

**МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

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

**ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ РАЗНЫХ ПРОТОКОЛОВ  
НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ  
СТРЕСС-ИНДУЦИРОВАННЫХ СОСТОЯНИЙ**

Учебно-методическое пособие по дисциплине «Психофизиология»

Рекомендовано методической комиссией ФСН для студентов ННГУ,  
обучающихся по направлениям подготовки

37. 03. 01 «Психология»,  
37. 04. 01 «Психология»,  
37. 05. 02 «Психология служебной деятельности»,  
37. 06. 01 «Психологические науки»,  
03. 03. 01 «Физиология».

Нижний Новгород

2024

УДК 159.91  
ББК 88.9

Полевая С.А., Парин С.Б., Федотчев А.И., Савчук Л.В., Некрич О.Ю.,  
Мухина Е.А.

**ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ РАЗНЫХ ПРОТОКОЛОВ  
НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ  
СТРЕСС-ИНДУЦИРОВАННЫХ СОСТОЯНИЙ:**

учебно-методическое пособие. – [электронный ресурс]

Нижний Новгород: Нижегородский госуниверситет, 2024. – 114 с.

Фонд электронных образовательных ресурсов ННГУ

Рецензент: к.б.н., доцент **Халак М.Е.**

Учебно-методическое пособие содержит актуальные сведения о нейроинтерфейсах, обеспечивающих управление когнитивными и аффективными процессами на основе биологической обратной связи. Представлены способы психофизиологической оценки эффективности протоколов нейробиоуправления для коррекции стресс-индуцированных состояний.

Содержание пособия организовано в соответствии с рабочими учебными планами по дисциплине «Психофизиология» на разных уровнях профессионального образования в области психологии, когнитивной науки, биофизики и физиологии.

УДК 159.91  
ББК 88.9

© Нижегородский государственный  
университет им. Н.И. Лобачевского, 2024.

## **ОГЛАВЛЕНИЕ**

<b>ПРЕДИСЛОВИЕ</b> .....	4
<b>ГЛАВА 1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ КОГНИТИВНЫХ ФУНКЦИЙ МОЗГА</b> .....	5
1.1. Тенденции и перспективы развития методов неинвазивной стимуляции мозга .....	5
1.2. Типичные примеры применения разработанного метода нейробиоуправления в экспериментах и клинике .....	23
1.3. Резонансное сканирование и анализ ЭЭГ при определении зрелости корковой ритмики у младших школьников.....	31
<b>ГЛАВА 2. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ К ПРИМЕНЕНИЮ РЕЗОНАНСНОГО НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ С ДВОЙНОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ</b> .....	42
<b>ГЛАВА 3. МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ПРАКТИЧЕСКОЙ РАБОТЫ МЕТОДОМ РЕЗОНАНСНОГО НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ</b> .....	53
1. Аппаратная часть.....	54
2. Программная среда прибора .....	56
3. Ход работы.....	62
4. Программная среда обработки первичного сигнала EEG_Analysys .....	64
5. Обработка данных в Excel и программе Statistica .....	69
<b>СЛОВАРЬ</b> .....	74
<b>ЛИТЕРАТУРА</b> .....	77

## ПРЕДИСЛОВИЕ

Нейробиоуправление (НБУ) представляет собой компьютерные информационно-управляющие системы, дающие возможность модификации биопотенциалов головного мозга на основе обратной связи через модулированные сенсорные воздействия. Преимущества модуляции сенсорных воздействий собственными ритмами человека ранее были отмечены в пионерских исследованиях Н.П.Бехтеревой [1960], которая считала такие воздействия «очень щадящими, очень эффективными и аналогичными собственным защитным механизмам мозга и организма» [Бехтерева, 1990]. Исходным этапом в становлении технологии НБУ явилась серия исследований, выполненная J. Kamiya в 60-е годы прошлого столетия и продемонстрировавшая возможность человека произвольным образом изменять выраженность спектральных компонентов собственной ЭЭГ.

К настоящему времени положительный клинический опыт применения НБУ накоплен в отношении широкого спектра заболеваний. Среди них синдром дефицита внимания с гиперактивностью, трудности обучения, инсульт, черепно-мозговая травма, неконтролируемая эпилепсия, злоупотребление психоактивными веществами, депрессия, аутизм, мигрень, расстройства пищевого поведения, болевые синдромы и другие патологии. Важно подчеркнуть, что независимо от происхождения симптомов тренировки НБУ предлагают дополнительные возможности для реабилитации через непосредственное переобучение электрических процессов в головном мозгу.

В перспективе благодаря разработке более совершенных протоколов исследований, использованию современных технологий визуализации живого человеческого мозга и оптимальной организации сигналов обратной связи (например, в виде музыки) технологии нейроинтерфейсов могут занять ключевые позиции в реабилитации и развитии когнитивных функций мозга.

Учебно-методическое пособие содержит актуальные сведения о нейроинтерфейсах, обеспечивающих управление когнитивными и аффективными процессами на основе биологической обратной связи и обеспечивает формирование профессиональных компетенций в диагностике и коррекции стресс-индуцированных нарушений с применением протоколов нейробиоуправления.

# ГЛАВА 1. ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ КОГНИТИВНЫХ ФУНКЦИЙ МОЗГА

## 1.1. Тенденции и перспективы развития методов неинвазивной стимуляции мозга

В этом разделе мы, прежде всего, считаем необходимым представить краткий анализ современных тенденций в развитии традиционных методов неинвазивной стимуляции мозга, а также перспективных направлений развития методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью. Основное внимание мы уделим исследованиям с использованием неинвазивных магнитных и электрических воздействий, а также акустической и аудиовизуальной стимуляции. Будут проанализированы возможности и перспективы использования этих технологий в качестве инструмента при проведении широкого спектра реабилитационных процедур и представлены результаты собственных исследований в этом направлении.

Одной из наиболее перспективных и быстро развивающихся областей нейрофизиологии является создание, совершенствование и клиническая апробация неинвазивных методов стимуляции мозга, включая транскраниальные магнитные и электрические воздействия, акустическую и аудиовизуальную стимуляцию. К настоящему времени диапазон условий успешного применения этих методов чрезвычайно широк, как и конкретные характеристики применяемых лечебных воздействий.

Известно, что транскраниальная магнитная стимуляция мозга широко используется при лечении неврологических и психиатрических заболеваний [Burke et al., 2019; Gonsalvez et al., 2021], в когнитивной науке для долговременной модуляции активности стимулируемой области коры головного мозга [Бакулин и др., 2020; Vegemann et al., 2020], при когнитивной реабилитации пациентов с очаговыми поражениями головного мозга [Калантарова и др., 2020; Draaisma et al., 2020; Хрулев и др., 2022], а также при лечении симптомов посттравматического стрессового расстройства [Kan et al., 2020]. Транскраниальная электрическая стимуляция считается одним из наиболее перспективных подходов к неинвазивной модуляции нейропластических процессов у пациентов с двигательными нарушениями [Бакулин и др., 2019; Столбков, Герасименко, 2021; Попыванова и др., 2022], к нелекарственному лечению депрессивных расстройств [Пойдашева и др., 2020; Piccoli et al., 2022; Нао et al., 2023] и к реабилитации больных с постинсультной афазией [Белопасова и др., 2020].

Известно также, что специально организованные акустические воздействия успешно применяются для коррекции психосоматических расстройств [Секирин, Майбродская, 2019], для укрепления психического здоровья [Geiser et al., 2020] и психологической реабилитации пациентов с нарушениями двигательных функций [Котельникова и др., 2021], а также для улучшения сна и памяти [Malkani, Zee, 2020; Wunderlin et al., 2021; Stanier et al., 2022]. Аудиовизуальная стимуляция обладает еще более выраженными терапевтическими возможностями благодаря участию резонансных механизмов деятельности мозга, механизмов мультисенсорной интеграции и нейропластичности [Ашанина, Сеник, 2018; Котов и др., 2020; Roy et al., 2021]. Так, аудиовизуальные воздействия успешно используются при лечении нейродегенеративных заболеваний [Yang et al., 2021], для усиления адаптационных возможностей организма спортсменов [Головин и др., 2018], для улучшения функционального состояния и здоровья человека [Королев, Савченко, 2018; Сысоев и др., 2018], при профилактике переутомления у студентов [Пац, Горюнова, 2018], при восстановлении двигательных и когнитивных функций после тяжелой черепно-мозговой травмы [DeLuca et al., 2021].

