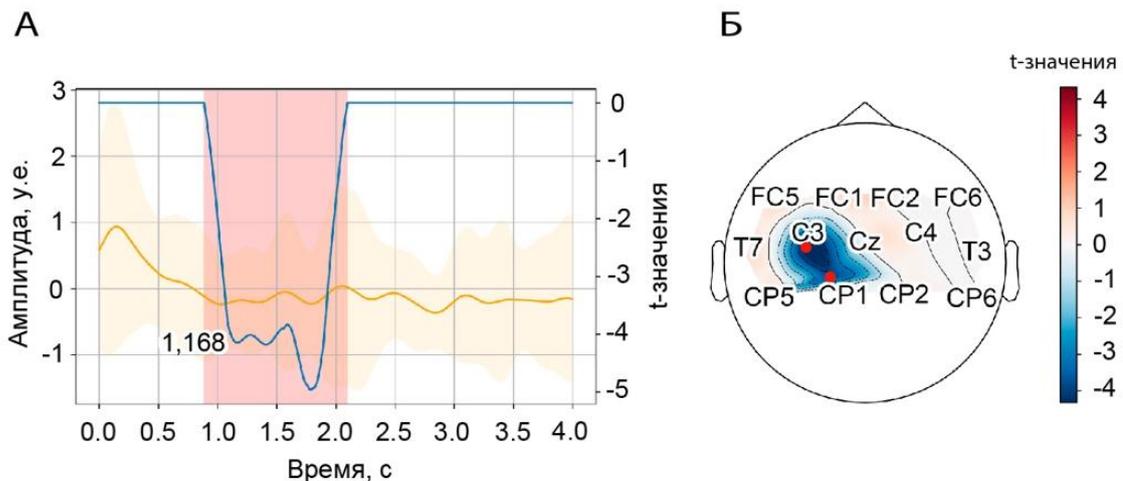


Рисунок 2. (А) Зависимость амплитуды ритма в альфа-диапазоне, усредненной по попыткам и значимым каналам, и ее дисперсия (оранжевый); временной ряд t-значений в первом значимом кластере, усредненный по значимым каналам (синий). Красная область указывает временной интервал, соответствующий первому значимому кластеру; цифровая подпись на графике — время первого значимого локального минимума t-значений. (Б) Топограмма t-значений, усредненных за временной интервал воспроизведения моторного образа, соответствующий первому значимому кластеру. Красными точками обозначены значимые каналы

Функциональные связи определялись в пространстве источников в альфа, бета частотных диапазонах и в выбранных временных интервалах. Для восстановления источников применялся метод частичной канонической когерентности (partial canonical coherence, PCC), который работает в частотной области. Таким образом, для восстановления функциональной

сети сначала определялась матрица связей между всеми узлами (диполями) в объеме мозга. Затем проводилась процедура парцелляции с использованием атласа мозга AAL (Tzourio-Mazoyer et al., 2002), в результате, полученная матрица содержала меры функциональных связей между 116 анатомическими областями мозга. Для дальнейшего анализа рассматривались не абсолютные значения мер связей, а их изменения (разницы) относительно матриц связей, соответствующих фоновым ЭЭГ записям в состоянии покоя. Сеть в альфа-диапазоне включает в себя следующие основные «хабы» - узлы, имеющие наибольшее количество связей с другими узлами: верхняя и средняя лобные извилины справа, предклинье справа (Precuneus\_R). Данные зоны входят в центральную исполнительную сеть, которая участвует в принятии решений, контроле внимания и рабочей памяти (Habas et al., 2009; Menon, 2011; Адамович, 2020; Dadario, Sughrue, 2023). Сеть в бета-диапазоне включает в себя следующие основные «хабы»: верхнюю лобную извилину справа, нижнюю височную извилину справа. Также в данных сетях участвуют области моторной и визуальной коры, что свидетельствует об их активации, обусловленной формированием моторного образа, которой управляет центральная исполнительная сеть.

Для расчета корреляции между мерой функциональной связи и временем начала формирования моторного образа в группе испытуемых применялся корреляционный тест Пирсона с перестановками. Были выявлены функциональные сети в альфа- и бета-диапазонах (см. рис. 3), в которых изменение сил связей во временном интервале воспроизведения моторного образа значимо положительно коррелирует со скоростью формирования моторного образа на уровне группы испытуемых.

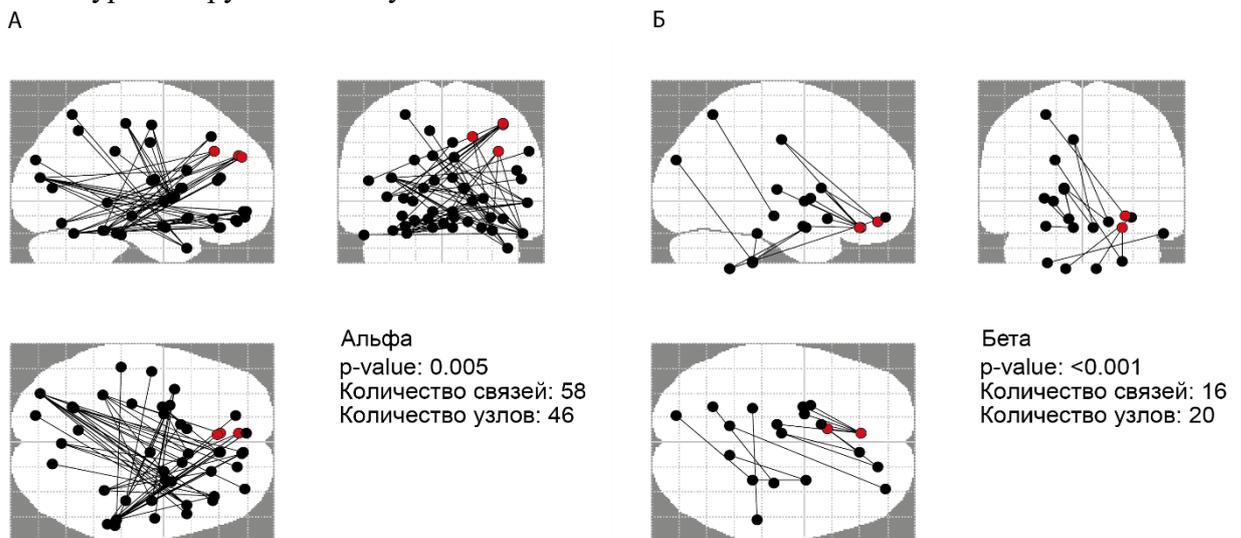


Рисунок 3. Функциональные связи в корональной, аксиальной и сагиттальной проекциях мозга, изменение сил которых (Img-Pre) связано с воспроизведением моторного образа. Показаны сети для (А) альфа- и (Б) бета - частотных диапазонов (красным выделены «хабы» в префронтальной коре)

