

**Федеральное медико-биологическое агентство
Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный
научно-клинический центр спортивной медицины и реабилитации
Федерального медико-биологического агентства»
(ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА РОССИИ)**

**ТЕХНОЛОГИЯ ПРИМЕНЕНИЯ TACS ДЛЯ УСКОРЕНИЯ
ВОССТАНОВЛЕНИЯ ВЫСШИХ ПСИХИЧЕСКИХ,
ПСИХОМОТОРНЫХ И НЕЙРОРЕГУЛЯТОРНЫХ ФУНКЦИЙ В
ПРАКТИКЕ ВОССТАНОВИТЕЛЬНЫХ МЕРОПРИЯТИЙ МЕДИКО-
БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ПОДГОТОВИТЕЛЬНОГО
ПЕРИОДА ГОДИЧНОГО ЦИКЛА ПОДГОТОВКИ СПОРТСМЕНОВ
СПОРТИВНЫХ СБОРНЫХ КОМАНД РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

Методические рекомендации

МР ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России 91500.12.0004 - 2021 /ЦСМ

Издание официальное

Москва

2021

Предисловие

1. Разработаны:

1.1. В Федеральном государственном бюджетном учреждении «Федеральный научно-клинический центр спортивной медицины и реабилитации Федерального медико-биологического агентства» (ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России):

Директор - канд. мед. наук А.В. Жолинский.

Заместитель директора по научной работе - д-р. мед. наук, профессор С.А. Парастаев.

Начальник организационно-исследовательского отдела - канд. мед. наук, В.С. Фещенко.

1.2. В Федеральном государственном бюджетном учреждении науки «Институт мозга человека им. Н.П. Бехтерева Российской академии наук» (ИМЧ РАН):

Директор - д-р. мед. наук, профессор М.Д. Дидур.

1.3. В Обществе с ограниченной ответственностью «ВебСпорт» (ООО «ВебСпорт»):

Генеральный директор – Е.М. Гребенщикова.

2. Исполнители:

2.1. От ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России:

ведущий научный сотрудник - канд. мед. наук И.Н. Митин,

старший научный сотрудник - канд. биол. наук М.Г. Оганнисян,

медицинский психолог - С.И. Баршак,

психолог – К.С. Назаров,

врач по спортивной медицине - В.В. Завьялов,

медицинский психолог - Л.Р. Суфиянова.

2.2. От ИМЧ РАН:

заведующий лабораторией нейробиологии программирования действий - д-р. биол. наук профессор Ю.Д. Кропотов

научный сотрудник лаборатории направленной внутримозговой доставки препаратов - канд. биол. наук О.В. Кара

клинический психолог, нейробиолог - Я.А. Макарова

2.3. От ООО «ВебСпорт»:

заместитель директора ЛРНЦ «Русское поле» ЛРНЦ ФГБУ «НИМЦ ДГОИ им. Дмитрия Рогачева» Минздрава России - д-р. мед. наук профессор В.Н. Касаткин.

ведущий научный сотрудник ФГБНУ НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина - канд. биол. наук А.В. Ковалева

Психолог отдела спортивной психологии ГКУ «ЦСТиСК» Москомспорта - канд. пед. наук Н.Ю. Федунина.

Профессор кафедры реабилитации, спортивной медицины и физической культуры ПФ РНИМУ им. Н.И. Пирогова - д-р. мед. наук., профессор А.Н. Лобов,

Профессор кафедры реабилитации, спортивной медицины и физической культуры ПФ РНИМУ им. Н.И. Пирогова - д-р. мед. наук., профессор В.П. Плотников,

Психолог отдела спортивной психологии ГКУ «ЦСТиСК» Москомспорта - Е.Ю. Коробейникова.

3. В настоящих методических рекомендациях реализованы требования Федеральных законов Российской Федерации:

- от 21 ноября 2011 года № 323-ФЗ «Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации»;

- от 4 декабря 2007 года № 329-ФЗ «О физической культуре и спорте в Российской Федерации»;

- от 5 декабря 2017 года №373-ФЗ «О внесении изменений в Федеральный закон "О физической культуре и спорте в Российской Федерации" и Федеральный закон "Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации"»;

4. Утверждены и введены в действие Федеральным государственным бюджетным учреждением «Федеральный научно-клинический центр спортивной медицины и реабилитации Федерального медико-биологического агентства» « » _____ 2021 г.

5. Введены впервые.

Содержание

Введение	6
1. Область применения.....	8
2. Нормативные ссылки	9
3. Обозначения и сокращения	10
4. Физиологические механизмы воздействия метода транскраниальной электростимуляции переменным током на организм человека.....	11
4.1 Базовые механизмы воздействия переменного тока малой силы на головной мозг человека.....	11
4.2 Влияние tACS на возбудимость моторной коры головного мозга, моторные вызванные потенциалы и когерентность ритмов мозга, связанных с двигательными задачами	17
4.3 Нейронные механизмы вовлечения ритмов головного мозга во внешнюю электрическую стимуляцию переменным полем	20
4.4 Пост-стимуляционный след tACS.....	23
5. Показания к применению транскраниальной электростимуляции	25
6. Противопоказания к применению транскраниальной электростимуляции	25
7. Технология применения метода tACS для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов в условиях подготовительного периода годичного цикла подготовки.....	26
7.1 Протоколы применения метода tACS.....	26
7.2 Пакет методических средств оценки высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов высокого класса в условиях проведения восстановительных мероприятий с применением метода tACS в условиях подготовительного периода годичного цикла подготовки.....	28
Электроэнцефалографическое обследование	29
Сравнение результатов с применением статистических методов анализа.....	32

8. Результаты апробации технологии применения метода tACS для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов в условиях подготовительного периода годичного цикла подготовки.....	33
8.1 Дизайн исследования.....	33
8.2 Результаты апробации.....	39
8.3 Выводы.....	44
Библиография.....	46

Введение

Основная цель современного тренировочного процесса, заключающаяся в достижении спортсменом состояния спортивной формы в максимально короткие сроки и с наибольшей эффективностью, обуславливает необходимость постоянного поиска новых подходов в проведении восстановительных мероприятий медико-биологического обеспечения подготовительного периода годичного цикла подготовки спортсменов высокого класса.

В этой связи, использование методов транскраниальной стимуляции переменным током (tACS) позволяет предложить принципиально новые решения для восстановительных мероприятий.

Успех подходов с использованием технологий транскраниальной стимуляции переменным током основан на принципах системности и обучаемости единой, комплексной, динамической, саморегулирующейся и самовосстанавливающейся системы – человеческого организма. Функционально объединенные структуры и процессы, обеспечивают взаимодействие и динамическую перестройку деятельности организма для получения конечного (приспособительного) эффекта [1].

Применительно к спорту, теория функциональных систем, рассматривает совокупность сенсорно-когнитивных процессов, таких как: сенсорная регистрации (афферентация), восприятие (афферентный синтез), операции памяти, мотивация, формирование моторной программы, конструирование образа результата действий (цель), и внесение коррекций в программу, если результат не достигнут (корректор ошибок), как функциональный континуум, изменяющий взаимоотношения организма с окружающей средой и определяющий будущие спортивные результаты [1; 2]. Теория доминанты, объясняющая образование очага возбуждения, указывает на важнейшее свойство процесса внимания, обеспечивающего перераспределение мозговых ресурсов за счет подавления побочной

деятельности и мобилизации включенных функциональных систем для достижения цели.

Тренировочный процесс как любой процесс обучения обеспечивает формирование очага возбуждения в соответствующих областях мозга за счет наличия в мозгу следовых процессов на уровне отдельных нейронов и структур головного мозга, что приводит к возникновению новых нейронных объединений и усилению уже сформированных связей за счет нейропластичности.

Эффектами нейропластичности могут считаться адаптивные изменения, возникающие в различно локализованных структурах и процессах, объединённых в «функциональные системы» [1], и ведущие к возникновению двигательного динамического стереотипа - системы условных и безусловных рефлексов и сопровождающих вегетативных реакций [3].

Настоящие Методические рекомендации определяют технологию применения транскраниальной стимуляции переменным током (tACS) для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций организма спортсмена, во многом определяющих спортивную результативность и эффективность процесса спортивной подготовки.

Технология разработана в рамках выполнения составной части прикладной научно-исследовательской работы шифр «Стимул-20»

Директор
ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России

ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России

А.В. Жолинский

«15» декабря 2021 г.



ТЕХНОЛОГИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ТАСС ДЛЯ УСКОРЕНИЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ВЫСШИХ ПСИХИЧЕСКИХ,

МР ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России 91500.12.0004-2021 / УСМ

1. Область применения

Настоящий документ предназначен для использования врачами, психологами и другими специалистами, осуществляющими медико-биологическое обеспечение спортивных сборных команд Российской Федерации.

В настоящем документе описана технология применения транскраниальной стимуляции переменным током (tACS) в течение периода годовичного цикла подготовки высококвалифицированных спортсменов.

2. Нормативные ссылки

Настоящий документ разработан на основании рекомендаций и требований следующих нормативных правовых актов и нормативных документов.

Закон Российской Федерации от 4 декабря 2007 года № 329-ФЗ «О физической культуре и спорте в Российской Федерации».

Закон Российской Федерации от 21 ноября 2011 года № 323-ФЗ «Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации».

Закон Российской Федерации от 5 декабря 2017 года №373-ФЗ «О внесении изменений в Федеральный закон "О физической культуре и спорте в Российской Федерации" и Федеральный закон "Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации"».

Приказ Минздрава России от 30 мая 2018 г. № 288н «Об утверждении Порядка организации медико-биологического обеспечения спортсменов спортивных сборных команд Российской Федерации»

Приказ Министерства здравоохранения РФ от 23 октября 2020 г. № 1144н «Об утверждении порядка организации оказания медицинской помощи лицам, занимающимся физической культурой и спортом (в том числе при подготовке и проведении физкультурных мероприятий и спортивных мероприятий), включая порядок медицинского осмотра лиц, желающих пройти спортивную подготовку, заниматься физической культурой и спортом в организациях и (или) выполнить нормативы испытаний (тестов) Всероссийского физкультурно-спортивного комплекса «Готов к труду и обороне» (ГТО)» и форм медицинских заключений о допуске к участию в физкультурных и спортивных мероприятиях»

Рекомендации «Р» ФМБА России от 25 декабря 2017 г. 15.68-2017 "Разработка, изложение, представление на согласование и утверждение нормативных и методических документов ФМБА России"

3. Обозначения и сокращения

В настоящем документе использованы следующие обозначения и сокращения:

ВП – потенциалы, связанные с событиями,
ВПФ – высшие психические функции,
ВР – время реакции,
мА – миллиампер,
МВП – моторный вызванный потенциал,
ПЦР – метод полимеразной цепной реакции,
СЗМР - Сложная зрительно-моторная реакция,
СКО – среднеквадратическое отклонение,
ТЭС – транскраниальная электростимуляция,
ЦНС – центральная нервная система,
ЭЭГ – электроэнцефалограмма,
СМЖ – прыжок с контрдвижением с руками на бедрах,
СМЖ-АС – прыжок с контрдвижением с размахом руки,
ЕС – фоновая проба ЭЭГ с закрытыми глазами,
ЕО – фоновая проба ЭЭГ с открытыми глазами,
Р300 – позднее положительное отклонение в ВП в диапазоне 300 мс,
RT – время реакции,
SBOMBТ - бросок медицинского мяча в сидячем положении назад,
SCPT – бросок медицинского мяча в грудь,
tACS – транскраниальная стимуляция переменным током,
tDCS – транскраниальная стимуляция постоянным током,
tRNS – транскраниальная стимуляция случайным шумом,
FS – тормозные высокочастотные нейроны,
RTC – релейные таламо-кортикальные нейроны,
RE - тормозные нейроны ретикулярного ядра,
НТС - нейроны с высоко-пороговыми пачками импульсов,
IN – локальные тормозные нейроны таламуса.