Анализ литературы показывает, что в рассматриваемой области можно выделить две основные линии исследований. Одна из них включает методы неинвазивной стимуляции мозга, основанные на традиционном подходе, при котором параметры воздействия задаются заранее и остаются неизменными по ходу стимуляции. Другая линия сформировалась сравнительно недавно и включает методы адаптивной нейростимуляции с обратной связью от текущих физиологических параметров человека. В следующем разделе данной монографии мы подробнее остановимся на особенностях методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью. В последние годы количество публикаций в обеих линиях исследований стремительно возрастает, что делает необходимым выявление наиболее перспективных направлений дальнейшего развития этих линий неинвазивной стимуляции мозга.

В связи с этим считаем необходимым проанализировать современные тенденции в развитии традиционных методов неинвазивной стимуляции мозга, а также перспективные направления развития адаптивной нейростимуляции с обратной связью. Основное внимание уделим рассмотрению исследований с использованием неинвазивных магнитных и электрических воздействий, а также акустической и аудиовизуальной стимуляции. Будут проанализированы возможности и перспективы использования этих технологий в качестве

инструмента при проведении широкого спектра реабилитационных процедур и представлены результаты собственных исследований в этом направлении.

Одной из прогрессивных тенденций является использование комбинированных воздействий. Так, сочетание процедур медитации или гипноза с транскраниальной электрической стимуляцией мозга приводило к повышению нейропластичности и увеличению клинической эффективности комбинированных воздействий относительно их изолированных эффектов [Rebello-Sanchez et al., 2022]. Транскраниальная стимуляция переменным током в сочетании с акустической стимуляцией (тон 40 Гц) оказалась безопасным и легко переносимым средством коррекции когнитивных функций у пациентов с болезнью Альцгеймера, причем отдельное применение электрической и акустической стимуляции было значительно менее эффективным [Liu et al., 2023].

Прогрессивной тенденцией увеличения эффективности транскраниальной электрической стимуляции постоянным током является использование кольцевых электродов небольших размеров, что позволяет увеличить фокальность стимуляции [Пойдашева и др., 2021]. На важность пространственного разрешения и фокальности транскраниальной магнитной стимуляции, позволяющей дифференцированно стимулировать области коры при коррекции когнитивных функций, указывают и другие авторы [Numssen et al., 2023].

Еще одной тенденцией в развитии традиционных методов неинвазивной стимуляции мозга является расширяющееся использование данных функциональной визуализации мозга. Например, показано, что высокоэффективным средством терапии когнитивных расстройств является ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция под контролем электроэнцефалограммы [Пойдашева и др., 2019] или функциональной магнитнорезонансной томографии [Лагода и др., 2021]. Считается, что сильные и длительные осцилляции, вызываемые в коре головного мозга ритмической стимуляцией, могут способствовать восстановлению естественных частот нейронной активности у пожилых людей до тех частот, которые характерны для более молодого и здорового мозга [Qiao et al., 2022]. Особенно перспективными считаются индивидуальные методы лечения, при которых частота и локализация стимуляции регулируются в соответствии с патологическими состояниями мозга, выявляемыми с помощью функциональной визуализации мозга [Chino et al., 2023].

Несмотря на интенсивное развитие и отмеченные перспективы исследований, в целом существующие традиционные методы неинвазивной стимуляции мозга характеризуются рядом недостатков, таких, как низкая эффективность, высокая

вариабельность и слабая воспроизводимость получаемых результатов [Janssens, Sack, 2021; Antal et al., 2022; Schutter et al., 2023].

Причиной перечисленных недостатков является тот факт, что при организации этих лечебных воздействий применяются эмпирически заданные параметры, которые остаются постоянными по ходу стимуляции и не зависят от изменений в состоянии пациента. При этом не учитывается динамическая природа эндогенной осцилляторной активности нервной системы, и стимулы предъявляются во время разных физиологических микросостояний мозга, приводя к высокой вариабельности эффекта отдельных стимулов и к слабому суммарному эффекту стимуляции [Бакулин и др., 2021; Kasten, Hertmann, 2022]. В результате несвоевременно примененная нейростимуляция может быть неэффективной или вызывать нежелательные побочные эффекты [Zanos, 2019; Provenza et al., 2019].

С целью преодоления указанных недостатков рядом авторов было предложено использовать обратную связь от текущих физиологических параметров человека, которые модулируют или адаптируют терапию в ответ на физиологические изменения и таким образом обеспечивают более эффективную и действенную терапию [Sun, Morrell, 2014; Potter et al., 2014]. Ряд авторов предлагает использовать протоколы зависимой от состояния мозга стимуляции с замкнутым контуром (closed-loop brain state-dependent neurostimulation), которые учитывают текущую динамику микросостояний мозга [Vosskuhl et al., 2018; Jacob et al., 2020; Belkasem et al., 2023; Amiri et al., 2023]. В качестве источника сигналов обратной связи считается оптимальным использовать данные электроэнцефалограммы (ЭЭГ), регистрируемой в реальном времени [Bjekić et al., 2022; Farkhondeh et al., 2022; Pino, 2022; Tervo et al., 2022]. Это обусловлено такими преимуществами ЭЭГ, как неинвазивность, высокое временное разрешение, простота применения и возможности извлечения данных в режиме реального времени [Bergmann, 2018; Koenig et al., 2020; Jangwan et al., 2022]. Благодаря применению ЭЭГ-управляемых протоколов стимуляции, методы НИСМ могут достигать высокой персонализации воздействий и открывают возможность осуществления физиологически информированной адаптивной нейромодуляции [Figuee, Mayberg, 2021; Grani et al., 2022; Nasr et al., 2022; Valenchon et al., 2022; Wendt et al., 2022]. В результате начал формироваться инновационный подход к организации стимуляционных процедур, который получил название адаптивная нейростимуляция или нейростимуляция с замкнутым контуром (closed-loop adaptive neurostimulation) обратной связи [Hebb et al., 2014; Arlotti et al., 2016].

Использование обратной связи от текущих физиологических параметров человека обеспечивает методам адаптивной нейростимуляции целый ряд преимуществ. Во-первых, сигналы обратной связи модулируют или адаптируют лечебные воздействия в ответ на физиологические изменения и таким образом обеспечивают более эффективную и действенную терапию [Sun, Morrell, 2014; Potter et al., 2014]. Во-вторых, благодаря принципу замыкания обратной связи учитывается текущая динамика микросостояний нервной системы [Vosskuhl et al., 2018; Дик, Ноздрачев, 2020; deBock et al., 2020; Hu et al., 2023]. В-третьих, лечебные стимуляционные процедуры достигают высокой персонализации воздействий, соответствуя наиболее перспективным направлениям развития методов неинвазивной стимуляции мозга – зависимой от состояния мозга стимуляции с замкнутым контуром [Bergmann, 2018; Bradley et al., 2022; Farkhondeh et al., 2022] и физиологически информированной адаптивной нейромодуляции [Wendt et al., 2022; Nasr et al., 2022; Weiss et al., 2023].

Одной из прогрессивных тенденций в развитии методов адаптивной нейростимуляции является использование сигналов обратной связи от ритмических процессов пациента – ритмов сердечно-сосудистой и дыхательной систем, а также ритмов электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Эти ритмические процессы тесно взаимосвязаны и составляют основу природной гомеостатической регуляции функций, они демонстрируют явления синхронизации и резонанса и характеризуются высокой чувствительностью к действию внешних факторов [Fedotchev et al., 2021]. Кроме того, эти ритмические процессы являются источником жизненно важных для человека интероцептивных сигналов, которые обеспечивают восприятие внутренних телесных ощущений [Quadt et al., 2018; Gentsch et al., 2019; Gibson, 2019]. Нарушения интероцепции в настоящее время рассматриваются в качестве потенциальной мишени терапевтического воздействия при психосоматических заболеваниях [Khalsa et al., 2018; Добрушина и др., 2020]. Важной концептуальной основой данной линии неинвазивной стимуляции мозга являются также интенсивно развиваемые в последнее время представления об «осциллопатиях» и возможностях «осциллотерапии» [Takeuchi, Verenyi, 2020], согласно которым внешние ритмические воздействия могут направленно модулировать эндогенные осцилляции через резонансные механизмы или механизмы усвоения ритма. Поэтому колебания активности нейронной сети могут эффективно использоваться в качестве терапевтических мишеней при организации процедур «осциллотерапии» путем применения активно развивающихся методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью [Foldi et al., 2021; Takeuchi et al., 2022].