В альфа-диапазоне выявленная сеть состояла из 46 узлов и 58 связей ( $p < 0.005$ ). В бета-диапазоне было обнаружено 20 узлов и 16 связей ( $p < 0.001$ ). Найденные узлы располагаются во фронтальной коре, теменной и височной долях. При этом наблюдается отрицательная корреляция между коэффициентом кластеризации и временем начала формирования моторного образа (коэффициент корреляции  $r$ -Пирсона,  $R < 0$ ) для всех значимых узлов. Выявленные сети представляют собой сеть выполнения задачи (task-positive network)

(Bardouille, Voe, 2012), содержащая узлы центральной исполнительной сети и вентральной сети внимания, а также элементы моторной коры.

### **Влияние возбуждающей рТМС на выявленные функциональные нейронные сети**

Парный t-тест с поправкой Бонферрони на множественные сравнения выявил значимые различия мощности сенсомоторного ритма во время формирования моторного образа до и после воздействия рТМС между  $MI1_{pre}^{TMC}$  и  $MI2_{pre}^{TMC}$  в престимульном интервале в двух частотных диапазонах: тета ( $p = 0.00062$ ,  $p_{corr} = 0.01$ , с поправкой) и альфа ( $p = 0.019$ ,  $p_{corr} = 0.304$ , с поправкой). Карты t-значений в альфа и тета диапазонах (выделены цветом) показаны на рисунке 4А и Б. Крест на панели (А) указывает на положение минимума t-значения, которое расположено в предклинье (PrecuneusR). Крест на панели (Б) указывает на положение целевой области ТМС, соответствующее центру левой ДЛПФК. Эффект активации ЭЭГ сигнала в тета-диапазоне присутствует во всей затылочной коре и распространяется на теменные области. В отрицательном кластере (отмечен синим цветом на рис. 4А) значения мощности были выше в состоянии  $MI2_{pre}^{TMC}$  после рТМС по сравнению с состоянием  $MI1_{pre}^{TMC}$  до рТМС. Эффект мощности в альфа диапазоне значим только без поправки. В частности, карта t-значений (рис. 4Б) демонстрирует отрицательный кластер в нижней и средней частях левой лобной доли, а максимальный эффект был найден в области целевого участка ТМС (левая ДЛПФК).

На основании этих эффектов для дальнейшего анализа были определены две области интереса (ОИ): PrecuneusR — в тета-диапазоне (ОИ1) и левая ДЛПФК — в альфа-диапазоне (ОИ2). Для определения выявленных эффектов изменения мощности, вызванных ТМС, было произведено сравнение мощности сигнала в выбранных ОИ в престимульном интервале между  $MI1_{pre}$  и  $MI2_{pre}$  для рТМС и плацебо стимуляции с использованием теста Уилкоксона. Был обнаружен значимый эффект стимуляции в тета-диапазоне (ОИ1) ( $W = 3$ ,  $p = 0.0012$ ), где мощность была выше после воздействия рТМС, и не наблюдалось значительных эффектов после плацебо стимуляции (Рис. 4В). Кроме того, наблюдалась тенденция повышения мощности альфа-ритма в ОИ2 после ТМС (рис. 4Г).