4. Физиологические механизмы воздействия метода транскраниальной электростимуляции переменным током на организм человека

4.1 Базовые механизмы воздействия переменного тока малой силы на головной мозг человека

Термин «транскраниальная электростимуляция» является обобщающим для ряда методов неинвазивной стимуляции головного мозга, в которых модуляция активности происходит посредством приложения электрического тока к скальпу. При этом характеристики электрического тока могут быть как постоянными во времени - в этом случае речь идет о транскраниальной электростимуляции постоянным током (tDCS), так и изменять амплитудные и частотные характеристики (рисунок 1) [4]. В этом случае полярность тока может изменяться (tACS), быть неизменной во времени (tPCS - transcranial pulsed current stimulation, транскраниальная стимуляция пульсовой волной), а также электрический ток может иметь форму случайного шума с заданными характеристиками (tRNS - transcranial random noise stimulation, транскраниальная стимуляция случайным шумом, рисунок 1).

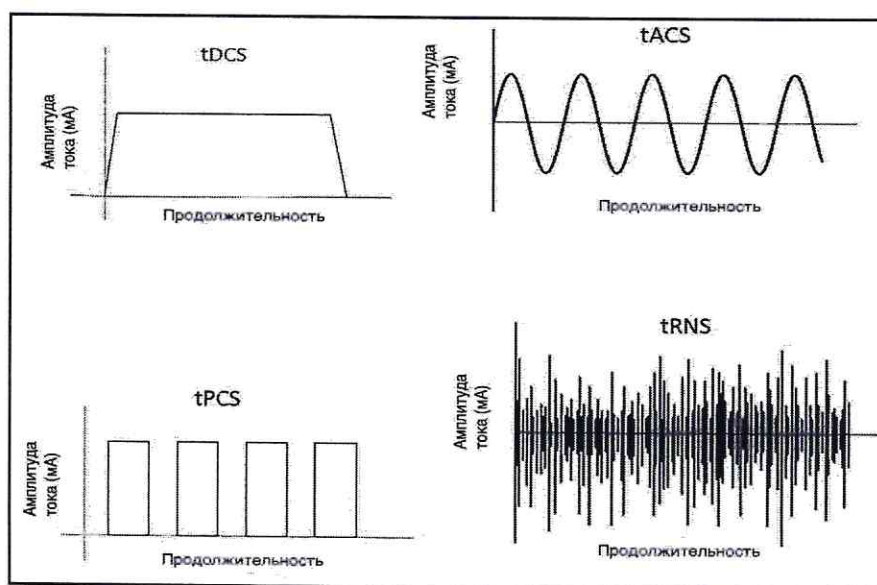


Рисунок 1 - Изменение электрического тока при различных типах стимуляции

Если в случае tDCS единственной переменной величиной стимулятора является сила тока, то в случае tACS добавляется еще два независимых параметра: частота и фаза. При стимуляции постоянным током базовая закономерность заключается в том, что прохождение небольших постоянных токов через нервные клетки вызывает изменения в их возбудимости: скопление клеток, ориентированных в одном направлении относительно приложенного положительного напряжения, демонстрирует повышенную возбудимость, если же тело клетки позитивно относительно приложенного электрического поля, клетка становится менее возбудимой [5]. При tACS несмотря на то, что токи слишком малы, чтобы вызвать возбуждение нейронов, считается, что небольшие изменения мембранного потенциала усиливают ритмичность и вызывают фазовую синхронизацию эндогенной активности мозга [6].

За последние годы накопилось множество сведений о связи колебательных процессов, обнаруживаемых в головном мозге человека (ритмы электроэнцефалограммы) и ряда функций - в частности, когнитивных [7]. В то же время эмпирически исследовать вклад и причинно-следственную роль осцилляторной активности в работу когнитивных функций представляется проблематичным: для этого на нее необходимо напрямую воздействовать. На данный момент используется два метода, гипотетически позволяющих влиять на периодические колебания головного мозга: ритмическая магнитная стимуляция и электростимуляция переменным током [8].

Ритмическая стимуляция, реализуемая при помощи магнитных импульсов, однако, ввиду особенностей метода позволяет охватывать относительно широкий частотный диапазон, тогда как электростимуляция постоянным током позволяет использовать единичную частоту при помощи синусоидального сигнала. То есть, в случае электростимуляции переменным током вероятность сообщения мозгу других колебаний, кроме частоты

стимуляции, меньше, поскольку синусоидальные токи строго привязаны к одной частоте.

Изучение метода tACS закономерно выделилось из вопроса о принципиальной возможности влияния слабых электрических токов на «макроскопическую» электрическую активность нейронных сетей. При этом способность сильного электрического тока деполяризовать нейроны известна относительно давно [9].

Потенциалы электрического поля, регистрируемые при мозговой активности, традиционно считались эпифеноменом активности нейронных сетей. Однако проводимые в недавнем прошлом эксперименты на животных показали, что приложенные извне электрические токи могут модулировать активность нейронных сетей в гиппокампе [10]. Эксперименты, поставленные в 2007 году Дином с коллегами в рамках изучения возможного влияния сверхнизкочастотных электромагнитных полей (1-300 Гц) антропогенного характера на живой организм, выявили что приложенные поля смещали гамма-пик в спектре мощности в сторону частоты приложенного поля или ее субгармонике.

Проведенные в дальнейшем исследования показали, что изменять свою электрическую активность под действием слабых электромагнитных полей могут не только нейронные сети гиппокампа, но также и неокортекса.

Так, Ф. Фролиш и Д. Маккормик [11] использовали неокортикальные медленные колебания *in vitro* в качестве модельной системы, чтобы показать, что слабые синусоидальные электрические поля могут усиливать и направлять физиологическую активность неокортикальной сети с порогом амплитуды в пределах диапазона напряженности эндогенного поля *in vivo*. Авторы делают предположение, что эндогенные неокортикальные электрические поля напрямую влияют на нейроны в сети, которая генерирует эти поля. В этой структуре популяционная активность и ее эндогенные электрические поля образуют петлю обратной связи: флуктуации активности вызывают изменение эндогенных полей, что, в свою очередь, влияет на

мембранное напряжение нейронов, которые генерируют популяционную активность. То есть, высокоуровневая электрическая активность может являться, в сущности, механизмом обратной связи, модулирующим и направляющим активность нейронных сетей [11].

В первой части исследования авторы выявили, что медленные электрические колебания, зарегистрированные посредством электродов, сопровождаются ярко выраженным эндогенным электрическими полями с максимальной положительной напряженностью поля в поверхностных слоях и максимальной отрицательной напряженностью поля в глубоких слоях. Данные поля генерируются ионными токами, лежащими в основе синхронизированной активности нейронов («прямая связь»). Авторы полагают, что эти эндогенные электрические поля напрямую влияют на сетевую активность, модулируя напряжение мембраны нейронов и реализуя таким образом «обратную связь» между нейронной активностью и эндогенными электрическими полями.

Во второй части исследования авторы применяли к популяциям нейронов внешние постоянные электрические поля, соответствующие по величине эндогенным полям, измеренным ранее. Применение постоянного деполяризующего внешнего поля увеличило частоту медленных колебаний. При этом, применение внешних полей не заменяет, а модулирует естественную динамику полей нейронных сетей [11].

Поскольку применяемые электрические поля вызывают лишь незначительные соматические деполяризации, авторы пришли к выводу, что одну из важнейших ролей в объяснении эффекта глобальной модуляции нейронов играет сетевое взаимодействие.

В третьей части исследования авторы изучили эффекты приложения синусоидальных токов, исходя из того, что заметной и ключевой особенностью эндогенных токов являлась их периодичность (колебательная структура). После применения поля синусоидальной волны, которое приблизительно соответствовало по периоду колебаний спонтанным

колебаниям нейронной сети, авторы обнаружили, что медленные колебания стали более периодическими. Соответственно, автокорреляция множественной пиковой активности показывает это усиление периодичности с небольшим изменением общих уровней активности. Данные результаты могут говорить о том, что согласованные по частоте колебательные поля в основном влияют на временную структуру нейронной активности без значительных изменений общего уровня активности. Авторы также пришли к выводу что наблюдаемые эффекты не ограничивается условиями *in vitro* [11].

Способность слабых электрических токов проникать через череп и мозговые оболочки, оказывая при этом обозначенные эффекты была показана в исследовании 2010 года Озон и коллег [12]. Стимулирование крыс электродами, установленными на поверхности черепа в совокупности с инвазивной регистрацией нейронной активности показало определенного уровня внешнего приложенного тока достаточно для того, чтобы регистрируемая нейронная активность синхронизировалась по фазе с внешним приложенным электрическим током. При этом процент нейронов, подвергшихся фазовым сдвигам в сторону приложенного поля увеличивался по мере роста интенсивности стимула и зависел в том числе от состояния животного (анестезированные или неанестезированные крысы). Плотности приложенного тока 1 мВ/мм было достаточно для фазового сдвига активности нейронов. Авторы пришли к выводу, что регистрируемая электрическая активность мозга является результирующей по отношению к внутренней активности нейронных сетей и приложенного электрического тока.

Следующим важным шагом в исследовании метода было изучение механизмов влияния tACS на человека. Группа ученых во главе с Зале [13] показала, что использование транскраниальной электростимуляции постоянным током, синхронизированным по частоте с индивидуальной частотой альфа-ритма, в отличии от плацебо-стимуляции, увеличивало эндогенную альфа-мощность в теменно-центральных электродах

электроэнцефалограммы. Результаты показывали, что пластичность, зависящая от времени спайков (STDP), избирательно модулирует синапсы в зависимости от резонансных частот нейронных цепей, к которым они принадлежат. Таким образом, tACS влияет на STDP, что, в свою очередь, приводит к последующему воздействию на нервную активность.