Так, например, еще в 1996 году было показано, что быстрое снятие болевых синдромов и сохранение эффектов обезболивания на длительный срок достигается даже при однократном применении электронейростимуляции, автоматически управляемой ритмом дыхания пациента [Федотчев, 1996]. Впоследствии управляемая дыханием пациента электростимуляция была успешно использована рядом авторов при лечении хронических нейропатических болей [Li et al., 2016; Karri et al., 2018, 2021]. Комплексные акустические воздействия, автоматически управляемые текущими значениями вариабельности сердечного ритма пациента, были успешно применены для достижения состояния релаксации [Yu et al., 2018].

Наибольшую популярность и активное развитие получили методы адаптивной нейростимуляции, использующие обратную связь от ЭЭГ пациента. Это обусловлено такими преимуществами ЭЭГ, как простота применения, неинвазивность, высокое временное разрешение и возможности извлечения данных в режиме реального времени [Koenig et al., 2020; Jangwan et al., 2022].

Еще одной тенденцией развития методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью является применение компьютерных преобразований текущих параметров биоэлектрической активности мозга в акустические сигналы. Так, предъявление акустических стимулов, генерируемых в реальном времени программно-управляемой трансформацией доминирующих ритмов ЭЭГ субъекта в звуковой ряд, вызывает клинически значимое уменьшение симптомов посттравматического стресса [Tegeler et al., 2017; Tegeler et al., 2020], а также приводит к оптимизации автономных функций и улучшению качества сна [Shaltout et al., 2018; Tegeler et al., 2023]. Авторы утверждают, что обновление в реальном времени собственных ЭЭГ паттернов и резонанс между слышимыми акустическими сигналами и осцилляторными мозговыми сетями предоставляют организму возможность автокалибровки, релаксации и преодоления устойчивых патологических состояний [Tegeler et al., 2020].

Таким образом, представленные данные позволяют заключить, что создание и совершенствование неинвазивных методов стимуляции мозга представляет собой активно развивающееся и перспективное направление нейрофизиологии. Судя по рассмотренным публикациям, наибольшее развитие и эффективность демонстрируют методы, использующие мультимодальную сенсорную стимуляцию с учетом данных функциональной визуализации мозга. Наиболее перспективной линией исследований представляется автоматическая модуляция неинвазивных сенсорных воздействий сигналами обратной связи от собственных ритмических процессов человека –

ритма дыхания, ритма сердцебиений и ритмов ЭЭГ. Комплексная обратная связь от этих ритмов способствует участию значимых для человека interoцептивных сигналов в механизмах мультисенсорной интеграции, нейропластичности и резонансных механизмах мозга. Благодаря использованию управляющих сигналов от эндогенных ритмов такая неинвазивная стимуляция за счет учета динамики микросостояний мозга достигает высокой персонализации и эффективности лечебных воздействий.

Перечисленные достоинства методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью открывают перспективы для их применения в реабилитационных мероприятиях широкого профиля, в образовательных учреждениях для активизации познавательной деятельности человека и процессов его обучения, в военной и спортивной медицине, медицине катастроф, научных исследованиях.

Как мы уже отмечали, особого внимания заслуживает обсуждение методов адаптивной нейростимуляции, использующих механизм обратной связи от физиологических параметров организма человека. Безусловно, разработка и клиническая апробация новых методов стимуляции мозга – захватывающая и быстро развивающаяся область нейрофизиологии. К настоящему времени разнообразные методы нейростимуляции широко используются в психиатрии и неврологии в качестве терапевтического инструмента для восстановления нарушенных функций [Бакулин и др., 2019; Белопасова и др., 2020] и когнитивной реабилитации пациентов неврологической клиники [Draaisma et al., 2020; DeLuca et al., 2021; Hyde et al., 2022], для лечения пациентов с различными заболеваниями центральной нервной системы, которые не поддаются консервативной терапии [Калинкин и др., 2019; Figuee et al., 2022], для активации процессов нейропластичности путем реорганизации корковых сетей под влиянием афферентной стимуляции [Гречко и др., 2019; Naryshkin et al., 2020; Zhang et al., 2022], при устранении когнитивных и стресс-индуцированных расстройств [Can et al., 2020; Kan et al., 2020; Лагода и др., 2021; Wang et al., 2022], а также при оптимизации когнитивных функций у здоровых людей [Бакулин и др., 2020; Fiscaro et al., 2020; Qu et al., 2022].

В последнее время число публикаций, посвященных эффектам применения адаптивной нейростимуляции с обратной связью, стремительно возрастает, что делает необходимым обобщение литературных данных об особенностях, достижениях и перспективах дальнейшего развития этого направления стимуляции мозга. В данном разделе мы анализируем современные данные о разработанных подходах к клиническому использованию разных видов адаптивной нейростимуляции. Рассмотрены

эффекты применения инвазивных и неинвазивных магнитных и электрических воздействий, а также акустической и аудиовизуальной стимуляции. Проанализированы возможности и перспективы использования этих технологий в клинической медицине, представлены результаты собственных исследований в этом направлении.

В методах адаптивной нейростимуляции используются сенсорные воздействия, которые адаптируются к специфическим для данного пациента текущим параметрам динамических процессов с помощью управляющих сигналов обратной связи от различных физиологических параметров организма [Lo, Widge, 2017; Oxley, Orie, 2019].

Следует отметить, что замыкание контура обратной связи от индивидуальных характеристик пациента предусмотрено также в современных методах адаптивного биоуправления (neurofeedback). В этих методах человеку предъявляются сенсорные стимулы (зрительные, слуховые, тактильные, электрические), отражающие текущую активность определенных нервных структур, которые лежат в основе его поведения или патологии [Sitaram et al., 2017]. Позволяя выявлять причинные взаимоотношения между мозговой активностью и поведением, такая обратная связь обеспечивает человеку возможность обучения осознанной регуляции собственных функций, при которой сенсорные стимулы несут не лечебную, а лишь информационную нагрузку [Papo, 2019; Dessy et al., 2020]. Однако существенный недостаток технологий нейробиоуправления заключается в том, что значительное число (до 30%) пациентов не могут обучиться навыку осознанной модификации собственных функций для достижения требуемых лечебных эффектов, а остальные нуждаются в очень длительном обучении [Alkoby et al., 2017]. Данная «проблема необучаемости» обусловлена зависимостью успешности обучения от мотивации и настроения человека [Kadosh, Staunton, 2019], а также трудностью корректного декодирования мысленных команд и использованием неэффективных стратегий обучения [DeVicoFallani, Bassett, 2019].

Таким образом, ключевая особенность методов адаптивной нейростимуляции заключается в том, что регулировка параметров лечебного воздействия, управляемого сигналами обратной связи от текущих физиологических показателей пациента, осуществляется автоматически, без участия его сознания [Zhou, Miller, 2019]. Адаптивность нейростимуляции достигается за счет того, что воздействие, сформированное в каждый данный момент на основе зарегистрированных физиологических параметров, приводит под влиянием стимуляции к их адаптивным изменениям, которые в свою очередь модулируют параметры следующего цикла стимуляции. Благодаря принципу автоматического замыкания петли обратной связи методы адаптивной нейростимуляции могут достигать

высокой эффективностью и персонализации воздействий [Fedotchev et al., 2021]. Кроме того, они приобретают характер зависимой от состояния мозга стимуляции [Bergmann, 2018], которая учитывает текущую динамику микросостояний нервной системы. По сравнению с традиционными методами нейростимуляции, адаптивная нейростимуляция с обратной связью может повысить эффективность терапии, исключить длительный начальный период для программирования и регулировки стимулятора, обеспечить индивидуальное лечение и автоматически поддерживать адаптивные параметры воздействия [Nosain et al., 2014; Prosky et al., 2021].