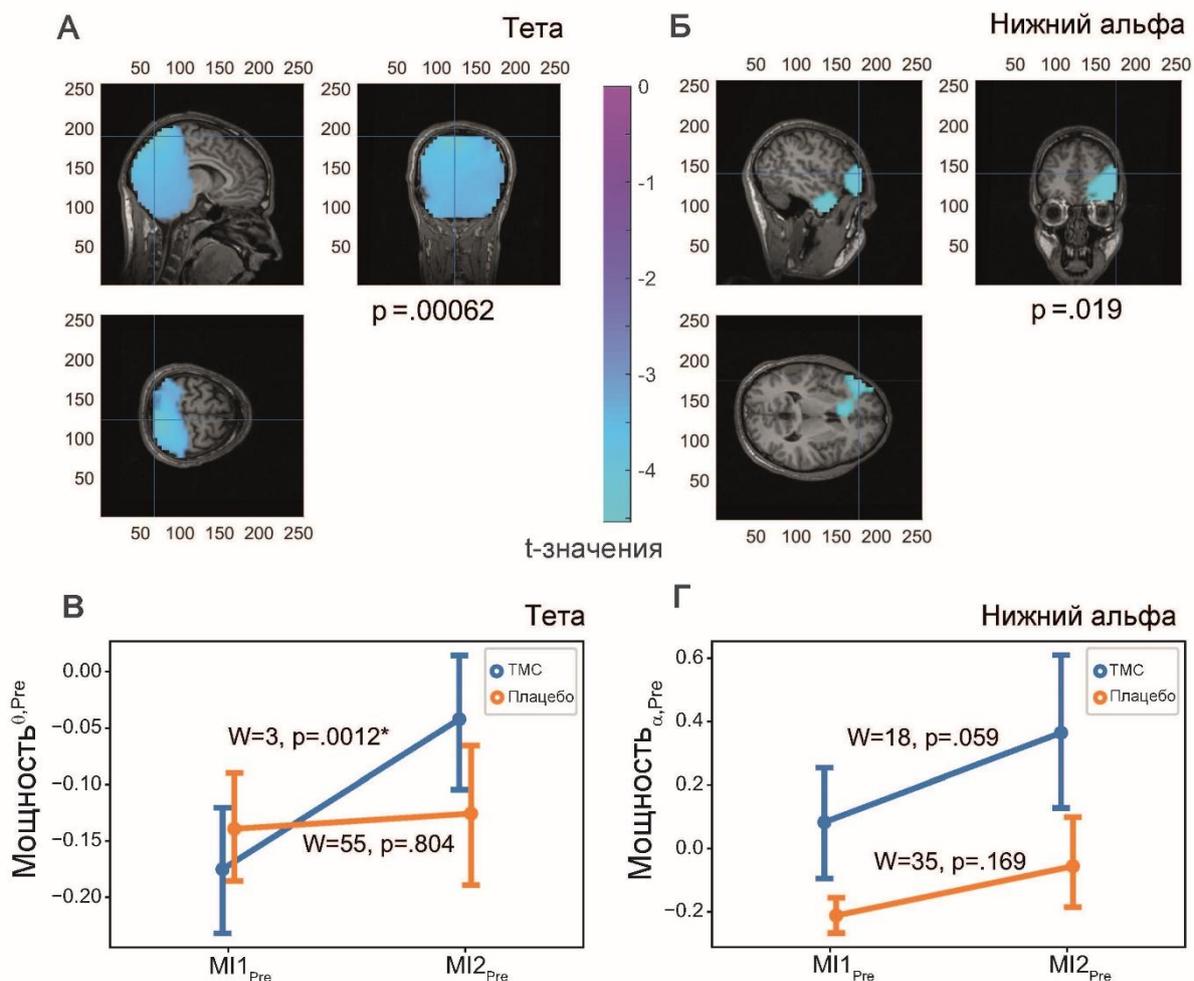


Рисунок 4. Нормализованная разница мощности сигнала на уровне источника в престаимпульном интервале между первой и второй задачами воспроизведения двигательного образа для рТМС ( $MI1_{Pre}^{TMS}$  против  $MI2_{Pre}^{TMS}$ ) для (А)  $\theta$ -диапазона и (Б)  $\alpha$ -диапазона. Значения цвета указывают t-значения на уровне группы в выявленных негативных кластерах. (В, Г) Значения нормализованной мощности источника сигнала (среднее значение группы  $\pm$  стандартная ошибка), рассчитанные в выбранных областях интереса в престаимпульном интервале в задачах MI1 и MI2 для рТМС (синяя линия) и плацебо стимуляции (оранжевая линия); «\*» указывает на значимую разницу с поправкой Холмса

Поскольку был обнаружен значимый эффект от рТМС в тета-диапазоне в области PrecuneusR, был проведен корреляционный анализ между изменением времени отклика моторной коры и изменением мощности сигнала в тета диапазоне этой области интереса между задачами MI2 и MI1 (рис 5); в качестве контроля рассматривалась плацебо стимуляция. В результате была обнаружена статистически значимая корреляция после воздействия возбуждающей рТМС (Рис. 5А) ( $R^2 = -0.862$ ,  $p = 3 \cdot 10^{-4}$ ). Было показано, что с увеличением мощности сигнала в тета-диапазоне области PrecuneusR во время воспроизведения моторного образа после воздействия ритмической ТМС увеличивается скорость отклика моторной коры. Для плацебо стимуляции (Рис. 5Б) достоверной значимости не обнаружено ( $R^2 = 0.374$ ,  $p = 0.256$ ).

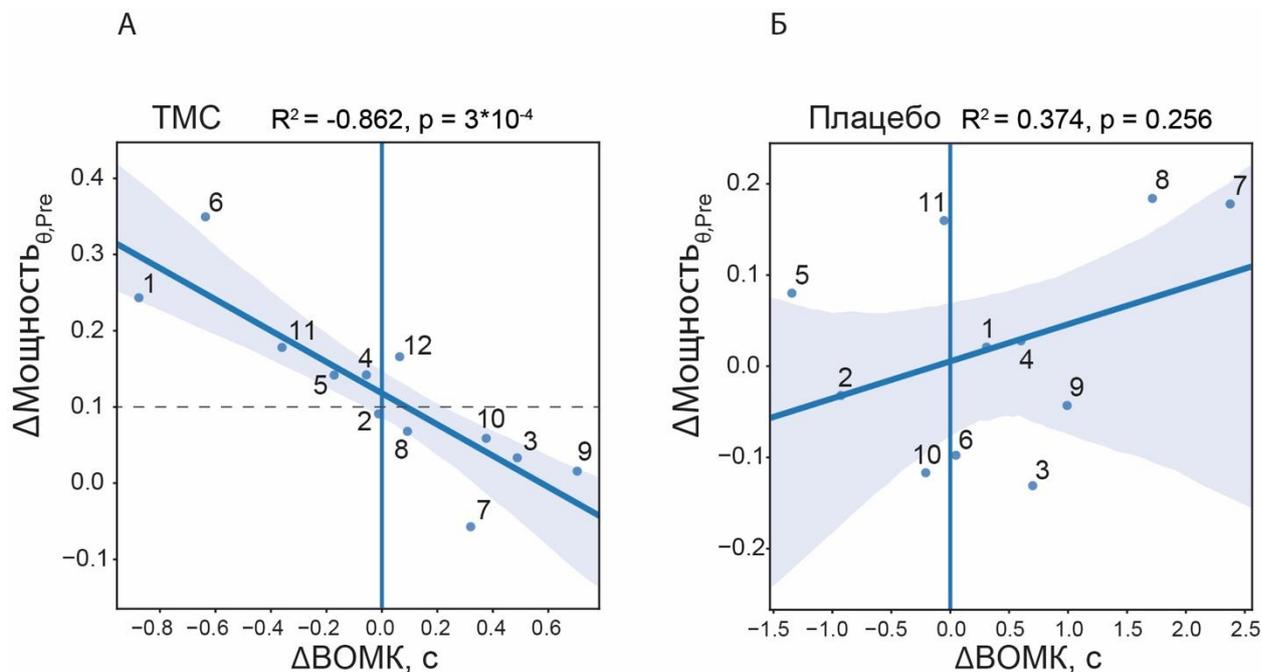


Рисунок 5. Диаграммы рассеивания, показывающие взаимосвязь между изменением ВОМК и нормализованным изменением  $\theta$ -мощности в престаимпульном интервале ( $\Delta P_{\theta,Pre}$ ) между задачами MI2 и MI1 в ОИ1 для рТМС (А) и плацебо стимуляции (Б);  $\Delta P_{\theta,Pre} = nP_{\theta,Pre}^{MI2} - nP_{\theta,Pre}^{MI1}$ ;  $\Delta \text{ВОМК} = \text{ВОМК}_{MI2} - \text{ВОМК}_{MI1}$ . Точки обозначают отдельных испытуемых, пунктиром выделено пороговое значение  $\Delta P_{\theta,Pre} \sim 0.1$

Выявлено что, если нормализованные изменения мощности сигнала в тета-диапазоне временного интервала перед предъявлением стимула ( $\Delta \text{Мощность}_{\theta,Pre}$ ), больше определенного порога (0.1), то воздействие рТМС приводит к сокращению времени отклика моторной коры ( $\Delta \text{ВОМК} < 0$ ), в противоположном случае,  $\Delta \text{ВОМК}$  либо увеличивается, либо не изменяется. Это означает, что воздействие высокочастотной рТМС на левую дорсолатеральную префронтальную кору головного мозга увеличивает скорость формирования моторного образа.