Продолжая исследования Зале, а также задаваясь вопросом о вкладе различных изначальных параметров функционального состояния мозга в результат электростимуляции постоянным током (результатирующую электрическую активность, Нойлин [14] с коллегами выяснил, что последствия стимуляции зависели от мощности индивидуального альфа-ритма, которая регулировалась открытием или закрытием глаз испытуемыми. Повышенная мощность альфа-ритма наблюдалась в течение по меньшей мере 30 минут после сеанса tACS в условиях низкой эндогенной мощности альфа-ритма, тогда как в условиях изначальной высокой мощности альфа-ритма, дальнейшее увеличение мощности не происходило. Настоящее исследование впервые демонстрирует длительный эффект после tACS на мощность эндогенной ЭЭГ в диапазоне частот стимуляции. Кроме того, были представлены убедительные доказательства того, что мощность эндогенных колебаний оказывает решающее влияние на эффективность tACS.

Также было показано, что транскраниальная стимуляция переменным током на частоте до 80 Гц способна вызывать фосфены. Подробный анализ данного феномена провели Тури с коллегами [15]. В своем исследовании они использовали 22 различных протокола с частотами стимуляции от 2 до 250 Гц длительностью 31 сек для точной оценки минимальной и максимальной частоты стимуляции, на которой может быть вызван эффект фосфена. Более половины участников указали на восприятие фосфена во время испытаний стимуляции в диапазоне между 7 и 60 Гц. Наибольший процент участников (95%) указали ощутили фосфены на частоте 20 Гц. Однако стимуляция на высоких частотах (140 Гц и 250 Гц), в свою очередь не индуцировала фосфенов ни у одного из участников исследования.

При стимуляции затылочной области интенсивность фосфенов была максимальной на частоте стимуляции 15 Гц. Несмотря на то, что электроды были расположены в областях Oz и Cz, вероятнее всего, наблюдаемые эффекты связаны не с непосредственным раздражением коры, а с влиянием стимуляции на нейроны дальнего поля сетчатки [15].

4.2 Влияние tACS на возбудимость моторной коры головного мозга, моторные вызванные потенциалы и когерентность ритмов мозга, связанных с двигательными задачами

Целый ряд исследований показывает, что стимуляция определенными частотами способна либо увеличивать, либо снижать возбудимость нейронов.

[16–19]. В одном из исследований tACS зоны M1 на частоте 20 Гц повышала кортикоспинальную возбудимость, измеряемую латентностью моторного вызванного потенциала, но замедляла произвольные движения, регистрируемые в задачах на зрительно-моторную реакцию, при этом повышая когерентность в бета-диапазоне между ЭЭГ-активностью и ЭМГ-активностью, регистрируемой на первой дорсальной межкостной мышцей [20].

tACS с частотами порядка 140 Гц и в диапазоне 1-5 к Гц увеличивает возбудимость аналогично анодной стимуляции постоянным током на интенсивностях порядка 1 мА [17; 21]. Стимуляция на частоте 80 Гц, судя по всему, не дает какого-то выраженного эффекта. Стимуляция на частоте 250 Гц по эффекту похожа на стимуляцию на частоте в 140 Гц, но начало эффекта оказывается отсроченным, а его продолжительность несколько меньше.

Было показано, что tACS частотами порядка 100-640 Гц может приводить к эффекту повышения возбудимости длительностью вплоть до 90 минут. Подобное действие стимуляции наблюдалось как в когнитивных задачах, так и в аппаратных тестах на вызванные потенциалы [22].

В одном из исследований было показано, что стимуляция точки M1 на частоте 10 Гц при силе тока в 0,4 мА приводит к ослаблению моторного вызванного потенциала [16]. В дальнейшем было выявлено, что подобная тенденция наблюдается и при более высокочастотной стимуляции [18]. Стимуляция же на других частотах в пределах 5-40 Гц (кроме 10 Гц) при таких низких интенсивностях, судя по всему, не приводит к какому-то выраженному эффекту. Интересно, что и tACS, и tRNS на частоте 140 Гц демонстрируют нелинейно зависящую от интенсивности выраженность эффекта последствия: тогда как интенсивность 0,2 мА не оказывает никакого влияния на моторный вызванный потенциал, интенсивность 0,4 мА приводит к его ингибированию, а интенсивности в 0,6 и 0,8 мА не дают значительного эффекта [18]. При повышении интенсивности до 1 мА можно увидеть увеличение амплитуд МВП. Таким образом, по мере повышения интенсивности стимуляции эффекта сначала возникает, затем пропадает, после чего меняет свою направленность.

Эта зависимость позволяет предложить, что тормозные центры могут возбуждаться преимущественно при более низкой интенсивности стимуляции. Подобный эффект также был задокументирован для транскраниальной магнитной стимуляции [23]. Причина этого изменения направления эффектов стимуляции по мере повышения её интенсивности еще не выяснена.

Вероятно, стимуляция низкой интенсивности на частоте 140 Гц воздействует на интракортикальные тормозные сети кортикоспинальных мотонейронов, таким образом приводя к общему ингибированию амплитуд МВП [24]. Также нельзя исключить, что стимуляция, при 0,4 мА может подавлять интракортикальные стимулирующие эффекты на кортикоспинальные мотонейроны.

Синхронизированная колебательная активность поддерживает функциональную коммуникацию внутри различных участков мозга и между

ними [25; 26]. В состоянии покоя спонтанные альфа-(8–12 Гц) и бета-ритмы (13–30 Гц) обнаруживаются в сенсомоторной коре [27]. К. Вак с коллегами провели исследование, направленное на установление эффектов tACS на частотах 10 и 20 Гц у здоровых людей на кортико-мышечную когерентность и локальную мощность ритмов мозга в первичной сенсомоторной коре. В исследовании проводились 10-минутные сеансы tACS левой первичной моторной коры (M1) интенсивностью 1мА. Было показано, что tACS на частоте 10 Гц значительно снижает кортико-мышечную когерентность в нижней части гамма-диапазона во время изометрического сокращения. Это означает, что tACS не обязательно вызывает эффекты именно на частоте стимуляции. Скорее, происходит кросс-частотное взаимодействие между активностью альфа- и нижней части гамма-диапазонов, модулирующее функциональное взаимодействие между моторной корой и мышцами [19].

Обобщение данных литературы по вопросу влияния переменного тока частотой на возбудимость коры приведено в мета-анализе 2019 года под авторством Вишневы и коллег, суммирующем данные 49 исследований в рамках 21 опубликованной работы [28]. Для всех исследований один из электродов стимулятора находился над зоной M1, другой - в большинстве работ над зонами Oz или Pz, а также над супраорбитальной областью (SOR), плечом и стимуляция M1 высокой четкости (HD).

Влияние бета-tACS на амплитуду моторных вызванных потенциалов (МВП) во всех исследованиях выявило значительный средний размер эффекта: tACS в диапазоне частот бета (15–25 Гц) может повысить кортикоспинальную возбудимость первичной моторной коры (зона M1).

Авторы также обнаружили различия в результатах исследований, отличающихся интенсивностью, вариантами монтажа электродов, а также способом регистрации зависимых переменных - онлайн или офлайн. Было обнаружено, что интенсивность tACS, используемая в различных исследованиях, значительно влияет на средний размер эффекта. Исследования, в которых использовалась интенсивность стимуляции более 1

мА, имели большие значения размера эффекта по сравнению с исследованиями, в которых использовалась интенсивность tACS 1 мА или ниже. Однако, связи параметров МВП с поверхностной плотностью тока выявлено не было [28].

Что касается монтажа tACS, результаты показали, что различные варианты монтажа не влияют на амплитуды МВП одинаково. Наконец, не наблюдалось никаких значительных различий в исследованиях, изучающих влияние бета-tACS на амплитуду МВП онлайн и офлайн [28].

4.3 Нейронные механизмы вовлечения ритмов головного мозга во внешнюю электрическую стимуляцию переменным полем

В русском языке для обозначения феномена усиления ответа в ЭЭГ на фоно и фото ритмическую стимуляцию используется термин «усвоение ритма». В настоящей работе для обозначения отклика ЭЭГ на внешнюю электрическую стимуляцию слабым переменным током мы будем использовать термин «вовлечение» или «увлечение» (entrainment).

Термин увлечение обозначает явление, происходящее во многих различных природных системах. В общем, увлечение означает, что ритмическая активность двух систем адаптирована друг к другу или синхронизируется друг с другом. Одна из систем - это нейронный осциллятор в головном мозге, колебательные свойства которого изменчивы. Другая система в случае нейронного вовлечения - это внешняя ритмическая движущая сила, такая как переменный ток, магнитные импульсы или мерцающие огни, звуки и т. Д. В качестве необходимых условий возникновения эффекта можно назвать следующие [8]:

1. Собственное колебание должно присутствовать или, по крайней мере, возможно в естественных условиях в диапазоне частот внешней ритмической силы.

2. Должна быть приложена периодическая внешняя электро-магнитная сила. Особых ограничений на форму внешних сил не накладывается: она

может быть синусоидальной, прямоугольной ... - главное периодической,

3. Собственное колебание должно синхронизироваться с внешней силой, т.е. его фаза и частота должны адаптироваться к внешнему сигналу.

4. Эффект должен быть прямым, т.е. не должно быть вторичных стадий, таких как связанные области мозга или другие частоты, которые опосредуют эффект.

Еще одно явление, наблюдаемое в системах во время увлечения, заключается в следующем: чем больше разница между внутренней и внешней частотой, тем сильнее сила, необходимая внешнему ритму для увлечения внутреннего колебания (рис. 2). Это явление называют «языком Арнольда» [29].