Анализ литературы показывает, что наиболее широкое распространение и признание получили адаптивные методы глубинной электростимуляции мозга (closed-loop deep brain stimulation) [Edwards et al., 2017; Kuo et al., 2018; Gonzalez-Escamilla et al., 2020]. В этих методах параметры лечебной электростимуляции динамически контролируются обратной связью от биомаркеров патологической активности мозга [Meidahl et al., 2017]. Стимулом к развитию данной линии исследований послужил тот факт, что патологическая нейронная активность может быть зарегистрирована непосредственно от целевой области мозга с помощью все тех же стимулирующих электродов и использоваться для адаптации параметров стимуляции в соответствии с персонализированной терапевтической потребностью [Neumann et al., 2019]. В настоящее время адаптивные методы глубинной электростимуляции мозга успешно используются для лечения хронической боли [Shirvalkar et al., 2018; Provenzano et al., 2021], синдрома Туретта [Merceglia et al., 2017], тремора [Haddock et al., 2018], паркинсонизма [Habets et al., 2018; Weiss, Massano, 2018; An et al., 2023] и других двигательных расстройств, а поиск биомаркеров и алгоритмов стимуляции активно продолжается [Hoang et al., 2018; Hell et al., 2019]. Получают также признание методы адаптивной оптогенетической стимуляции, обеспечивающие автоматическую подстройку параметров оптической стимуляции на основании данных нейронального ответа [Смирнова, Зайцев, 2018; Mickle et al., 2019].

Описанные методы являются инвазивными, так как предполагают необходимость имплантации стимулирующих электродов в определенные структуры мозга. Естественно, их использование в повседневной клинической и доклинической практике является маловероятным. В то же время в литературе отмечается особая актуальность и перспективность методов адаптивной нейростимуляции, способных неинвазивно

осуществлять мониторинг физиологического состояния [Tan et al., 2019] и персонализированную терапию выявленных расстройств [Ganzer, Sharma, 2019].

Современные технические средства позволяют неинвазивно регистрировать параметры функционирования практически любой системы организма и использовать их в качестве сигналов, управляющих стимуляцией. Так, например, продемонстрировано успешное применение глубинной стимуляции мозга, управляемой сигналами обратной связи от кожного сопротивления [Wickramasuriya et al., 2019]. Показано также, что эффективность функциональной электрической стимуляции может быть повышена при использовании управляющих сигналов от электромиограммы (ЭМГ) [Jung et al., 2021].

Наибольший интерес представляют лечебные сенсорные воздействия, автоматически модулируемые текущими ритмическими процессами пациента – ритмами сердечно-сосудистой и дыхательной систем, а также ритмами электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Действительно, эти ритмические процессы являются источником жизненно важных для человека interoцептивных сигналов, которые обеспечивают восприятие внутренних телесных ощущений [Quadt et al., 2018; Gentsch et al., 2019; Gibson, 2019]. Нарушения interoцепции в настоящее время рассматривают в качестве патогенетического механизма психосоматических заболеваний и потенциальной мишени терапевтического воздействия [Khalsa et al., 2018; Добрушина и др., 2020; Fedotchev et al., 2021].

Одной из наиболее интенсивно развивающихся линий исследований является широкое внедрение принципа обратной связи от ЭЭГ в ранее используемые приемы регуляции сна у человека. Концептуальной основой данного направления явились теоретические и методологические представления о том, что с помощью неинвазивных сенсорных воздействий, синхронизированных с определенными текущими параметрами ЭЭГ, оказывается возможным улучшать качество сна, усиливать когнитивные функции и процессы консолидации памяти [Choi et al., 2020; Malkani, Zee, 2020; Barnes et al., 2023]. В последние годы подобные эффекты продемонстрированы в экспериментах с использованием разных ЭЭГ-управляемых сенсорных воздействий, таких, как транскраниальная электрическая стимуляция [Ketz et al., 2018; Mansouri et al., 2019; Zarubin et al., 2020; Ladenbauer et al., 2022], транскраниальная магнитная стимуляция [Пойдашева и др., 2019; Faller et al., 2022; Ding et al., 2022] и акустическая стимуляция [Ngo, Staresina, 2022; Debellemanière et al., 2022; Tegeler et al., 2023]. При этом успех был достигнут с применением самых разных параметров обратной связи от ЭЭГ – фазы определенного ЭЭГ ритма [Mansouri et al., 2018; Shirinpour et al., 2021], мощности затылочного альфа-ритма [Zrenner et al., 2020; Stecher et al., 2021], медленноволновых ЭЭГ

компонентов [Schneider et al., 2020; Ruch et al., 2022] и сонных ЭЭГ веретен [Ngo et al., 2022]. При лечении депрессивных расстройств очень успешными оказались процедуры ЭЭГ-управляемой транскраниальной магнитной стимуляции [Zrenner et al., 2020; Faller et al., 2022]. Успешное устранение состояний тревожности и депрессии достигалось при аудиовизуальной стимуляции, автоматически управляемой сигналами обратной связи от узкочастотных спектральных компонентов ЭЭГ [Pino, 2021].

В ряде работ обратная связь от ЭЭГ используется путем компьютерных преобразований текущих параметров биоэлектрической активности мозга в акустические сигналы. Так, разработан метод биоакустической коррекции [Константинов и др., 2014, 2015], который позволяет «услышать» работу мозга в реальном времени. Метод успешно использован для коррекции неблагоприятных функциональных состояний при нарушениях когнитивной и эмоционально-волевой сферы [Иванова, Кормушкина, 2021; Щегольков и др., 2022]. Акустические воздействия, автоматически генерируемые путем трансформации доминирующих ЭЭГ ритмов, продемонстрировали высокую эффективность при лечении посттравматического стрессового расстройства [Tegeler et al., 2017; Tegeler et al., 2020], а также при оптимизации автономных функций и улучшении качества сна [Shaltout et al., 2018; Tegeler et al., 2023].

В наших исследованиях мы исходили из того, что повышенной эффективностью могут обладать музыкально-терапевтические воздействия при условии их модуляции собственными параметрами ЭЭГ человека [Fedotchev et al., 2018]. В разработанном в ИБК РАН музыкальном нейроинтерфейсе текущие значения доминирующих у субъекта спектральных ЭЭГ компонентов (ЭЭГ осцилляторов) преобразуются в музыкаподобные сигналы, по тембру напоминающие звуки флейты, плавно варьирующие по высоте тона и интенсивности [Земляная и др., 2018]. Данный нейроинтерфейс был успешно использован при коррекции стресс-индуцированных расстройств [Fedotchev et al., 2017]. Впоследствии описанный метод ЭЭГ-управляемой музыкальной стимуляции был усовершенствован путем добавления второго контура обратной связи, в котором одновременно с музыкаподобной стимуляцией предъявляются световые ритмические воздействия, формируемые на основе нативной ЭЭГ пациента [Fedotchev et al., 2019; Fedotchev et al., 2022]. Созданный метод свето-музыкальной стимуляции с двойной обратной связью от ЭЭГ был успешно применен для когнитивной реабилитации пациентов с инсультом [Mukhina et al., 2021], при лечении посттравматического стресса и профессионального выгорания [Fedotchev et al., 2021], при коррекции негативных функциональных состояний [Fedotchev et al., 2021],

при лечении постковидного синдрома [Polevaya et al., 2022], а также при когнитивной реабилитации специалистов высокотехнологичного профиля [Fedotchev, 2022].

В наших исследованиях наметился также перспективный подход к увеличению эффективности ЭЭГ-управляемых сенсорных воздействий. Данный подход заключается в применении резонансного сканирования, или светодиодной ритмической фотостимуляции с постепенно возрастающей частотой в диапазоне основных ритмов ЭЭГ [Савчук и др., 2022]. Экспериментально показано, что резонансное сканирование может служить своеобразной предварительной настройкой мозга, вызывая активацию потенциальных резонаторов в спектре ЭЭГ и увеличивая реакции мозга на последующую ЭЭГ-управляемую адаптивную нейростимуляцию [Fedotchev et al., 2023]. Ранее в модельных исследованиях доказана возможность усиления когнитивной деятельности и улучшения самочувствия в целом через взаимодействие эндогенных и экзогенных осцилляций (Нуйдель и др., 2019). При сочетании резонансного сканирования с ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляцией значимые позитивные эффекты при лечении пациентов с постковидным синдромом были зарегистрированы уже после однократного комбинированного воздействия [Polevaya et al., 2022].

При расположении рассмотренных публикаций в хронологическом порядке можно проследить динамику развития неинвазивных методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью от ритмических процессов человека (таблица 1).