По представленным результатам опубликованы две статьи (Kurkin et al., 2023; Drapkina et al., 2023), а также зарегистрирован патент на изобретение № 2822811 «Способ стимуляции головного мозга».

### **Влияние рТМС на выявленные функциональные нейронные сети в задачах сенсорного восприятия неоднозначных визуальных стимулов**

#### **Испытуемые**

В исследовании участвовало 60 здоровых испытуемых (32 женщины и 28 мужчин) в возрасте от 18 до 33 лет (среднее  $\pm$  стандартное отклонение  $20.3 \pm 2.5$ ). Все испытуемые не имели противопоказаний к ТМС исследованиям в соответствии с скрининговым опросником для ТМС.

#### **Регламент выполнения экспериментальной серии**

В качестве визуальных стимулов были использованы кубы Неккера (рис. 6А). Для каждого куба был введен параметр неоднозначности  $a = 0.15, 0.25, 0.4, 0.45, 0.55, 0.6, 0.75$ ,

0.85, определяющий контрастность трех внутренних, нижних граней. Цвет граней задавался, используя 8-битную палитру оттенков серого, варьирующего от значений 0 (черный) до 255 (белый).

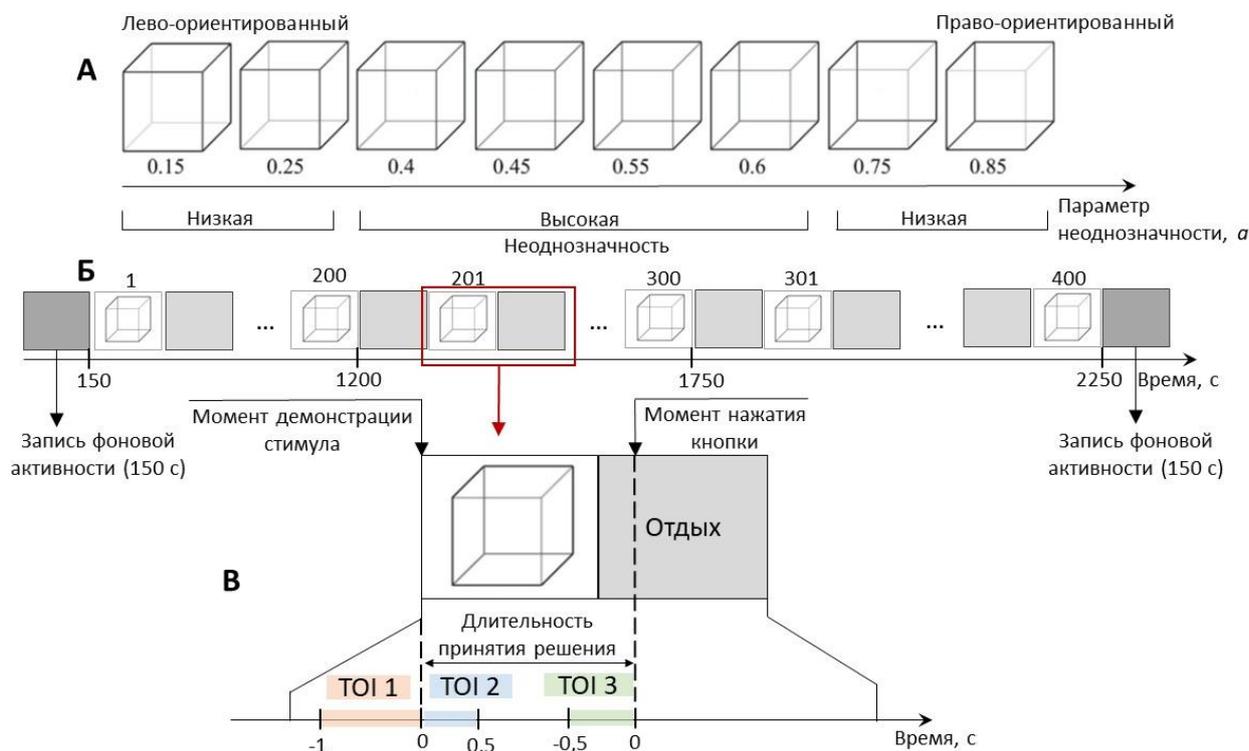


Рисунок 6. (А) Визуальные стимулы (кубы Неккера) с различными значениями параметра контраста, определяющего ориентацию и степень неоднозначности стимула. (Б) Схема эксперимента. (В) Пример одного повторения

Изображения кубов Неккера отображались на 27-дюймовом ЖК-экране, расположенном на расстоянии 2 м от участника. Каждый куб появлялся на экране на короткий промежуток времени, случайно выбранный из диапазона 1–1.5 с. Между стимулами демонстрировали абстрактный образ в течение 3–5 с. Время от момента демонстрации куба Неккера до нажатия клавиши определялось как длительность принятия решения (ДПР) (Рис. 6В). Время предъявления кубов Неккера и запись ЭЭГ синхронизировались с помощью фотодиода, подключенного к усилителю. В ходе исследования кубы с заданной неоднозначностью случайным образом демонстрировались испытуемому 400 раз, каждый куб с определенной неоднозначностью демонстрировался 50 раз. Перед демонстрацией неоднозначных изображений осуществлялась 3-минутная запись фоновой активности мозга в состоянии покоя, вторая 3-минутная запись фоновой активности осуществлялась по окончании экспериментальной серии (Рис. 6Б). При распознавании левой или правой ориентации куба, испытуемые нажимали левую/правую клавишу на устройстве ввода. Перед началом и по окончании исследования каждый испытуемый проходил опросник субъективной оценки усталости – MFI и опросник субъективной оценки сложности задачи – NASA.