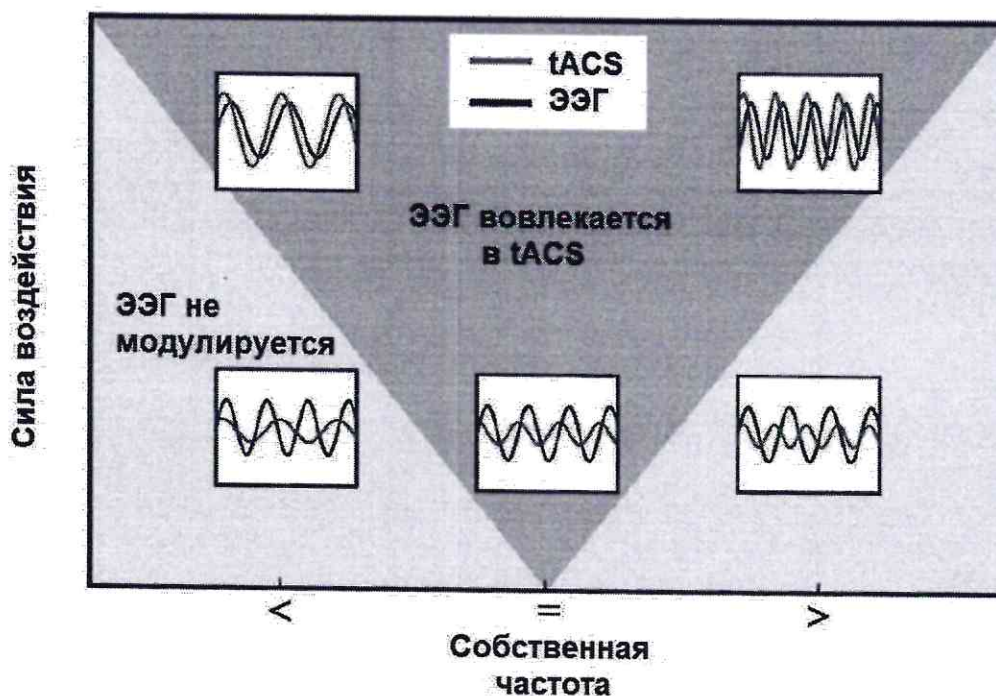


Рисунок 2 - «Язык Арнольда» - чем больше разница между собственной и внешней частотой, тем сильнее сила, необходимая внешнему ритму для увлечения внутреннего колебания

Присутствие языка Арнольда в данных стимуляции мозга было предложено как индикатор вовлечения волн ЭЭГ в исследования tACS у человека [30]. Эффекты увлечения могут длиться дольше, чем стимуляция, максимум на несколько циклов, поэтому более длительные электрофизиологические эффекты не могут быть объяснены в рамках увлечения. Предполагается, что длительные пост-стимуляционные эффекты основаны на нейронной пластичности, в том числе на механизмах «долгосрочной потенциации» (LTP) и «долгосрочная депрессия» (LTD) [30].

Как уже сообщалось выше, селективная модуляция корковых колебаний и связанных когнитивных и поведенческих функций была продемонстрирована в ряде исследований на людях, причем сообщалось также о клинических испытаниях tACS для коррекции симптомов шизофрении, хронической боли и депрессии. Нейронные механизмы такой модуляции долгое время считались неясными.

Однако, в 2021 в Nature были опубликованы исследования, которые проясняют этот вопрос [31]. В комплексных экспериментах, включающих моделирование реалистических нейронных сетей и уникальный метод регистрации нейронных ответов в коре головного мозга хорьков, показано, что модуляция мембранного потенциала пирамидных клеток приводит к вовлечению резонансного колебания таламо-кортикальной системы как в модели, так и в экспериментальных условиях. При этом когерентность спайкового поля является наибольшей для альфа-диапазона частот, причем быстрые тормозные интернейроны проявляют наиболее сильную связь с этими колебаниями (рис. 3).

индивидуального порога чувствительности на индивидуальной альфа-частоте (IAF). ЭЭГ снималась за 3 мин до и через 90 мин после стимуляции. Испытуемые выполняли задание на зрительное внимание в течение всего измерения. Хотя повышенная мощность в индивидуальном альфа-диапазоне не вернулась к исходному уровню до стимуляции в группе стимуляции, разница между стимуляцией и имитацией уменьшается через 70 минут из-за естественного увеличения альфа в плацебо группе (Рис. 4).

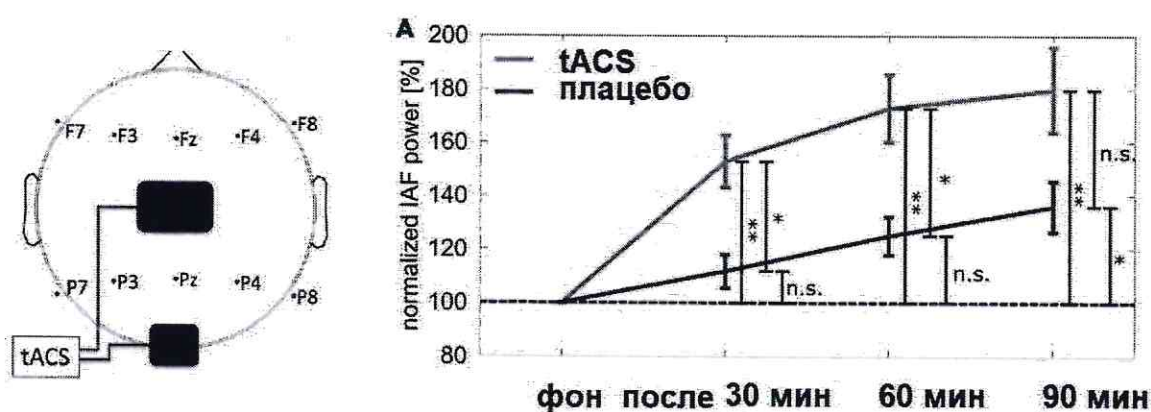


Рисунок 4 - Следовой эффект стимуляции индивидуальной частотой затылочного ритма (IAF) длится практически 70 минут (объяснения в тексте, адаптировано из [32].

5. Показания к применению транскраниальной электростимуляции

Показанием к использованию предлагаемого метода tACS являются выявленные неоптимальные функциональные состояния, сниженные адаптационные возможности организма спортсменов, сниженная работоспособность и психоэмоциональная устойчивость спортсменов.

6. Противопоказания к применению транскраниальной электростимуляции

Противопоказанием для проведения предлагаемого метода транскраниальной стимуляции являются судорожные состояния, эпилепсия, острые травмы и опухоли головного мозга, гидроцефалия, гипертонический криз, острые психические расстройства, тиреотоксикоз, повреждения кожи в местах наложения электродов, наличие вживленных стимуляторов, детский возраст (до 5 лет).

Относительным противопоказанием являются заболевания в стадии декомпенсации, острые воспалительные процессы, сопровождающиеся гипертермией, различные острые интоксикации.

Пол и профессиональный уровень спортсмена не являются ограничивающими факторами.

7. Технология применения метода tACS для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов в условиях подготовительного периода годичного цикла подготовки

7.1 Протоколы применения метода tACS

Использование двух ключевых слов “tACS” и “EEG” в поиске базы данных Pubmed дает 260 литературных источников, в то же самое время использование двух ключевых слов “tACS” и “Sport” (<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>) дает всего 21 статью. Это указывает на относительно слабое использование tACS в спорте. Более того, внимательное изучение указанных статей показывает отсутствие прямого отношения их к спорту, а анализ данных исследований, которые в действительности испытывали определенные протоколы стимуляции на моторные функции спортсменов, не дает оптимистических прогнозов.

В качестве примера можно привести исследование, выполненное сотрудниками университетов Флоренции и Палермо на спортсменах [33]. Это исследование было направлено на изучение того, может ли транскраниальная стимуляция переменным током (tACS) влиять на взрывную силу, учитывая генетический фон у спортсменов. В эксперименте приняли участие семнадцать здоровых спортивных добровольцев, занимающихся спортом не менее 3 лет. После 2 недель ознакомления, проведенного без какой-либо стимуляции, каждый участник получил либо 50 Гц-tACS, либо плацебо. До и после стимуляции испытуемые выполняли следующие тесты: (1) прыжок с приседанием с руками на бедрах (SJ); (2) прыжок с контрдвижением с руками на бедрах (CMJ); (3) прыжок с контрдвижением с размахом руки (CMJ-AS); (4) тест Боско на 15 секунд; (5) бросок медицинского мяча в сидячем положении назад (SBOMBТ); (6) бросок в грудь (SCPT) с резиновым медицинским мячом весом 3 кг; и (7) тест на захват рук. Кроме того, у каждого участника были взяты образцы

слюны. Анализ генотипирования проводили методом полимеразной цепной реакции (ПЦР).

Не было обнаружено существенных различий в спортивных показателях испытуемых после 50 Гц-tACS. Кроме того, не было найдено никакого влияния генетического фона на влияние tACS на физическую работоспособность. Эти результаты свидетельствуют о том, что tACS на гамма-частоте не способен индуцировать последствие, модулирующее спортивные результаты. Авторы исследования делают выводы о необходимости дальнейших исследований с большим размером выборки, чтобы понять потенциальную роль неинвазивных методов стимуляции мозга в двигательных характеристиках.

На основе изучения литературных источников мы можем предложить два протокола, которые могут быть применены для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов. Эти протоколы схематически представлены на рис. 5.

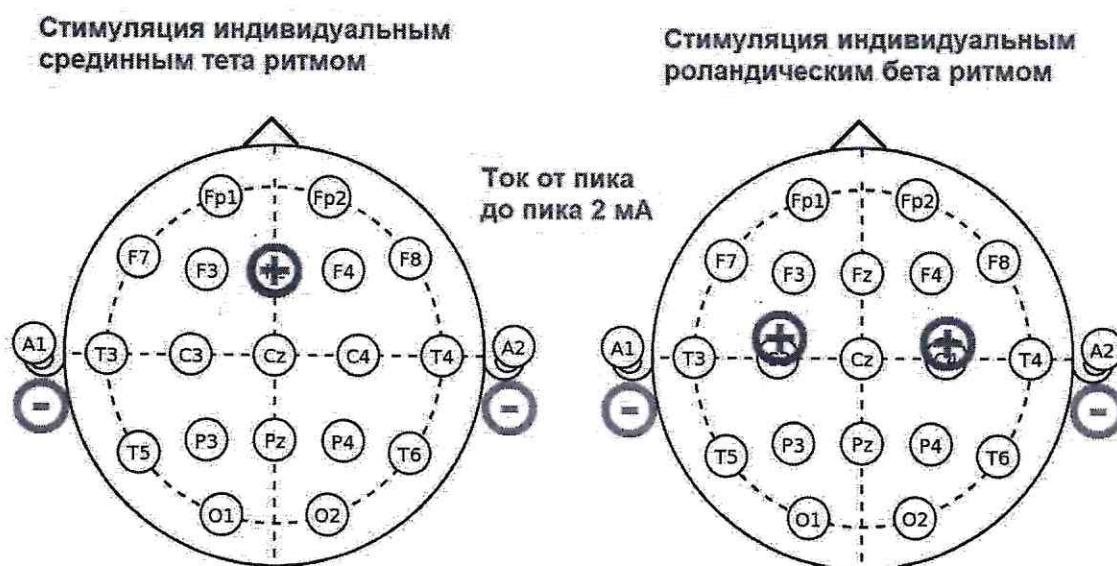


Рисунок 5 - Схемы протоколов, которые могут быть применены для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов

Слева на рисунке показан протокол для улучшения когнитивных функций человека. Для этого в сложном математическом тесте регистрируется 19-канальная ЭЭГ, вычисляется ее спектр и определяется максимум пика в отведении Fz. Положение пика на оси частот определяет индивидуальную частоту лобного срединного тета-ритма. В свою очередь, эта частота определяет частоту tACS. Амплитуда воздействия устанавливается в размере 2 мА и ниже порога чувствительности.