**Таблица 1.**

**Динамика развития неинвазивных методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью от эндогенных ритмических процессов организма.**

<b>Цель/эффект воздействия</b>	<b>Вид воздействия</b>	<b>Параметр обратной связи</b>	<b>Ссылка</b>
Устранение болевых синдромов	Электростимуляция	Ритм дыхания	Fedotchev, 1996 [68]
Биоакустическая коррекция состояния	Акустическая стимуляция	Ритмы ЭЭГ	Константинов и др., 2014 [83]
Лечение хронической боли	Электростимуляция	Ритм дыхания	Li et al., 2016 [69]
Устранение последствий стресса	Музыкаподобная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы	Fedotchev et al., 2017 [92]
Лечение посттравматического стресса	Акустические стимулы	Доминирующие ЭЭГ ритмы	Tegeler et al., 2017 [87]

Лечение хронической боли	Электростимуляция	Ритм дыхания	Karri et al., 2018 [70]
Улучшение качества сна и консолидации памяти	Транскраниальная электрическая стимуляция	Медленноволновые компоненты ЭЭГ	Ketz et al., 2018 [75]
Коррекция стресс-индуцированных состояний	Классическая музыка	Альфа-ЭЭГ осцилляторы	Fedotchev, 2018-adv
<b>Цель/эффект воздействия</b>	<b>Вид воздействия</b>	<b>Параметр обратной связи</b>	<b>Ссылка</b>
Коррекция функциональных расстройств	Музыкальная / музыкаподобная стимуляция	Альфа-ЭЭГ осцилляторы	Земляная и др., 2018
Устранение стресс-вызванных рисков надежности специалиста	Классическая музыка	Альфа-ЭЭГ осцилляторы	Федотчев и др., 2018, 2019
Оптимизация автономных функций, улучшение качества сна	Акустические стимулы	Доминирующие ЭЭГ ритмы	Shaltout et al., 2018 [89]
Индукция состояния релаксации	Музыкаподобная стимуляция	Ритм сердцебиений	Yu et al., 2018 [72]
Улучшение качества сна и консолидации памяти	Акустические стимулы	Сонные веретена на ЭЭГ	Ngo et al., 2019 [77]
Коррекция последствий стресса	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Fedotchev et al., 2019 [93]
Улучшение качества сна и когнитивного контроля	Транскраниальная электрическая стимуляция	Фаза ЭЭГ ритма	Mansouri et al., 2019 [76]
Выявление маркеров нейродегенеративных заболеваний	Транскраниальная магнитная стимуляция	Вызванные потенциалы	Пойдашева и др., 2019
Лечение посттравматического стресса	Акустические стимулы	Доминирующие ЭЭГ ритмы	Tegeler et al., 2020 [88]
Лечение депрессивных расстройств	Транскраниальная магнитная стимуляция	Альфа- и тета-ритмы ЭЭГ	Zrenner et al., 2020 [80]
Когнитивная реабилитация пожилых людей	Музыкальная/ музыкаподобная стимуляция	Альфа-ЭЭГ осцилляторы	Федотчев и др., 2020

Усиление когнитивных функций через индукцию нейропластичности	Транскраниальная электрическая стимуляция	Затылочный альфа-ритм ЭЭГ	Zarubin et al., 2020
Лечение депрессивных расстройств	Транскраниальная магнитная стимуляция	Альфа- и тета-ритмы ЭЭГ	Zrenner et al., 2020
<b>Цель/эффект воздействия</b>	<b>Вид воздействия</b>	<b>Параметр обратной связи</b>	<b>Ссылка</b>
Коррекция стресс-индуцированных состояний	Музыкальная/музыкаподобная стимуляция	Альфа-ЭЭГ осцилляторы	Федотчев, 2020=Муз наука
Улучшение качества сна, усиление консолидации памяти	Акустические стимулы	Медленноволновые компоненты ЭЭГ	Schneider et al., 2020
Оптимизация функционального состояния человека	ЭЭГ-управляемая свето-музыкальная стимуляция	Альфа-ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Федотчев и др., 2021-УФН
Усиление когнитивных и зрительных функций	Транскраниальная электрическая стимуляция	Теменной альфа-ритм ЭЭГ	Stecher et al., 2021
Усиление и уточнение процессов адаптивной нейромодуляции	Транскраниальная магнитная стимуляция	Фаза пиковых значений ЭЭГ ритмов	Shirinpour et al., 2021
Когнитивная реабилитация при инсульте	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Mukhina et al., 2021 [95]
Лечение хронической боли	Электростимуляция	Ритм дыхания	Karri et al., 2021 [71]
Лечение посттравматического стресса и выгорания	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Fedotchev et al., 2021 [96]
Биоакустическая коррекция состояния	Акустическая стимуляция	Лобная и затылочная ЭЭГ	Иванова, Кормушкина, 2021 [85]
Коррекция негативных функциональных состояний	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Fedotchev et al., 2021 [38]
Коррекция состояний тревоги и депрессии	Аудиовизуальная стимуляция	Спектральные компоненты ЭЭГ	Pino, 2021 [82]

Лечение депрессивных расстройств	Транскраниальная магнитная стимуляция	Префронтальный альфа ритм ЭЭГ	Faller et al., 2022 [81]
Улучшение качества сна и консолидации памяти	Акустические стимулы	Медленноволновые компоненты ЭЭГ	Debellemanière et al., 2022 [78]
<b>Цель/эффект воздействия</b>	<b>Вид воздействия</b>	<b>Параметр обратной связи</b>	<b>Ссылка</b>
Лечение постковидного синдрома	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Polevaya et al., 2022 [97]
Биоакустическая коррекция состояния	Акустическая стимуляция	Лобная и затылочная ЭЭГ	Щегольков и др., 2022 [86]
Коррекция стресс-вызванных расстройств	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Fedotchev et al., 2022 [94]
Усиление эффектов при оптимизации параметров стимуляции	Транскраниальная электрическая стимуляция	Частота медленноволновых компонентов ЭЭГ	Ladenbauer et al., 2022
Лечение постковидного синдрома	ЭЭГ-управляемая свето-музыкальная стимуляция	Альфа-ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Polevaya et al., 2022
Улучшение качества сна, усиление консолидации памяти	Акустические стимулы	Медленноволновые компоненты ЭЭГ	Ngo, Staresina, 2022
Усиление эффектов при учете фазы ЭЭГ	Транскраниальная магнитная стимуляция	Фаза затылочного альфа ритма ЭЭГ	Ding et al., 2022
Улучшение качества сна	Акустическая стимуляция	Медленноволновые компоненты ЭЭГ	Ruch et al., 2022 [79]
Когнитивная реабилитация специалиста	Свето-музыкальная стимуляция	ЭЭГ осцилляторы + нативная ЭЭГ	Fedotchev, 2022 [98]
Оптимизация автономных функций, улучшение качества сна	Акустические стимулы	Доминирующие ЭЭГ ритмы	Tegeler et al., 2023 [90]

Данные таблицы 1 показывают, что количество публикаций с использованием неинвазивных методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью от эндогенных ритмических процессов организма демонстрирует интенсивный рост, особенно в последние 5 лет. При этом значительно расширяется как набор используемых видов стимуляции, так и спектр биомедицинских приложений данного вида воздействий.

Интенсивное и успешное развитие данной линии исследований определило наличие многочисленных представлений о ее перспективах. Анализ литературы показывает, что большое внимание исследователей привлекают перспективы развития такого инвазивного метода адаптивной нейростимуляции с обратной связью, как глубинная электростимуляция мозга. Данный метод предполагает использование имплантируемых внутричерепных электродов, батарей питания и генераторов импульсов с обратной связью, что позволяет целенаправленно осуществлять основанную на нейронных сетях нейромодуляцию. Поэтому в качестве ближайших перспектив рассматриваются достижения в области инженерии, такие, как создание надежных электродов и более совершенных конструкций батарей, а также разработка эффективных методов стимуляции с замкнутым циклом и дистанционного программирования [Krauss et al., 2021; Frey et al., 2022]. Предполагается, что в течение 5 лет на рынок выйдут сложные имплантируемые системы нейромодуляции, способные к стимуляции с обратной связью и применению новых, более эффективных видов воздействия, а через 5 лет ожидается интеграция адаптивной сетевой нейромодуляции с предиктивным искусственным интеллектом, которая обеспечит автоматическую настройку мозгом и внешними датчиками и будет контролироваться через облачные приложения [DeRidder et al., 2021]. При прогнозе развития такой области нейрофизиологии, как нейромодуляция, отмечается, что устройства нейромодуляции, которые уже успешно используются для лечения двигательных расстройств, эпилепсии, боли, депрессии и других неврологических расстройств, к 2035 году будут составлять основу неинвазивной нейротерапии за счет прогресса в понимании нейроанатомических сетей и механизмов действия нейростимуляции с обратной связью от высокоспецифичных биомаркеров, включая персонализированные характеристики ЭЭГ [Denison, Morrell, 2022]. К настоящему времени при поиске высокоспецифичных ЭЭГ биомаркеров продемонстрированы возможности использования многих индивидуальных ЭЭГ характеристик, таких, как короткие (50-100 мс) устойчивые микросостояния ЭЭГ в состоянии покоя [deBock et al., 2020], межприступные спайки [Holmes, 2022] и фаза медленной ЭЭГ волны [Zeller et al., 2023].