После завершения экспериментальной на основании анализа ЭЭГ была проведена локализация источников нейронной активности, вовлечённых в выполнение задачи на группе из 30 человек. Также был проведен корреляционный анализ мощности активации локализованных источников и ДПР при классификации неоднозначных изображений. Были определены две зоны с координатами [20 25 36] и [-22 -8 64], согласно системе координат

MNI, соответствующие областям с максимальной и минимальной корреляцией мощности активации коры и ДПР. Группа добровольцев была разделена на четыре подгруппы (по 15 человек), среднее время реакции на визуальный стимул в подгруппах было одинаковым. Было сформировано две подгруппы с реальной стимуляцией целевой зоны, третья подгруппа с плацебо ТМС целевой зоны и четвертая подгруппа с ТМС контрольной зоны. Целевая зона имела координаты [20 25 36], контрольная [-22 -8 64], согласно системе координат MNI. Стимуляция осуществлялась в течение 3 минут с частотой 10 Гц. Сразу после стимуляции испытуемые приступали к выполнению задачи на классификацию неоднозначных изображений, в процессе выполнения которой велась запись ЭЭГ.

#### **Выявление частотно-временных характеристик принятия решения в задачах сенсорного восприятия**

Были выбраны следующие исследуемые временные интервалы: интервал ТО11 (от -1 с до 0 с), характеризующий общее состояние человека до момента предъявления визуального стимула; интервал, соответствующий реакции на стимул - ТО12 (от 0 с до 0.5 с), где 0 – момент демонстрации куба Неккера; а также интервал во время которого происходило формирование решения - ТО13 (от -0.5 с до 0 с), где 0 – момент нажатия на кнопку.

Было проанализировано изменение ДПР в зависимости от степени неоднозначности куба Неккера. Были проанализированы медианные значения ДПР, используя ANOVA с повторными измерениями. В результате была обнаружена значимая разница в скорости реакции на изображения с разной неоднозначностью (Рис. 7А). Пост-хок анализ показал, что испытуемые реагировали быстрее на стимулы с низкой неоднозначностью ( $M=0,66$  с,  $SD=0.14$ ) по сравнению со стимулами с высокой неоднозначностью ( $M=0.85$  с,  $SD=0.28$ ). При низкой степени неоднозначности куба (параметр неоднозначности  $a > 0.75$  для правоориентированных и  $a < 0.25$  для левоориентированных) наблюдается разница в скорости реакции на левоориентированное и правоориентированное изображение ( $p=0.008$ ), при высокой степени неоднозначности куба (параметр неоднозначности  $0.4 < a < 0.6$ ) такой эффект не был обнаружен (Рис. 7Б).

Для исследования процесса обучения был проведен анализ динамики ДПР от времени эксперимента и соответственно количества попыток классификации. Для этого экспериментальную сессию, состоящую из 400 предъявлений визуальных стимулов, разделили на 4 последовательных временных интервала, по 100 предъявлений кубов Неккера в каждом. Уменьшение ДПР было обнаружено между интервалами эксперимента 1 и 2 ( $p<0.0001$ ), 2 и 3 ( $p<0.0004$ ) и не было обнаружено между интервалами эксперимента 3 и 4. Данный факт свидетельствует о том, что 300 повторений задачи хватало испытуемым для обучения (Рис. 7В).

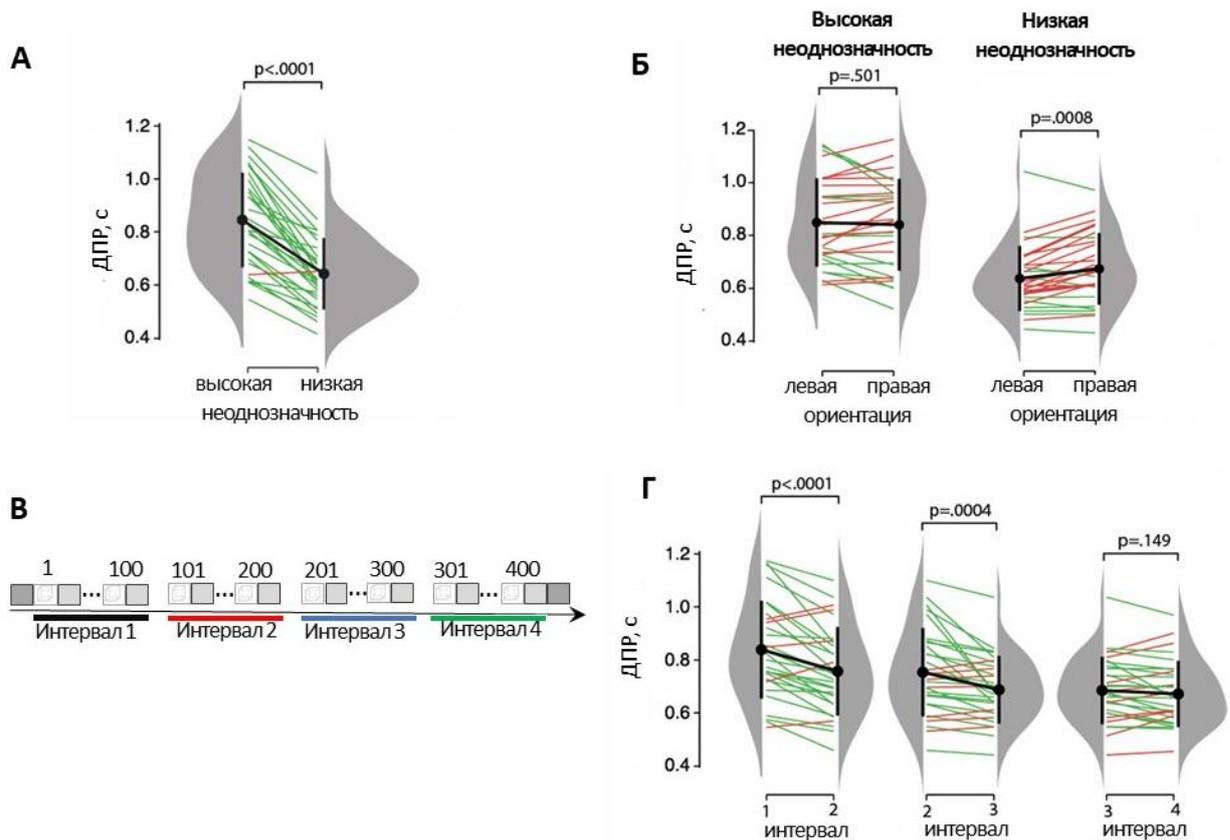


Рисунок 7. Зависимость ДПР в задаче классификации неоднозначных визуальных стимулов от степени неоднозначности изображения (А), ориентации куба Неккера (Б) и количества попыток классификации (Г). Представлены средние значения группы  $\pm$  стандартное отклонение, зеленые и красные линии демонстрируют индивидуальное изменение ДПР в зависимости от условий, серым цветом отображена плотность распределения. (В) Схема разделения записи на 4 временных интервала