Справа на рисунке 18 показан протокол для улучшения моторных функций человека. Для этого в двигательном тесте (нажатие на кнопку от ответ на GO стимулы в GO/NOGO тесте с вероятностью GO стимулов 80%) регистрируется 19-канальная ЭЭГ, вычисляется ее спектр и определяется максимум пика в отведении, контралатеральной стороне двигательного акта (C3 или C4) в бета диапазоне (13-30 Гц). Положение пика на оси частот определяет индивидуальную частоту роландического бета. В свою очередь, эта частота определяет частоту tACS. Амплитуда воздействия устанавливается в размере 2 мА и ниже порога чувствительности.

7.2 Пакет методических средств оценки высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов высокого класса в условиях проведения восстановительных мероприятий с применением метода tACS в условиях подготовительного периода годичного цикла подготовки

Индивидуальный подход при разработке как краткосрочных, так и долгосрочных тренировочных мероприятий подразумевает наличие информации о текущем физическом и психологическом статусе спортсмена. Согласно теории функциональных систем, эффективное обучение возможно при наличии оптимального уровня возбуждения ЦНС или функционального состояния. Уровень активации ЦНС можно определить по некоторым косвенным физиологическим показателям, таким как вариабельность сердечного ритма, а также при регистрации биоэлектрической активности

мозга (ЭЭГ) в состоянии активного бодрствования при закрытых и открытых глазах. Традиционный метод зрительного анализа позволяет определить степень зрелости и уровень нормального функционирования, сохранности или патологии мозговых структур. Методы спектрального анализа позволяют выделить отдельные ритмы и оценить характеристики отдельных частот, что позволяет выявить изменения, соответствующие нарушениям или нормальным пластическим изменениям, обусловленным процессами обучения, а также сдвиги, вызванные применением стимуляции.

В качестве адекватного показателя функционирования мозга и регуляторных систем организма в условиях применения TACS предлагается использовать многоканальную ЭЭГ и оценку вариабельности сердечного ритма (BCR).

Электроэнцефалографическое обследование

ЭЭГ-ритмы несут в себе определенный функциональный смысл, разный для различных частот и локализаций. Гипотетические нейронные сети обладают пластичностью (сходной в долговременной потенции и депрессией), которая сохраняется в течение длительного времени после воздействия.

Необходимо отметить, что ЭЭГ является чувствительным показателем состояния человека и ритмы ЭЭГ значительно меняются, когда человек засыпает и переходит из одной стадии сна в другую. Например, в фазе 2 появляются специфические колебания, называемые веретенами сна. В последующих фазах веретена сна пропадают, и усиливаются тета- и дельта-ритмы. В состоянии бодрствования ритмы могут быть чувствительной оценкой ответов мозга на разные психологические задания. Например, затылочные альфа-ритмы подавляются (десинхронизируются), а лобные бета-ритмы усиливаются (синхронизируются) в ответ на поведенчески значимые зрительные стимулы.

В больном мозге нормальные механизмы генерации ритмов ЭЭГ могут нарушаться, и нормальные ритмы могут 1) замедляться по частоте (так

называемое, замедление ЭЭГ), 2) наблюдаться в необычных местах (например, альфа-ритм в височных областях), 3) повышаться по амплитуде (этот феномен называется гиперсинхронизация) и иметь большую синхронизацию с другими областями (этот феномен называется гиперкогерентность), 4) в некоторых тяжелых случаях (например, связанных с отделением кортикальных областей от подкорковых структур вследствие инсульта, травмы или опухоли) может возникать особый медленный ритм в дельта-диапазоне (1-3 Гц). В некоторых случаях может нарушаться локальный баланс между возбуждением и торможением, что приводит к появлению эпилептического фокуса, который проявляется в возникновении комплексов спайк/медленная волна в спонтанной ЭЭГ, регистрируемой между судорогами. Нормативные базы данных помогают клиницисту распознать эти аномальные паттерны и оценить уровень статистической значимости отличий от нормы [34].

Регистрация биоэлектрической активности (ЭЭГ) по 19 стандартным отведениям (Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, Pz, P4, T6, O1, O2 согласно международной системе 10-20) с частотой дискретизации 250 Гц в диапазоне частот 0,3 - 70 Гц при следующих условиях:

- глаза открыты (ЕО) - не менее 5 минут;
- глаза закрыты (ЕС) - не менее 5 минут;

Предлагается проводить следующие процедуры обработки ЭЭГ:

- Зрительный анализ необработанной ЭЭГ с целью поиска патологической или пароксизмальной активности, которая появляется на фоне ЭЭГ;
- Автоматическое обнаружение спайков, основанный на временных параметрах спайков, а также на пространственном местоположении соответствующего диполя спайков. Есть три характеристики, которые определяют спайк или острую волну в ЭЭГ. Они

имеют приступообразный характер, высокую степень остроты и кратковременность;

- Оценка плотности спектра мощности ЭЭГ при разных условиях и выявление особенностей функционирования мозга до проведения процедуры tACS;
- Вычисление амплитуды абсолютной и относительной мощности спектра во всех условиях до воздействия tACS.
- Оценка высоты индивидуальных пиков ритмов головного мозга

Вариабельность сердечного ритма

Анализ variability сердечного ритма (BCP) в настоящее время является одним из самых популярных методов в спортивной медицине и физиологии. Под термином "variability сердечного ритма" понимают колебания величины интервалов между последовательными сокращениями сердца – R-R-интервалов. Он является методом оценки состояния механизмов регуляции физиологических функций в организме спортсмена. В частности – общей активности регуляторных механизмов, нейрогуморальной регуляции сердца, соотношения между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы. Текущая активность симпатического и парасимпатического отделов является результатом многоконтурной и многоуровневой регуляции системы кровообращения, которая изменяет свои параметры со временем для достижения оптимального для организма приспособительного ответа, отражают адаптационную реакцию организма спортсмена. Метод основан на распознавании и измерении временных интервалов между R-R -интервалами электрокардиограммы, построении динамических рядов кардиоинтервалов (кардиоинтервалограммы) и последующем анализе полученных числовых рядов различными математическими методами [35].

Сравнение результатов с применением статистических методов анализа.

Для оценки влияния tACS на функциональное состояние испытуемого предлагается проводить следующие статистические сравнения полученных данных:

- Сравнение плотности спектра мощности ЭЭГ при разных условиях и выявление особенностей функционирования мозга до и после проведения процедуры tACS;
- Вычисление амплитуды абсолютной и относительной мощности спектра во всех условиях вычисляются и сравнение с аналогичными параметрами до и после воздействия tACS.
- Сравнение высоты индивидуальных пиков ритмов головного мозга до и после стимуляции
- Сравнение показателей ВСР до и после стимуляции

8. Результаты апробации технологии применения метода tACS для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов в условиях подготовительного периода годичного цикла подготовки

8.1 Дизайн исследования

Цель исследования. Изучение влияния tACS на частоте индивидуального альфа-ритма на амплитуду и частоту затылочного альфа-ритма, регистрируемого у человека в затылочных областях в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами.

Испытуемые. Испытуемыми служили 6 здоровых мужчин и две здоровые женщины в возрасте 19-20 лет (всего восемь человек). Исследование проводилось в соответствии с Хельсинской декларацией о проведении исследований с участием добровольцев. Все испытуемые дали письменное согласие на участие в исследовании после ознакомления с сущностью процедуры.

Схема эксперимента

У каждого испытуемого до воздействия tACS регистрировалась фоновая ЭЭГ (условие ДО) в течение пяти и более минут в четырех отведениях F3, F4, O1 и O2. Референтом служили закороченные электроды, установленные на мочках ушей. Земляной электрод устанавливался между электродами Fz и Cz. Импеданс держался ниже 5 К Ом. Доминирующая частота альфа ритма определялась с помощью визуального анализа амплитудного спектра, получаемого в результате обработке фоновой 5-минутной записи ЭЭГ.

Каждая индивидуальная сессия длилась 30 минут. В течение первых 5-и минут проводилась запись фоновой ЭЭГ и вариабельности сердечного ритма (BCP). Затем проводился 20-минутный сеанс tACS по описанному ниже протоколу. Наконец, в течение последних 5-и минут проводилась повторная регистрация ЭЭГ и BCP. Схема эксперимента показана на рисунке 6.

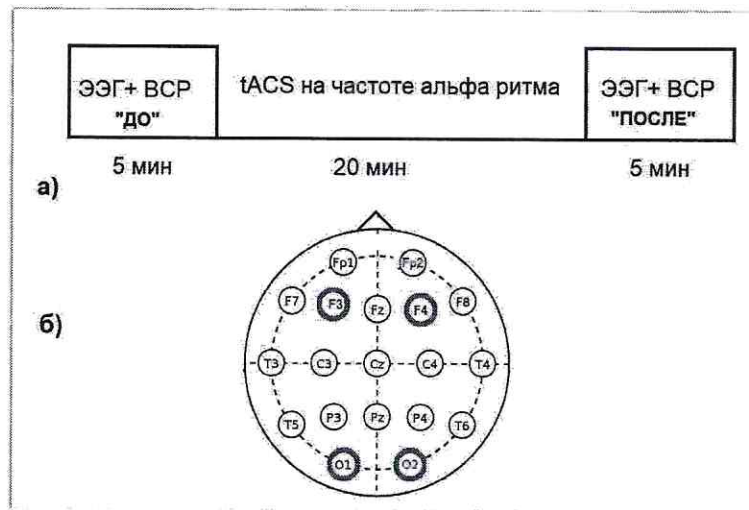


Рисунок 6 - Схема эксперимента. а) Временные интервалы для регистрации ЭЭГ – (ДО и ПОСЛЕ стимуляции) и самой стимуляции на индивидуально подобранной альфа частоте. б) Схема расположения электродов 10-20, красным отмечены электроды, с которых регистрировалась ЭЭГ.

Процедура стимуляции переменным током

Транскраниальная электрическая стимуляция производилась с помощью 5 губчатых электродов (5×7 см) (ООО «Нейрософт», г. Иваново), прикрепленных к голове под шлемом для регистрации ЭЭГ (MCScar, «Медицинские компьютерные системы», г. Зеленоград) таким образом, что 4 круглых анодных электрода общей площадью 30 см² располагались на месте ЭЭГ отведений F1, F2, AF3, AF4, а 1 катодный электрод площадью 30 см² - на затылке между отведениями O1 и O2. Данный тип монтажа был обусловлен близким расположением стимулирующих tACS электродов и регистрирующих ЭЭГ электродов (Рисунок 7).

диапазоне от 0 до 1 Гц выше 50 мкВ также считаются артефактом, 3) и наконец, быстрые волны от 20 до 35 Гц выше 50 мкВ считаются артефактами.