При рассмотрении перспектив развития адаптивной глубинной электростимуляции мозга важная роль отводится двунаправленным имплантируемым интерфейсам мозг-компьютер, которые могут обнаруживать и выборочно модулировать патофизиологическую активность мозговых цепей. Указывается, что терапевтический успех будет достигаться за счет комплексной разработки стратегий по идентификации

сигналов обратной связи, подавления артефактов, обработки сигналов и режимов управления для точной локализации стимуляции с учетом индивидуальных особенностей пациента [Neumann et al., 2023]. Для оптимизации устройств глубинной электростимуляции мозга предлагается в будущем использовать модели машинного обучения, которые способны предсказывать/идентифицировать наличие симптомов заболевания на основе на нейронной активности и могут адаптивно модулировать стимуляцию [Chandrabhatla et al., 2023].

Что касается перспектив неинвазивной адаптивной нейростимуляции с обратной связью, заслуживает внимания активно развивающаяся линия исследований, связанная с понятиями «осциллопатии» и «осциллоотерапия» [Takeuchi, Berenyi, 2020]. Концептуальной основой данной линии являются следующие положения. Осцилляторная активность мозга отражает и поддерживает многие физиологические функции, от моторного контроля до познания и эмоций. При неврологических и психических расстройствах, таких, как эпилепсия, паркинсонизм, болезнь Альцгеймера, шизофрения, тревожные, депрессивные и другие расстройства, обычно наблюдаются нарушения нормальной осцилляторной деятельности мозга. Такие расстройства можно рассматривать как общие дефекты колебаний, или «осциллопатии», являющиеся биомаркером соответствующих симптомов. Известно, что внешние ритмические воздействия могут направленно модулировать эндогенные осцилляции через резонансные механизмы или механизмы усвоения ритма. Поэтому многие авторы указывают на перспективность использования колебаний нейронной сети в качестве терапевтических мишеней при организации процедур «осциллоотерапии» путем применения активно развивающихся методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью [Foldi et al., 2021; Takeuchi et al., 2022].

В связи с этим перспективным представляется недавно предложенный метод «трансплантации» состояний мозга через сенсорную или транскраниальную стимуляцию, сформированную на основе ЭЭГ характеристик «донора» [Poltorak, 2021]. Автор исходит из того, что сенсорная и транскраниальная стимуляции, вовлекающие мозг в определенные мозговые ритмы, могут эффективно вызывать желаемые состояния мозга (например, состояние сна или состояние внимания), коррелирующие с такими корковыми ритмами. Поэтому представляется возможным вызывать желаемое состояние мозга, воспроизводя эти нейронные корреляты через стимуляцию. Для этого предлагается осуществлять запись ЭЭГ характеристик «донора», находящегося в определенном функциональном состоянии, и использовать их в качестве управляющих сигналов обратной

связи при сенсорной или транскраниальной стимуляции «реципиента». Автор считает, что предложенный метод открывает новый эффективный нейромодуляционный подход к неинвазивному немедикаментозному лечению различных психических и неврологических расстройств, для которых современные методы лечения в основном ограничиваются фармакотерапевтическими вмешательствами [Poltorak, 2021].

При рассмотрении перспектив развития зависимой от состояния мозга неинвазивной нейростимуляции важное место занимают исследования, направленные на совершенствование алгоритмов стимуляции мозга с обратной связью. Так, разработан надежный алгоритм адаптивной нейромодуляции, который способен аккуратно отслеживать траектории текущих состояний мозга для эффективного лечения заболеваний головного мозга и улучшения его функций [Fang, Yang, 2022]. Опубликовано руководство по электрофизиологической регистрации и стимуляции мозга, которое дает возможность пользователю освоить анализ ЭЭГ данных и настройку «на лету» параметров стимуляции в протоколах с обратной связью [Hassan et al., 2022]. Так как естественные частоты нейронной активности могут служить точными целями ритмических стимуляционных воздействий [Qiao et al., 2022; Zeng et al., 2022; Weiss et al., 2023], перспективной представляется методология оптимальной предварительной обработки ЭЭГ для повышения эффективности ЭЭГ-управляемой нейростимуляции [Bignoni et al., 2023].

В наших экспериментальных работах также наметились некоторые перспективные направления дальнейших исследований [Федотчев, 2022]. Одно из них связано с введением в ЭЭГ-управляемый музыкальный нейроинтерфейс дополнительного контура управления от сердечного ритма [Федотчев и др., 2018]. Было показано, что комплексная обратная связь от биопотенциалов мозга и сердца позволяет существенно повысить эффективность лечебных процедур при коррекции стресс-индуцированных состояний [Федотчев и др., 2019] и приводит к максимальному приросту мощности альфа-ритма ЭЭГ относительно фона, сопровождаемому положительными эмоциональными реакциями и сдвигами функционального состояния организма за счет вовлечения interoцептивных сигналов в механизмы мультисенсорной интеграции, нейропластичности и резонансные механизмы мозга [Fedotchev et al., 2019].

Еще одно перспективное направление исследований связано с применением резонансного сканирования, или светодиодной ритмической фотостимуляции с постепенно возрастающей частотой в диапазоне основных ритмов ЭЭГ [Savchuk et al., 2022]. В нашей недавней работе показано, что резонансное сканирование может служить своеобразной предварительной настройкой мозга, вызывая активацию потенциальных

резонаторов в спектре ЭЭГ и увеличивая реакции мозга на последующую ЭЭГ-управляемую адаптивную нейростимуляцию [Fedotchev et al., 2023]. В результате такой комбинации экзогенных и эндогенных ритмических воздействий значимые позитивные эффекты при коррекции стресс-индуцированных состояний и когнитивной реабилитации человека регистрируются уже после однократной лечебной процедуры.

Таким образом, представленные данные позволяют заключить, что методы адаптивной нейростимуляции с обратной связью представляет собой активно развивающееся и перспективное направление нейрофизиологии. Судя по рассмотренным публикациям, наибольшее развитие и эффективность демонстрируют методы, использующие мультимодальную сенсорную стимуляцию, автоматически модулируемую сигналами обратной связи от собственных ритмических процессов человека – ритма дыхания, ритма сердцебиений и ритмов ЭЭГ. Комплексная обратная связь от этих ритмов способствует участию значимых для человека interoцептивных сигналов в механизмах мультисенсорной интеграции, нейропластичности и резонансных механизмах мозга. Благодаря использованию управляющих сигналов от эндогенных ритмов такая неинвазивная стимуляция за счет учета динамики микросостояний мозга достигает высокой персонализации и эффективности лечебных воздействий.

Особенно перспективной линией исследований представляется автоматическая модуляция сенсорных воздействий текущими параметрами ЭЭГ человека. Автоматическое управление лечебными сенсорными воздействиями дает возможность использовать ЭЭГ-управляемую адаптивную нейростимуляцию в условиях, не требующих осознанных усилий испытуемых, что особенно важно при проведении лечебных сеансов с детьми и с пациентами, для которых характерны измененные психические состояния или противопоказана медикаментозная терапия.

Перечисленные достоинства методов адаптивной нейростимуляции с обратной связью открывают перспективы для их применения в реабилитационных мероприятиях широкого профиля, в образовательных учреждениях для активизации познавательной деятельности человека и процессов его обучения, в военной и спортивной медицине, медицине катастроф, научных исследованиях.