Была рассчитана волновая мощность (ВМ) сигнала в диапазоне частот от 1 до 40 Гц, используя вейвлет Морле. В трех временных интервалах была проанализирована ВМ, нормализованная на сигнал ЭЭГ фоновой активности в начале эксперимента. Это позволило ввести понятие событийных изменений спектральной мощности (СИСМ). Для всех ТОИ нормированная спектральная мощность была усреднена по времени для сравнения пары канал-частота. Для сравнения СИСМ на уровне сенсоров был использован парный t-тест с коррекцией на множественные сравнения методом кластерного анализа и методом случайных перестановок Монте-Карло. Кластер, определяющий схожие изменения спектральной мощности сигнала в выборке, считался значимым, если р-значение было меньше 0.025.

На рисунке 8 показано, что в престаимульном интервале (ТОИ1) и сразу после предъявления визуального стимула (ТОИ2) присутствует увеличение спектральной мощности ЭЭГ в альфа диапазоне лобной области. В интервале формирования решения (ТОИ3) наблюдается уменьшение спектральной мощности ЭЭГ в альфа диапазоне. Также выявлено, что после предъявления визуального стимула увеличивается спектральная мощность ЭЭГ в тета диапазоне, в то время как мощность в альфа диапазоне уменьшается. Активность в тета диапазоне соответствует процессам концентрации внимания и обработки информации.

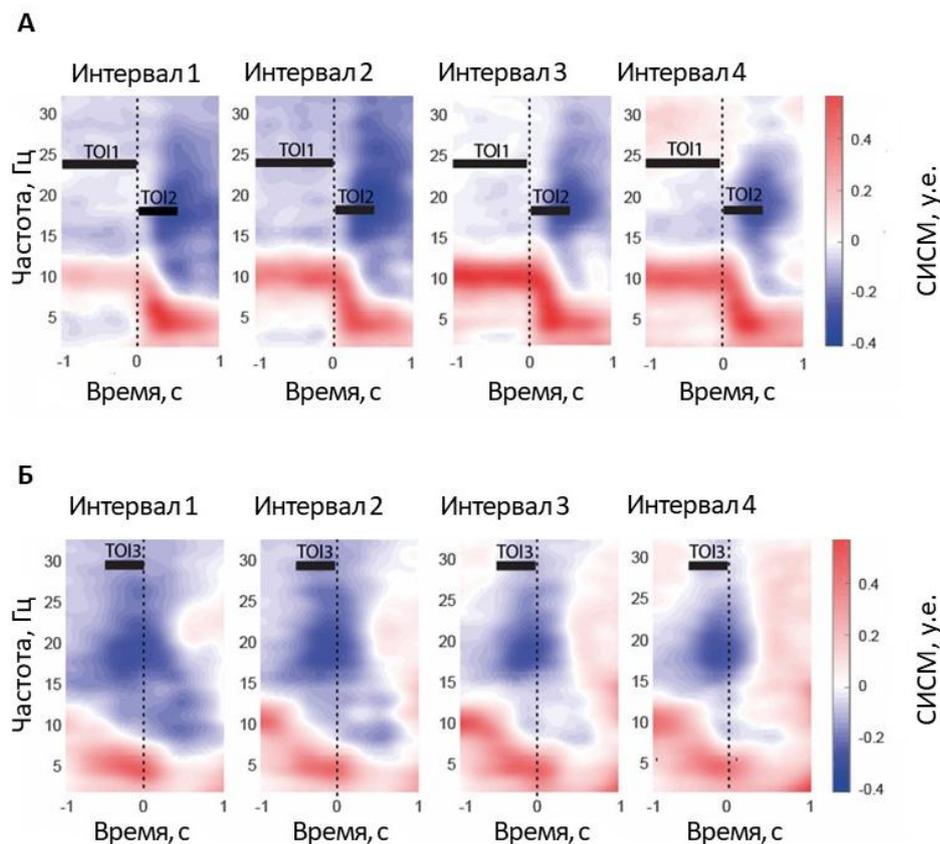


Рисунок 8. Частотно-временная диаграмма событийных изменений спектральной мощности относительно: (А) времени демонстрации визуального стимула, (Б) времени принятия решения в разных интервалах проведения эксперимента. ТОI1 (от -1 с до 0 с), ТОI2 (от 0 с до 0.5 с), где 0 – момент демонстрации куба Неккера; ТОI3 (от -0.5 с до 0 с), где 0 – момент нажатия на кнопку

Была разработана модель машинного обучения на основе сверточной искусственной нейронной сети (ИНС), которая предсказывает совершение испытуемым ошибки классификации неоднозначных визуальных стимулов на коротких сегментах ЭЭГ. Сегменты ЭЭГ рассматривались как матрица размером  $32 \times 375$ , содержащая значения амплитуды сигнала для каждого канала в интервале 1.5 секунды. Интервал состоял из временного отрезка длительностью 1 секунду до нажатия на кнопку (ТОI3) и 0.5 секунды после визуального стимула (ТОI2). Матрица служила входными данными для свертки. 2D свертка осуществлялась по обеим осям (x и y): канальной и временной. Сначала усреднялась амплитуда ЭЭГ сигнала по всем каналам, что приводило к  $m$ -мерному вектору признаков, где  $m$  - длина интервала. Для определения длины результирующего вектора признаков  $k$ , временной интервал делился на  $k$  равных частей. Затем формировался  $k$ -мерный вектор признаков. После процедуры свертки вектор признаков загружался в ИНС. ИНС обучалась различать правильные и ошибочные ответы, применяя перекрестную проверку для оценки ее эффективности. Объединив данные всех участников, был сформирован набор из 9534 сегментов ЭЭГ, соответствующих правильному и ошибочному распознаванию неоднозначных изображений (8480 — правильных и 1054 — ошибочных). Каждый раунд перекрестной проверки включал разделение набора данных на два подмножества: выполнение обучения ИНС на обучающем подмножестве (8580 сегментов, 90%) и проверку на тестовом

подмножестве (954 сегментов, 10%). По результатам обучения ИНС, была показана точность предсказания ошибки до 89.9%.