Методика вычисления спектров мощности фрагментов ЭЭГ

Спектры ЭЭГ на не-артефактных записях вычислялись по методу Уэлча [36]. Продолжительность фрагмента с закрытыми глазами – более 5 мин, длительность эпох – 4 сек, процент перекрывания эпох – 50%, временное окно для устранения «просачивания» высоких частот – окно Ханна.

Спектры для всех эпох анализируемого фрагмента (состояние спокойного бодрствования с закрытыми глазами) усреднялись. Этот процесс усреднения представлен на рис. 8. На рисунке сверху представлены последовательности спектров, вычисленных для отдельных эпох длительностью 4 с у одного из испытуемых для отведений О1 и О2. Отчетливо видно, что в данном примере мощность альфа колебаний не является постоянной на протяжении 5 минут, а время от времени затухает. Снизу на рисунке представлены усредненные по эпохам спектры мощности.

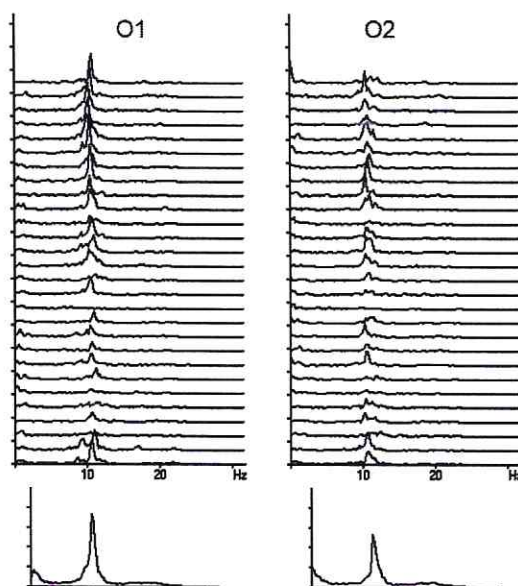


Рисунок 8 - Усредненные спектры мощности. Сверху – последовательность спектров, вычисленных для отдельных эпох длительностью 4 с у одного из испытуемых. Снизу – усредненные по эпохам спектры мощности

На рис. 9 а представлены фрагменты ЭЭГ в состоянии с закрытыми глазами у одного испытуемого до («ДО») и после («ПОСЛЕ») 20-минутного сеанса tACS. На Рис. 9 б представлены спектры мощности ЭЭГ в затылочных отведениях (O1, O2).

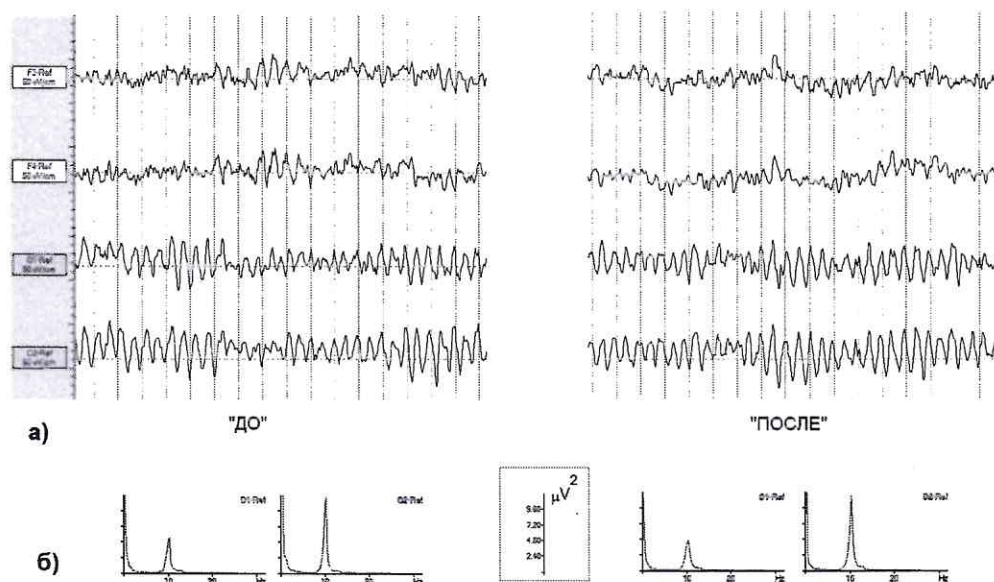


Рисунок 9 - эффект tACS на ЭЭГ у одного из испытуемых. а) Фрагменты ЭЭГ в состоянии с закрытыми глазами до («ДО») и после («ПОСЛЕ») 20-минутного сеанса tACS. б) спектры мощности ЭЭГ в затылочных отведениях (O1, O2) до (зеленые линии) и после (красные линии) 20-минутного сеанса tACS

Процедура регистрации и обработки ВСР

У каждого испытуемого до воздействия tACS регистрировалась фоновая ЭКГ (условие ДО) в течение пяти и более минут. Так как анализ variability сердечного ритма предполагает обработку только временных параметров R-пиков ЭКГ, для регистрации использовалась два электрода, расположенных на запястьях рук. Записи ЭКГ выполнялись с помощью аппаратно-программного комплекса «БОСЛАБ» (г.Новосибирск).

После проведения процедуры записи ЭКГ производилась коррекция артефактов посредством встроенных в программу «БОСЛАБ» инструментов.

В том случае, если визуальный анализ выявлял несоответствие определенного автоматическим способом маркера R-зубца его реальному положению, маркер перемещался вручную.

После коррекции артефактов вычислялись следующие параметры variability сердечного ритма: средняя длительность RR-интервала, стандартное отклонение RR-интервала, максимальная и минимальная длительность RR-интервала, вариационный размах, коэффициент вариации, Мода, амплитуда моды, стресс индекс по Баевскому, спектральные характеристики variability, а также ряд интегральных параметров – показатель адекватности процессов реагирования (ПАРС) и индекс вегетативного равновесия.

Методики анализа результатов

Проводилось сравнение индивидуальных спектров ЭЭГ для каждого испытуемого (ДО и После воздействия). Статистическая оценка разности между двумя индивидуальными спектрами осуществлялась с помощью t-критерия.

Далее вычислялись усредненные спектры мощности и непараметрический критерий Манна-Уитни использовался для оценки различия этих усредненных кривых.

Кроме того, определялись высоты пиков, соответствующие индивидуальному альфа-ритму каждого из испытуемых. Проводилось статистическое сравнение высот пиков группы испытуемых до и после стимуляции с помощью статистики Вилкоксона.

Сравнивались показатели ВСР до и после стимуляции. Статистическая оценка разности между параметрами variability сердечного ритма (ДО и После воздействия) осуществлялась с помощью статистики Вилкоксона.

Статистическая обработка полученных данных ВСР производилась методами непараметрической статистики в программе SPSS.

8.2 Результаты апробации

Результаты оценки индивидуальных различий между спектрами ЭЭГ, вычисленными из пяти-минутных записей ДО и ПОСЛЕ сеанса tACS, представлены на рис. 10. Случаи статистически значимо изменения мощности альфа ритма отмечены желтым цветом. Из рис. 10 видно, что только у трех испытуемых статистически значимо увеличивался альфа ритм в соответствии с исходной рабочей гипотезой. У одного испытуемого затылочный альфа ритм значимо уменьшался. У пяти испытуемых достоверных изменений мощности альфа ритма выявлено не было.

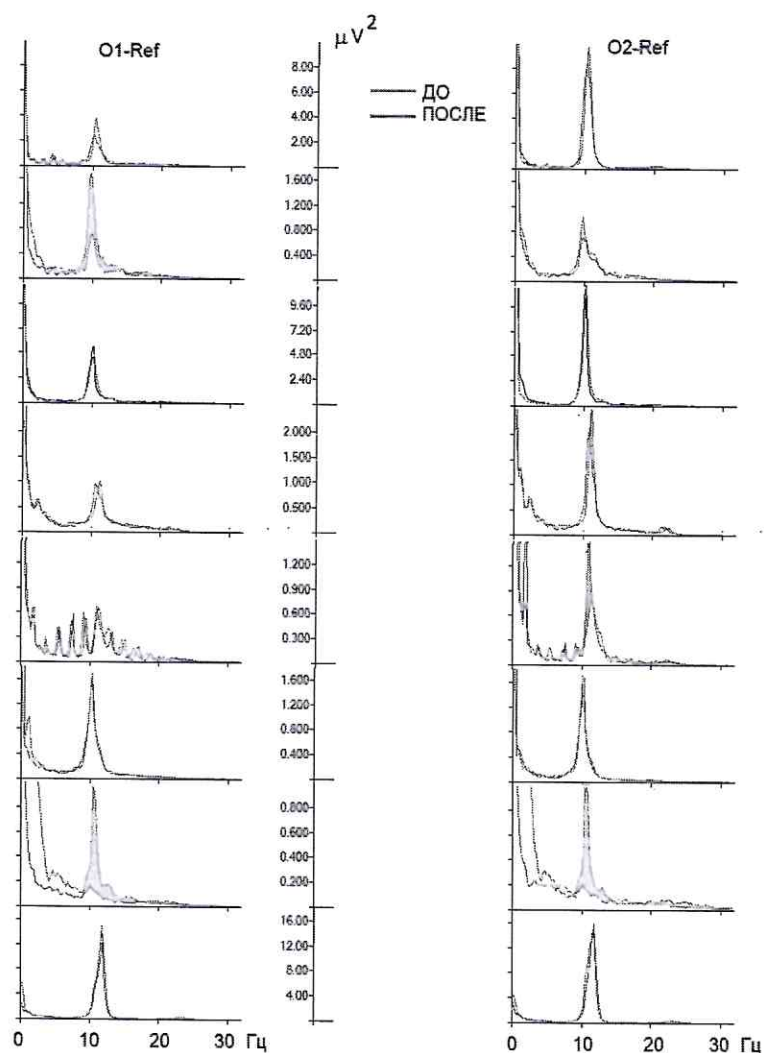


Рисунок 10 - Суперпозиции индивидуальных спектров мощностей для условий «ДО» (зеленые линии) и «ПОСЛЕ» (красные линии) 20 минутных сеансов tACS для электродов O1 и O2. Строки – отдельные испытуемые. На каждом графике: ордината – мощность ЭЭГ в мкв², абсцисса – частота гармоник в Гц. Желтой заливкой отмечены случаи статистического увеличения спектральной мощности в альфа диапазоне. Синей заливкой отмечены случаи уменьшений спектральной мощности в альфа диапазоне

Для оценки группового эффекта спектры мощности для всех испытуемых были просуммированы и статистически сравнены между двумя состояниями ДО и ПОСЛЕ. Результаты группового сравнения представлены

на рисунке 11. Статистически значимых изменений группового спектра мощности под влиянием стимуляции обнаружено не было.