## **1.2. Типичные примеры применения разработанного метода нейробиоуправления в экспериментах и клинике**

Актуальные нелекарственные методы системного воздействия, направленные на своевременное возвращение организма к оптимальному состоянию [Федотчев, 2009] – музыкальная терапия (МТ) и метод адаптивного биоуправления функциями с обратной

связью по электроэнцефалограмме (ЭЭГ-БОС), особенно популярный за рубежом и получивший название «Neurotherapy». МТ представляет собой систему психосоматической регуляции функций организма человека с помощью музыкально-акустических воздействий [Шушарджан, 2005]. В методе ЭЭГ-БОС текущая амплитуда определенного ЭЭГ ритма отражается в параметрах звуковых или световых сигналов обратной связи, предъявляемых пациенту с целью сознательного контроля выраженности данных ритмических компонентов ЭЭГ для достижения требуемых лечебных эффектов [Johnston et al., 2010].

Явными достоинствами обоих подходов являются неинвазивность, практическое отсутствие противопоказаний и ориентация на центральные регуляторные механизмы мозга. Метод ЭЭГ-БОС за счет сигналов обратной связи от непосредственно регистрируемых ЭЭГ ритмов пациента обладает дополнительными преимуществами – предельной индивидуальностью и активным участием субъекта в оптимизации своего состояния. Однако метод ЭЭГ-БОС имеет также существенное ограничение, связанное с трудностью осознания и активного использования сигналов обратной связи от биопотенциалов мозга, которые эволюционно не предназначены для произвольного контроля. Данное ограничение обусловлено наличием определенного порога между сознанием субъекта и центральными механизмами регуляции, который для многих людей затрудняет освоение навыка направленной модификации физиологических состояний [Fazekas et al., 2010].

Важным достоинством МТ является легкость чувственного восприятия воздействий, сводящая к минимуму необходимость их осознания. Однако и в МТ имеются нерешенные вопросы, среди которых центральное место занимает актуальная проблема адекватного для каждого индивида подбора музыки для повышения эффективности лечебных процедур [Wakim et al., 2010].

Для преодоления указанных недостатков обоих подходов нами сформулирована рабочая гипотеза, согласно которой эффективность ЭЭГ биоуправления может быть существенно повышена, если в качестве сигналов обратной связи от биопотенциалов мозга будут использоваться не обычные сенсорные раздражители, а музыка или музыкоподобные воздействия. Основанием для данного предположения послужили следующие высказывания ведущих специалистов в области взаимодействия музыки с мозгом.

«Музыка ощущается нашей нервной системой, проигрывается внутри нашего тела, воспринимается нашими сенсорными органами и затем интерпретируется нашим мозгом» [Trainor, 2008].

«Музыка автоматически привлекает к себе внимание и таким образом отвлекает внимание от негативных переживаний. Этот фактор лежит в основе процедур музыкальной терапии для подавления боли, снятия тревожности, стресса и депрессии, лечения аффективных расстройств» [Koelsch, 2009].

«Музыка как искусство комбинирования звуков на радость уху может обладать магической силой» [deDivitiis, 2010].

Суть предложенной концепции заключается в предъявлении музыки в строгом соответствии со значимыми биоэлектрическими характеристиками мозга индивида. Это позволяет решить проблему индивидуализации музыкально-терапевтических воздействий и может обеспечить их повышенную эффективность.

Проверка применимости и эффективности предложенного подхода проведена на пациентках отделения патологии беременности Серпуховского роддома. Этот выбор не случаен. Дело в том, что в период беременности и при подготовке к родам дефицит естественных резервов саморегуляции организма при наличии негативного психосоциального фона часто вызывает формирование болезненных эмоциональных состояний в виде разнообразных осложнений беременности, а устранение указанных функциональных нарушений с помощью фармакологических препаратов в этот период противопоказано [Ким и др., 2004]. Поэтому своевременная нелекарственная коррекция эмоционального состояния у беременных и выработка у них навыков психической саморегуляции методом ЭЭГ-БОС приобретают особую значимость.

Исследования проводились в кабинете предродового обучения. Перед проведением процедур пациентки занимали удобное положение в кресле или на кушетке. С помощью эластичной повязки у них на голове фиксировались ЭЭГ датчики, соединенные с компьютерной системой ЭЭГ-БОС. В ходе лечебных сеансов мышцы лица, плечевого пояса, спины, ног были расслаблены, глаза закрыты. Сигналом обратной связи служила спокойная музыка. Конкретный вид музыкального произведения каждая пациентка выбирала в ходе первого обследования из предлагаемого списка. Музыка звучала только в то время, когда пациентке (путем использования индивидуальной стратегии для достижения определенного уровня расслабления) удавалось изменять в заданном направлении тот или иной ЭЭГ ритм. Применяли два варианта ЭЭГ-БОС, направленных либо на подавление тета-ритма ЭЭГ, либо на усиление выраженности альфа-активности

ЭЭГ. Задача пациентки состояла в том, чтобы хорошо прочувствовать, осознать и запомнить свои ощущения во время музыки с тем, чтобы ее звучание не прерывалось.

Исследования позволили выявить положительное отношение пациенток к проведенным сеансам ЭЭГ-БОС, снижение уровня стресса и позитивные изменения эмоционального состояния в результате процедур. Все проанализированные случаи беременности завершились рождением здоровых детей. Эффективность подготовки к родам методом ЭЭГ-БОС была продемонстрирована сравнительными данными относительно самопроизвольных родов у первородящих женщин, прошедших и не прошедших курс БОС-обучения. Все это позволило заключить, что процедуры ЭЭГ-БОС могут быть полезным дополнением к общепринятым средствам комплексной терапии патологии беременности [Федотчев, Ким, 2006, 2009].

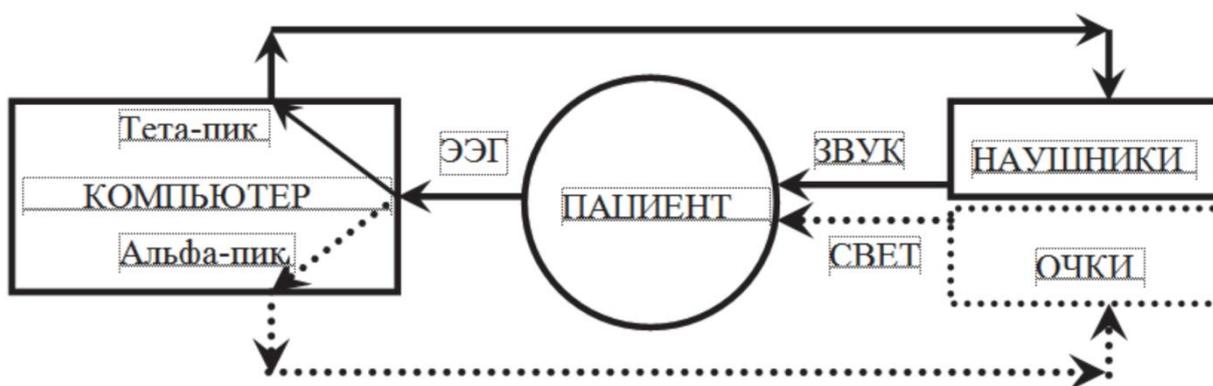
Таким образом, предпринятые исследования показали, что предъявление музыки в строгом соответствии с биоэлектрическими характеристиками мозга индивида оказывает позитивное влияние на его функциональное состояние и самочувствие. По-видимому, в этом случае создаются условия для вовлечения интеграционных, адаптационных и резонансных механизмов деятельности центральной нервной системы в комплексные реакции организма на действие низкоинтенсивных факторов внешней среды. Вместе с тем, в процессе выполнения работы выяснились некоторые обстоятельства, которые существенно снижали эффективность примененных лечебных воздействий.

Во-первых, установлено, что на успешность процедур ЭЭГ-БОС значительное влияние оказывает вид произвольно регулируемой ритмики мозга. Наименее результативными оказались пробы на произвольную регуляцию альфа-ритма ЭЭГ. Данный ритм, как известно, характеризуется повышенной гетерогенностью и полифункциональностью [Бондарь, Федотчев, 2001]. Поэтому для повышения эффективности процедур ЭЭГ-БОС представляется необходимым использовать не заранее заданные и излишне широкополосные традиционные ЭЭГ ритмы, а более узкочастотные и функционально значимые для субъекта компоненты его ЭЭГ.

Во-вторых, в проведенных исследованиях проявился упомянутый выше недостаток метода ЭЭГ-БОС: успешная регуляция ЭЭГ в заданном направлении существенно затруднялась из-за наличия определенного порога между сознанием субъекта и центральными механизмами регуляции. Для преодоления указанного ограничения в дальнейших исследованиях представляется необходимым обеспечить помощь пациенту в освоении навыка регуляции собственных биопотенциалов.