### **Влияние возбуждающей рТМС на длительность принятия решения**

Было исследовано влияние рТМС на ДПР в задаче классификации неоднозначных визуальных стимулов. Для этого была проанализирована разница медианных значений ДПР для двух экспериментальных дней без и после ТМС, используя непараметрический тест Вилкоксона. В результате было показано, что у группы, на которой была определена целевая зона стимуляции (Рис. 9А) показатели ДПР после стимуляции ( $M=0.71$  с) были ниже, чем до стимуляции ( $M=0.76$  с),  $z=-2.045$ ,  $p=0.041$ . Такой же эффект наблюдался у группы, на которой не определяли целевую зону (Рис. 9В). После воздействия рТМС показатели ДПР ( $M=0.68$  с) у этой группы были ниже, чем до стимуляции ( $M=0.79$  с),  $z=-2.097$ ,  $p=0.036$ . Для группы с плацебо стимуляцией целевой зоны (Рис. 9Б) не было обнаружено статистической значимости в изменении показателей ДПР до ( $M=0.75$  с) и после ( $M=0.74$  с) воздействия,  $z=-0.057$ ,  $p=0.955$ . Также не было обнаружено статистической значимости в изменении показателей ДПР до ( $M=0.8$  с) и после ( $M=0.74$  с) воздействия, для группы с ТМС контрольной зоны (Рис. 9Г),  $z=-1.250$ ,  $p=0.211$ .

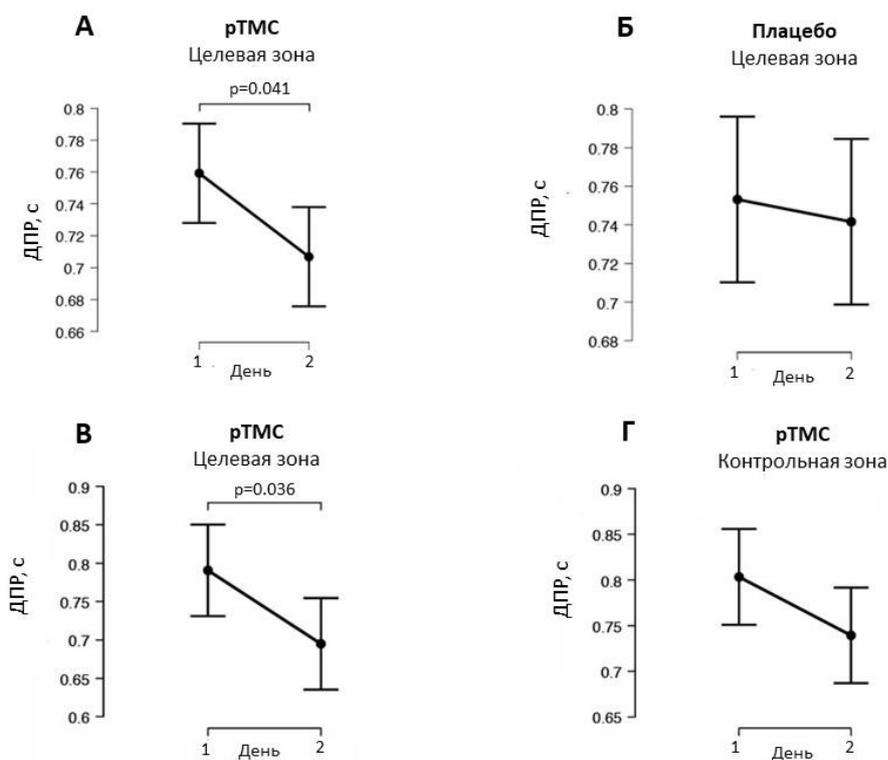


Рисунок 9. Влияние рТМС на ДПР в задаче классификации неоднозначных визуальных стимулов. Показаны медианные значения ДПР в двух экспериментальных днях (без ТМС и после ТМС) по группам испытуемых: (А) участвующая в определении целевой зоны ТМС стимуляции, (Б) с плацебо ТМС целевой зоны, (В) не участвующая в определении целевой зоны ТМС, (Г) с ТМС контрольной зоны. Точками представлены средние значения группы  $\pm$  стандартное отклонение

Между двумя экспериментальными днями, для всех групп испытуемых не было выявлено значимых различий субъективной оценки усталости, рассчитанной по опроснику MFI и субъективной оценки сложности задачи, рассчитанной по опроснику NASA. Также

между двумя экспериментальными днями, для всех групп испытуемых не было выявлено значимых различий в количестве совершенных ошибок классификации неоднозначных визуальных стимулов. Таким образом, показано, что мощность активации правой дорсолатеральной префронтальной коры коррелирует со скоростью принятия решения в задаче на классификацию неоднозначных визуальных стимулов – кубов Неккера. Возбуждающая рТМС правой дорсолатеральной префронтальной коры с частотой 10 Гц в течение 3 минут, предшествующая выполнению задачи классификации неоднозначных визуальных стимулов – кубов Неккера, приводит к увеличению на 10% скорости принятия решения. При этом, не наблюдается изменений в количестве совершенных ошибок и в субъективных ощущениях усталости испытуемых.

По описанным результатам опубликовано две статьи (Batmanova et al., 2022; Kuc et al., 2023), а также зарегистрирован патент на изобретение № 2823493 «Способ повышения скорости реакции человека на внешние визуальные стимулы».