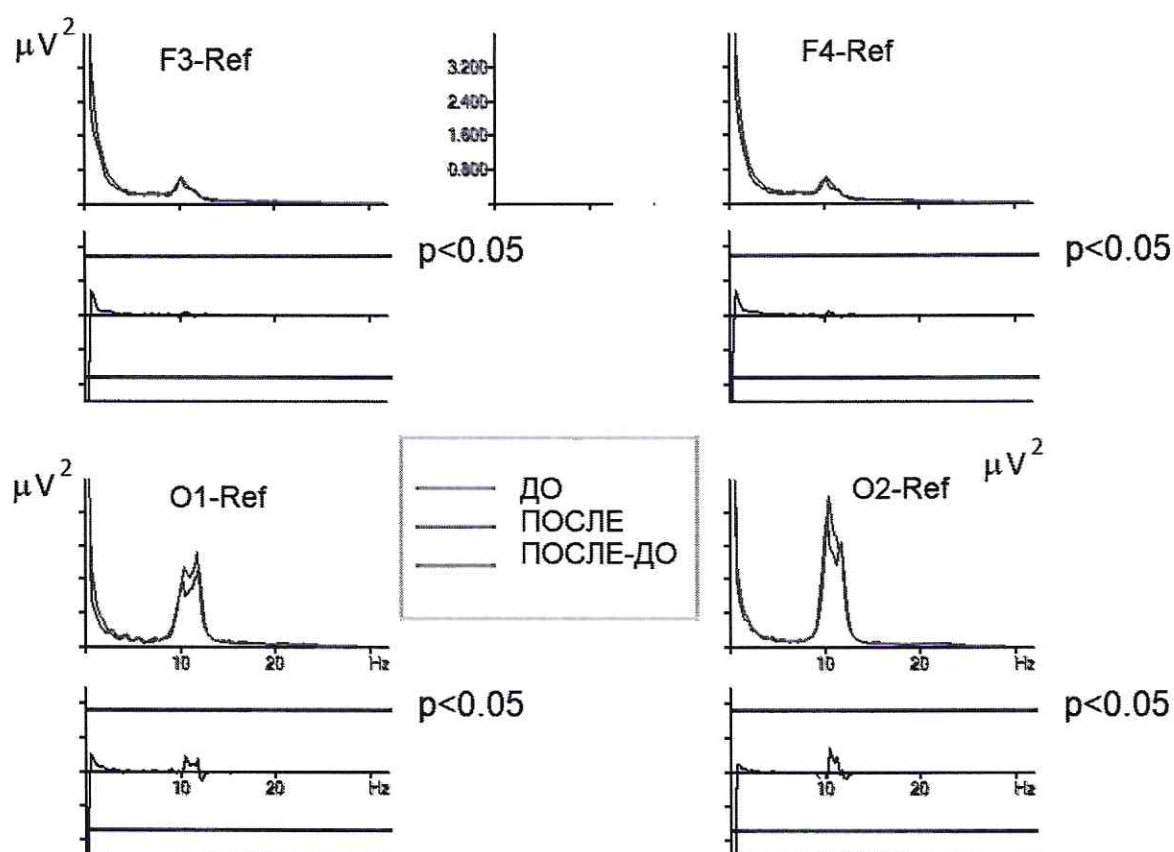


Рисунок 11 - изменение усредненных по группе спектров ЭЭГ под влиянием 20-минутной tACS. Суперпозиции усредненных по группе спектров мощностей для условий «ДО» (зеленые линии) и «ПОСЛЕ» (красные линии) 20 минутных сеансов tACS для электродов F3, F4 (вверху). O1, O2 (внизу), а также разницы между спектрами ПОСЛЕ-ДО. Синими линиями обозначены уровни статистической значимости $p<0.05$

Дополнительно в связи с небольшим количеством испытуемых было проведено статистическое сравнение высоты пиков ЭЭГ, соответствующих индивидуальной частоте альфа ритма у группы испытуемых до и после стимуляции. Соответствующие значения индивидуальных пиков альфа-ритма в исследовавшихся отведениях ЭЭГ приведены в таблице 1, описательные статистики и значения уровня значимости, полученные в

результате статистического сравнения групповых показателей до и после стимуляции – в таблице 2.

Таблица 1 – значения высоты пиков индивидуального альфа-ритма у испытуемых до и после стимуляции

Испытуемый	До стимуляции				После стимуляции			
	F3	F4	O1	O2	F3	F4	O1	O2
1	0,85	0,81	1,30	1,19	0,78	0,74	1,30	1,31
2	0,66	0,65	0,98	1,48	0,66	0,78	1,01	1,59
3	2,05	2,26	4,42	4,52	2,51	2,66	5,25	5,66
4	0,58	0,58	0,84	0,84	0,75	0,71	1,29	1,01
5	1,10	1,16	1,50	2,91	1,20	1,22	1,95	3,11
6	0,55	0,62	0,41	0,45	1,02	1,07	0,99	1,05
7	1,09	1,03	3,70	3,92	0,83	0,80	3,89	4,00
8	1,24	1,24	2,29	3,38	1,24	1,21	2,09	3,29

Таблица 2 - описательные статистики и значения уровня значимости, полученные в результате статистического сравнения показателей выраженности альфа-ритма у испытуемых до и после стимуляции

Отведение ЭЭГ	До стимуляции				После стимуляции				Уровень значимости
	Среднее	Среднекв. отклонение	Минимум	Максимум	Среднее	Среднекв. отклонение	Минимум	Максимум	
F3	1,01	0,49	0,55	2,05	1,12	0,60	0,66	2,51	0,237
F4	1,04	0,55	0,58	2,26	1,15	0,64	0,71	2,66	0,263
O1	1,93	1,44	0,41	4,42	2,22	1,55	0,99	5,25	0,03
O2	2,33	1,54	0,45	4,52	2,63	1,68	1,01	5,66	0,017

Примечание: красным цветом отмечена асимптотическая значимость ниже или равная 0,05

Было выявлено, что показатели высоты пиков индивидуального ритма в группе испытуемых значимо повышаются в затылочных отведениях O1 и O2. Для отведений F3 и F4 подобной закономерности не выявлено. Таким

образом, вероятно, можно говорить о повышении выраженности затылочного альфа-ритма в результате стимуляции. Возможно, при увеличении количества испытуемых можно ожидать появления значимых различий не только между показателями высоты пиков, соответствующих частоте индивидуального альфа-ритма, но и между показателями мощностей альфа-ритма, а также высоты пика индивидуального альфа-ритма во всех исследуемых отведениях.

Результаты оценки индивидуальных различий между параметрами ВСП, вычисленными из пятиминутных записей ДО и ПОСЛЕ сеанса tACS, представлены в таблице 1.

Таблица 3 –средние значения и описательные статистики показателей ВСП до и после процедуры tACS

Показатель	Среднее значение до стимуляции	Медиана до стимуляции	Среднее значение после стимуляции	Медиана после стимуляции	Асимптотическая значимость (2-сторонняя)
Средняя длительность RR-интервала, мс	753,4	723,4	770,8	735,9	0,441
Стандартное отклонение	47,8	42,3	45,2	42,9	0,678
Максимальная длительность RR-интервалов, мс	901,6	850,0	911,8	857,0	0,594
Минимальная длительность RR-интервалов, мс	644,9	641,0	660,1	649,0	0,767
Вариационный размах, мс	256,7	221,0	251,7	218,0	0,859
Коэффициент вариации, %	6,0	5,3	5,6	5,4	0,859
МОДА, мс	736,1	725,0	763,9	725,0	0,197
Амплитуда моды, %	47,7	44,0	46,5	47,0	0,953
Стресс-индекс	243,6	151,1	205,7	148,7	0,678
Индекс вегетативного равновесия, %/мс	0,3	0,2	0,3	0,2	0,767
ПАРС	2,1	2,0	1,3	1,0	0,033
HF	1094,0	185,1	931,3	184,3	0,953
LF	670,1	363,6	947,8	495,8	0,086
VLF	1045,7	568,3	649,5	639,9	0,374

TP	2809,9	1789,9	2405,2	1386,2	0,515
HF(%)	24,7	16,1	24,8	18,2	0,953
LF(%)	34,1	33,7	35,1	32,3	0,859
VLF(%)	41,2	35,8	40,1	48,7	0,953
LF/HF	2,2	2,2	2,4	2,7	0,26

Примечание: красным цветом отмечена асимптотическая значимость на границе уровня значимости

Статистический анализ показал изменение комплексной оценки функционального состояния по показателю активности регуляторных систем (ПАРС), учитывающей статистические показатели, показатели гистограммы и данные спектрального анализа интервалограммы. Значения ПАРС выражаются в баллах от 1 до 10, при этом значения ПАРС от 1 до 2 характеризуют состояние оптимального (рабочего) напряжения регуляторных систем, необходимое для поддержания активного равновесия организма со средой. Повышение баллов по данному показателю отражает увеличение напряжение регуляторных систем, вплоть до состояния истощения регуляторных систем, при котором активность управляющих механизмов снижается и появляются характерные признаки патологии (ПАРС 8-10).

8.3 Выводы

Подводя итог этой части проекта можно заключить, что tACS по данным современной и доступной нам литературы представляет собой уникальную возможность усиливать существующие ритмы мозга человека, такие как мю-ритмы, затылочный альфа ритм, среденный лобный тета ритм. Данное обстоятельство делает этот метод актуальным в спортивной медицине, особенно в плане приложения данной методики для ускорения восстановления высших психических, психомоторных и нейрорегуляторных функций спортсменов.

Первая попытка усиления затылочного альфа ритма у сравнительно небольшой группы спортсменов с помощью tACS позволяет сделать

предварительные выводы. Вероятно, данная методика, действительно, способна повышать выраженность затылочного альфа-ритма. Кроме того, судя по результатам, полученным в ходе анализов показателей ВСР, с помощью tDCS возможно в некоторой степени оптимизировать функциональное состояние спортсмена, снижая уровень напряжения регуляторных систем организма.

Библиография

1. Анохин П. Очерки по физиологии функциональных систем. – Рипол Классик, 1975.
2. Бернштейн Н. Очерки по физиологии движений и физиологии активности, 1966.
3. Kilgard M.P., Merzenich M.M. Cortical map reorganization enabled by nucleus basalis activity//Science, 1998, T. 279, N 5357, C. 1714-1718.
4. Ganguly J., Murgai A., Sharma S., Aur D., Jog M. Non-invasive Transcranial Electrical Stimulation in Movement Disorders//Frontiers in Neuroscience, 2020, T. 14, C. 522.
5. Bishop G.H., O’Leary J.L. The effects of polarizing currents on cell potentials and their significance in the interpretation of central nervous system activity//Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1950, Vol. 2, No. 1-4, P. 401-416.
6. Herrmann C.S., Rach S., Neuling T., Strüber D. Transcranial alternating current stimulation: a review of the underlying mechanisms and modulation of cognitive processes//Frontiers in Human Neuroscience, 2013, T. 7, Transcranial alternating current stimulation.
7. Başar E., Başar-Eroglu C., Karakaş S., Schürmann M. Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes//International Journal of Psychophysiology, 2001, Vol. 39, No. 2-3, P. 241-248.
8. Thut G., Schyns P.G., Gross J. Entrainment of Perceptually Relevant Brain Oscillations by Non-Invasive Rhythmic Stimulation of the Human Brain//Frontiers in Psychology, 2011, T. 2.
9. Jefferys J.G. Nonsynaptic modulation of neuronal activity in the brain: electric currents and extracellular ions//Physiological Reviews, 1995, Vol. 75, Nonsynaptic modulation of neuronal activity in the brain, No. 4, P. 689-723.
10. Deans J.K., Powell A.D., Jefferys J.G.R. Sensitivity of coherent oscillations in rat hippocampus to AC electric fields: AC electric fields//The

Journal of Physiology, 2007, Vol. 583, Sensitivity of coherent oscillations in rat hippocampus to AC electric fields, No. 2, P. 555-565.