## ВЫВОДЫ

1. Узлы функциональных нейронных сетей, вовлеченных в формирование моторного образа, со значимой отрицательной корреляцией между временем отклика моторной коры, определяемым как первый локальный минимум t-значений десинхронизации моторного ритма при формировании моторного образа, и коэффициентами кластеризации узлов располагаются во фронтальной коре, теменной и височной долях. Выявленные узлы принадлежат «сети выполнения задачи» (task positive network), которая содержит хабы центральной исполнительной сети и вентральной сети внимания, а также элементы моторной коры. Левая дорсолатеральная префронтальная кора, является областью коры головного мозга с максимальной мощностью активации в альфа и бета диапазонах при формировании моторного образа. Левая дорсолатеральная префронтальная кора была выбрана в качестве зоны для ТМС стимуляции, поскольку она включает в себя узел Frontal Mid L, для которого выявлена отрицательная корреляция между временем формирования моторного образа и коэффициентом кластеризации.
2. Высокочастотная ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция левой дорсолатеральной префронтальной коры перед выполнением задачи на моторное воображение влияет на активность в зоне правого предклинья (PrecuneusR), увеличивая мощность в тета-диапазоне в престаимульном интервале времени, предшествующему выполнению задачи формирования моторного образа. Между изменением времени отклика моторной коры и изменением мощности ЭЭГ сигнала в тета-диапазоне в предклинье в престаимульном интервале существует статически значимая отрицательная корреляция. Увеличение мощности в тета-диапазоне в зоне правого предклинья более чем на 10% приводит к уменьшению времени отклика моторной коры.
3. Увеличение мощности ЭЭГ сигнала в правой дорсолатеральной префронтальной коры положительно коррелирует со скоростью принятия решения при выполнении задачи классификации неоднозначных изображений. Мощность ЭЭГ сигнала в верхней височной извилины слева (Temporal Sup L) также увеличивается, но не коррелирует со скоростью принятия решения.
4. Высокочастотная ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция правой дорсолатеральной префронтальной коры перед выполнением задачи классификации неоднозначных изображений приводит к повышению скорости принятия решения на 10% (в среднем по группе испытуемых). Воздействие ТМС на верхнюю височную извилину слева не меняет скорость реакции и не вносит изменений в правильность ответов. Правая дорсолатеральная префронтальная кора, выявленная на одной группе испытуемых, является также релевантной для другой группы испытуемых со схожим гендерным и возрастным составом.

## СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

### Статьи в научных журналах, рецензируемых в базах Scopus, Web of Science, RSCI

1. Drapkina O., Savosenkov A., Gordleeva S., Kurkin S., Badarin A., Grigorev N., Udoratina A., Kiselev A., Kazantsev V. & Hramov A. Characteristics of the specific brain functional network correlate with the latency of motor imagery //The European Physical Journal Special Topics. – 2023. – С. 1-10.
2. Kurkin S., Gordleeva S., Savosenkov A., Grigorev N., Smirnov N., Grubov V. V., Udoratina A., Maksimenko V., Kazantsev V. & Hramov A. E. 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. Kuc A., Maksimenko V., Savosenkov A., Grigorev N., Grubov V., Badarin A., Gordleeva S. Yu., Kazantsev V. & Hramov A. Studying perceptual bias in favor of the from-above Necker cube perspective in a goal-directed behavior //Frontiers in Psychology. – 2023. – Т. 14. – С. 1160605.
4. Batmanova A., Kuc A., Maksimenko V., Savosenkov A., Grigorev N., Gordleeva S., Kazantsev V., Korchagin S. & Hramov A. E. Predicting perceptual decision-making errors using EEG and machine learning //Mathematics. – 2022. – Т. 10. – №. 17. – С. 3153.

### Патенты

1. Патент на изобретение № 2822811 «Способ стимуляции головного мозга» Гордлеева С.Ю., Куркин С.А., Григорьев Н.А., Савосенков А. О., Максименко В.А., Храмов А. Е., Казанцев В. Б. 2023.
2. Патент на изобретение № 2823493 «Способ повышения скорости реакции человека на внешние визуальные стимулы» Гордлеева С.Ю., Куркин С.А., Григорьев Н.А., Савосенков А. О., Максименко В.А., Храмов А. Е., Казанцев В. Б. 2023.

### Свидетельства на программы ЭВМ

1. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021663910 «Программа для классификации электроэнцефалографических паттернов моторного воображения рук» Григорьев Н.А., Лукоянов М.В., Савосенков А.О. 2021.
2. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2022615653 «Программа для классификации моторных паттернов активности с детектированием амплитудных пиков ритма электроэнцефалограммы в реальном времени» Гордлеева С.Ю., Савосенков А.О., Лукоянов М.В., Григорьев Н.А., Удоратина А.М., Колчина А.Т. 2022.
3. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2023685017 «Программа для анализа мультимодальных физиологических сигналов в процессе выполнения моторной задачи» Бадарин А.А., Антипов В.М., Григорьев Н.А., Савосенков А.О., Удоратина А.М., Гордлеева С.Ю., Грубов В.В., Куркин С.А., Казанцев В.Б., Храмов А.Е. 2023.

### Тезисы докладов

1. **Savosenkov A.**, Grigorev N., Udoratina A., Lukoyanov M., Kurkin S., & Gordleeva S. (2022, September). Effect of transcranial magnetic stimulation on changes in cortical structures activity during BCI motory-imagery performance. In 2022 Fourth International Conference Neurotechnologies and Neurointerfaces (CNN) (pp. 136-139). IEEE.
2. Grigorev N., **Savosenkov A.**, Udoratina A., Kolchina A., Maksimenko V., & Gordleeva S. (2022, September). Transcranial magnetic stimulation affects response time in decision-making tasks. In 2022 Fourth International Conference Neurotechnologies and Neurointerfaces (CNN) (pp. 38-40). IEEE.

3. Maksimenko V., Gordleeva S., Grigorev N., **Savosenkov A.**, Kuc A., Udoratina A., Grubov V., Kolchina A., Kurkin S., Kazantsev V. & Hramov A. (2022, September). Anterior TMS Speeds up Responses in Perceptual Decision-making Task. In 2022 6th Scientific School Dynamics of Complex Networks and their Applications (DCNA) (pp. 182-184). IEEE.
4. Григорьев Н. А., Удоратина А. М., **Савосенков А. О.**, Куркин С. А., Максименко В. А., Лукоянов М. В., Гордлеева С. Ю., Храмов А. Е., Казанцев В. Б. Does transcranial magnetic stimulation effects EEG characteristics of a motor imagery? // International Conference Volga Neuroscience Meeting 2021.
5. **Savosenkov A.O.**, Kolchina A.T., Grigoriev N.A., Udoratina A.M., Gordleeva S.Yu.. Research of sensory integration mechanisms and influence on the ambiguous images' perception// International Conference Volga Neuroscience Meeting 2021.
6. **Savosenkov A.O.**, Grigorev N.A., Udoratina A.M., Kurkin S.A., Gordleeva S.Y. Effects of transcranial magnetic stimulation on cortical structure activity changes during brain-computer interface motor imagery performance // International Conference Volga Neuroscience Meeting 2023.