11. Fröhlich F., McCormick D.A. Endogenous Electric Fields May Guide Neocortical Network Activity//Neuron, 2010, Vol. 67, No. 1, P. 129-143.

12. Ozen S., Sirota A., Belluscio M.A., Anastassiou C.A., Stark E., Koch C., Buzsaki G. Transcranial Electric Stimulation Entraines Cortical Neuronal Populations in Rats//Journal of Neuroscience, 2010, Vol. 30, No. 34, P. 11476-11485.

13. Zaehle T., Rach S., Herrmann C.S. Transcranial Alternating Current Stimulation Enhances Individual Alpha Activity in Human EEG//PLoS ONE, 2010, Vol. 5, No. 11, P. e13766.

14. Neuling T., Rach S., Herrmann C.S. Orchestrating neuronal networks: sustained after-effects of transcranial alternating current stimulation depend upon brain states//Frontiers in Human Neuroscience, 2013, T. 7, Orchestrating neuronal networks.

15. Turi Zs., Ambrus G.G., Janacsek K., Emmert K., Hahn L., Paulus W., Antal A. Both the cutaneous sensation and phosphene perception are modulated in a frequency-specific manner during transcranial alternating current stimulation//Restorative Neurology and Neuroscience, 2013, T. 31, N 3, C. 275-285.

16. Antal A., Boros K., Poreisz C., Chaieb L., Terney D., Paulus W. Comparatively weak after-effects of transcranial alternating current stimulation (tACS) on cortical excitability in humans//Brain Stimulation, 2008, Vol. 1, No. 2, P. 97-105.

17. Chaieb L., Antal A., Paulus W. Transcranial alternating current stimulation in the low kHz range increases motor cortex excitability//Restorative Neurology and Neuroscience, 2011, T. 29, N 3, C. 167-175.

18. Moliadze V., Atalay D., Antal A., Paulus W. Close to threshold transcranial electrical stimulation preferentially activates inhibitory networks

before switching to excitation with higher intensities//Brain Stimulation, 2012, Vol. 5, No. 4, P. 505-511.

19. Wach C., Krause V., Moliadze V., Paulus W., Schnitzler A., Pollok B. Effects of 10Hz and 20Hz transcranial alternating current stimulation (tACS) on motor functions and motor cortical excitability//Behavioural Brain Research, 2013, Vol. 241, P. 1-6.

20. Feurra M., Paulus W., Walsh V., Kanai R. Frequency Specific Modulation of Human Somatosensory Cortex//Frontiers in Psychology, 2011, T. 2.

21. Moliadze V., Antal A., Paulus W. Boosting brain excitability by transcranial high frequency stimulation in the ripple range: High frequency oscillations and brain excitability//The Journal of Physiology, 2010, Vol. 588, Boosting brain excitability by transcranial high frequency stimulation in the ripple range, No. 24, P. 4891-4904.

22. Antal A., Paulus W. Transcranial alternating current stimulation (tACS)//Frontiers in Human Neuroscience, 2013, T. 7.

23. Berger U., Korngreen A., Bar-Gad I., Friedman A., Wolfus S., Yeshurun Y., Lavidor M. Magnetic stimulation intensity modulates motor inhibition//Neuroscience Letters, 2011, Vol. 504, No. 2, P. 93-97.

24. Pashut T., Wolfus S., Friedman A., Lavidor M., Bar-Gad I., Yeshurun Y., Korngreen A. Mechanisms of Magnetic Stimulation of Central Nervous System Neurons//PLoS Computational Biology, 2011, Vol. 7, No. 3, P. e1002022.

25. Schnitzler A., Gross J. Normal and pathological oscillatory communication in the brain//Nature Reviews Neuroscience, 2005, Vol. 6, No. 4, P. 285-296.

26. Thut G., Miniussi C. New insights into rhythmic brain activity from TMS-EEG studies//Trends in Cognitive Sciences, 2009, Vol. 13, No. 4, P. 182-189.

27. Salmelin R., Hari R. Characterization of spontaneous MEG rhythms in healthy adults//Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1994, Vol. 91, No. 4, P. 237-248.
28. Wischniewski M., Schutter D.J.L.G., Nitsche M.A. Effects of beta-tACS on corticospinal excitability: A meta-analysis//Brain Stimulation, 2019, Vol. 12, Effects of beta-tACS on corticospinal excitability, No. 6, P. 1381-1389.
29. Pikovsky A., Rosenblum M., Kurths J., Synchronization A. A universal concept in nonlinear sciences//Self, 2001, T. 2, C. 3.
30. Antal A., Herrmann C.S. Transcranial alternating current and random noise stimulation: possible mechanisms//Neural plasticity, 2016, T. 2016.
31. Negahbani E., Stitt I.M., Davey M., Doan T.T., Dannhauer M., Hoover A.C., Peterchev A.V., Radtke-Schuller S., Fröhlich F. Transcranial alternating current stimulation (tACS) entrains alpha oscillations by preferential phase synchronization of fast-spiking cortical neurons to stimulation waveform//bioRxiv, 2019, C. 563163.
32. Kasten F.H., Dowsett J., Herrmann C.S. Sustained aftereffect of α -tACS lasts up to 70 min after stimulation//Frontiers in human neuroscience, 2016, T. 10, C. 245.
33. Giustiniani A., Battaglia G., Messina G., Morello H., Guastella S., Iovane A., Oliveri M., Palma A., Proia P. Transcranial Alternating Current Stimulation (tACS) Does Not Affect Sports People's Explosive Power: A Pilot Study//Frontiers in Human Neuroscience, 2021, T. 15, C. 189.
34. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии): руководство для врачей. – МЕДпресс-информ, 2004.
35. Александров Ю.И., Александров И.О., Безденежных Б.Н., Бодунов М.В., Гаврилов В., Горкин А.Г., Греченко Т.Н., Гурфинкель В.С., Данилова Н.Н., Дикая Л.Г. Основы психофизиологии, 1997.
36. Welch P. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified

periodograms//IEEE Transactions on audio and electroacoustics, 1967, T. 15,
N 2, C. 70-73.

Библиографические данные

УДК: 61:796/799

Ключевые слова: СПОРТСМЕНЫ СПОРТИВНЫХ СБОРНЫХ КОМАНД РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ, МЕДИКО-ПСИХОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ, ТРАНСКРАНИАЛЬНАЯ СТИМУЛЯЦИЯ ПЕРЕМЕННЫМ ТОКОМ (tACS)

Список исполнителей

Федеральное медико-биологическое агентство

(ФМБА России)

ТЕХНОЛОГИЯ ПРИМЕНЕНИЯ TACS ДЛЯ УСКОРЕНИЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ВЫСШИХ ПСИХИЧЕСКИХ, ПСИХОМОТОРНЫХ И НЕЙРОРЕГУЛЯТОРНЫХ ФУНКЦИЙ В ПРАКТИКЕ ВОССТАНОВИТЕЛЬНЫХ МЕРОПРИЯТИЙ МЕДИКО- БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ПОДГОТОВИТЕЛЬНОГО ПЕРИОДА ГОДИЧНОГО ЦИКЛА ПОДГОТОВКИ СПОРТСМЕНОВ СПОРТИВНЫХ СБОРНЫХ КОМАНД РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Методические рекомендации

МР ФМБА России _____ - 2021

(Проект)

Директор ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА
России, к.м.н.



А.В. Жолинский

Заместитель директора ФГБУ ФНКЦСМ
ФМБА России по научной работе, д.м.н.,
профессор



С.А. Парастаев

Начальник организационно-
исследовательского отдела ФГБУ
ФНКЦСМ ФМБА России, к.м.н.



В.С. Фещенко

Директор ИМЧ РАН, д.м.н., профессор



М.Д. Дидур

Генеральный директор ООО «ВебСпорт»



Е.М. Гребенщикова

Исполнители:

ФГБУ ФНКЦСМ ФМБА России:

Руководитель работы,
ведущий научный сотрудник, к.м.н.



И.Н. Митин

Ответственный исполнитель,
врач по спортивной медицине



В.В. Завьялов

Медицинский психолог

 С.И. Баршак

Психолог

 К.С. Назаров

Медицинский психолог

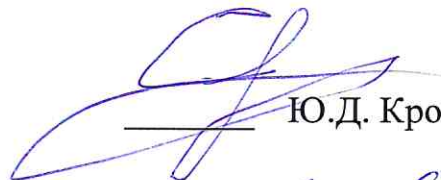
 Л.Р. Суфиянова

Старший научный сотрудник
организационно-исследовательского
отдела

 М.Г. Оганнисян

ИМЧ РАН:

Заведующий лабораторией
нейробиологии программирования
действий, д-р. биол. наук, профессор

 Ю.Д. Кропотов

Научный сотрудник лаборатории
направленной внутримозговой доставки
препаратов, канд. биол. наук

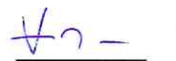
 О.В. Кара

Клинический психолог, нейробиолог

 Я.А. Макарова

ООО «ВебСпорт»:

Заместитель директора ЛРНЦ «Русское
поле» ЛРНЦ ФГБУ «НИМЦ ДГОИ им.
Дмитрия Рогачева» Минздрава России.
д-р. мед. наук, профессор

 В.Н. Касаткин

Ведущий научный сотрудник ФГБНУ
НИИ нормальной физиологии им. П.К.
Анохина, канд. биол. наук

 А.В. Ковалева

Психолог отдела спортивной психологии
ГКУ «ЦСТиСК» Москомспорта, канд.
пед. наук

 Н.Ю. Федунина

Профессор кафедры реабилитации,
спортивной медицины и физической
культуры ПФ РНИМУ им. Н.И. Пирогова,
д-р. мед. наук, профессор

 А.Н. Лобов

Профессор кафедры реабилитации,
спортивной медицины и физической
культуры ПФ РНИМУ им. Н.И. Пирогова,
д-р. мед. наук, профессор

 В.П. Плотников