В частности, перспективным представляется введение в традиционную схему ЭЭГ-БОС второго, дополнительного контура обратной связи – контура резонансной стимуляции (рис. 1).

Первый контур (сплошные линии) является традиционным контуром ЭЭГ биоуправления. Однако в данном случае компьютер выделяет доминирующий у пациента узкочастотный ЭЭГ-осциллятор из тета-диапазона (4–8 Гц) и генерирует на его основе музыкаподобные сигналы обратной связи, подаваемые пациенту через наушники и служащие ему ориентиром для подавления этих компонентов собственной ЭЭГ. Второй контур (пунктирные линии) является дополнительным контуром световой ритмической стимуляции, осуществляемой с помощью фотостимуляционных очков. Данный контур основан на автоматической, без осознанных усилий со стороны субъекта, модуляции параметров световых ритмических воздействий доминирующим у пациента узкочастотным альфа ЭЭГ-осциллятором с целью его резонансной активации. Ранее нами показано, что применение принципа двойной обратной связи от ЭЭГ осцилляторов индивида является перспективным путем повышения эффективности процедур ЭЭГ биоуправления [Федотчев, Бондарь, 2008].



**Рис. 1. Блок-схема двухконтурной обратной связи.**

В-третьих, выяснилось, что успешность направленной регуляции ЭЭГ существенно зависела от длительности прерываний музыки в случае несоответствия между пороговым и текущим значениями амплитуды ЭЭГ: при минимальных паузах регуляция была наиболее успешной. Поэтому в дальнейших исследованиях представляется необходимым вместо прерываний музыкальной обратной связи использовать непрерывное on-line преобразование текущих биопотенциалов мозга пациента в музыку или музыкаподобные сигналы.

С учетом перечисленных положений была разработана оригинальная технология «музыка для мозга» для нелекарственной коррекции психогенных функциональных

расстройств у человека, которая сочетает достоинства МТ и ЭЭГ-БОС, но лишена их недостатков за счет ряда уникальных нововведений.

Во-первых, в разработанной технологии мы отказались от использования заранее заданных, излишне широкополосных (4–5 Гц) традиционных ЭЭГ ритмов, которые на самом деле характеризуются высокой гетерогенностью и индивидуальностью [Hammond, 2010]. Вместо этого нами используются автоматически выявляемые в реальном времени, характерные и значимые для индивида узкополосные (0.2–0.4 Гц) ЭЭГ осцилляторы.

Во-вторых, упомянутые ЭЭГ характеристики одновременно используются в двух независимых контурах обратной связи – для осознанного адаптивного биоуправления функциями и для автоматической, бессознанных усилий со стороны субъекта, модуляции световых ритмических воздействий. Последнее представляется особенно важным и позволяет центральным регуляторным процессам мозга самим настраиваться на оптимальный режим деятельности, способствуя повышению эффективности лечебных и коррекционных процедур. Кроме того, введение автоматической модуляции сенсорных воздействий ЭЭГ осцилляторами субъекта устраняет зависимость эффективности лечебных процедур от уровня мотивации субъекта.

В-третьих, основой технологии является управление музыкальными воздействиями с помощью обратной связи от выявляемых ЭЭГ осцилляторов субъекта путем компьютерного преобразования текущей амплитуды ЭЭГ осцилляторов пациента в музыку или музыкаподобные звуковые сигналы.

Проверка применимости технологии и оценка ее эффективности были проведены в условиях, близких к клиническим. В исследованиях приняли участие сотрудники Пушкинского научного центра, обратившиеся в кабинет психологической разгрузки с жалобами на состояние эмоционального напряжения и стресса и добровольно согласившиеся на участие в 2-4 обследованиях.

В начале каждого сеанса проводился краткий опрос и начальное тестирование пациентов с помощью теста САН (оценка самочувствия, активности и настроения). Затем устанавливали ЭЭГ-датчики (активный электрод в отведении Cz, референтный и заземляющий – на мочках ушей). Испытуемый надевал наушники (уровень звука 0–40 дБ, частота 10–2000 Гц) и очки, в затемненные линзы которых были вмонтированы красные светодиоды с мощностью, не превышающей 100 мВт.

Испытуемых просили сидеть спокойно с закрытыми глазами в течение всей процедуры. Эксперимент начинался с 30-секундной записи фоновой ЭЭГ. В этот период

определялись доминирующие у данного испытуемого узкочастотные (0.2–0.4 Гц) компоненты в диапазонах ЭЭГ тета (4–8 Гц) и альфа (8–13 Гц) с помощью оригинальной модификации динамического спектрального анализа, основанной на быстрых преобразованиях Фурье [Федотчев и др., 2010]. Затем на 10 минут включался рабочий режим. При этом текущая амплитуда выявленного тета ЭЭГ осциллятора преобразовывалась в музыкаподобные сигналы обратной связи, напоминающие звуки флейты, а текущая амплитуда альфа ЭЭГ осциллятора использовалась для модуляции интенсивности синусоидальных световых сигналов, генерируемых с частотой этого осциллятора и подаваемых на светодиодные очки.

Испытуемым давали задание при появлении звука в наушниках добиваться уменьшения его уровня и высоты, не обращая внимания на световые воздействия. Пациентам сообщали, что текущие значения высоты и интенсивности музыкаподобных звуковых сигналов находятся в точном соответствии с выраженностью ее/его «патологических» ЭЭГ-компонентов, так что лечебные эффекты могут быть достигнуты с помощью подавления этих звуков. Испытуемым ничего не говорили о световой стимуляции, так как этот дополнительный контур обратной связи работает автоматически, без осознания пациентом. После окончания процедуры испытуемые повторно оценивали свое состояние с помощью теста САН.

Уже к концу первого сеанса испытуемые могли правильно выполнять поставленную задачу, снижая до минимума уровень звуковых сигналов. Большинство пациентов после сеансов отметили существенное снижение уровня напряжения и стресса. Важно подчеркнуть, что такие эффекты получены в результате всего 2–4 лечебных процедур.

В результате проведенных лечебных сеансов выявлены как закономерные изменения ЭЭГ, так и однонаправленные сдвиги показателей самочувствия, активности и настроения испытуемых (табл. 2). Выявлена закономерная динамика ЭЭГ: в каждом сеансе мощность тета-ритма ЭЭГ относительно начального фона уменьшалась, а мощность альфа-ритма – возрастала. Иными словами, ЭЭГ характеристики демонстрировали постепенное устранение признаков, которые в наибольшей степени характерны для состояний стресса и тревожности.

Во всех субъективных характеристиках состояния от обследования к обследованию отмечены позитивные сдвиги относительно исходного уровня, которые являются свидетельством позитивной динамики в отношении пациентов к проводимым процедурам. В субъективных характеристиках состояния (тест САН) достоверные приросты относительно исходных значений отмечены для оценок самочувствия и настроения.

Особый интерес представляет сравнение результатов настоящего и вышеописанного [Федотчев, Ким, 2006, 2009] исследования, в котором традиционный подход ЭЭГ-БОС сочетался с музыкальными воздействиями, управляемыми биопотенциалами мозга пациента. В таблице 2 представлены количественные показатели, характеризующие эффективность обоих вариантов ЭЭГ биоуправления.

Можно видеть, что существенная коррекция стрессогенных состояний достигалась с помощью примененной технологии при достоверно ( $P < 0.01$ ) меньшем количестве лечебных сеансов, чем в обычных процедурах ЭЭГ-БОС. В результате лечебных воздействий наблюдались сдвиги ЭЭГ показателей, происходящие в требуемом по условиям тестирования направлении: тета ЭЭГ ритм подавлялся, а альфа ЭЭГ ритм – достоверно ( $P < 0.01$ ) возрастал. Одновременно в уровне самочувствия и в настроении пациентов происходили значимые позитивные сдвиги, усиливающиеся от процедуры к процедуре.

**Таблица 2.**

**Сравнительные результаты процедур ЭЭГ-БОС с использованием разработанной технологии и традиционного метода ЭЭГ биоуправления.**

<b>Показатель</b>	<b>Разработанная технология</b>	<b>Традиционный метод ЭЭГ биоуправления</b>	<b>Уровень различий</b>
Количество сеансов биоуправления	1,8±0,4	3,7±0,1	$P < 0.01$
Число успешных проб на подавление тета-ритма (%)	73,9±6,5	83,3±4,4	-
Число успешных проб на активацию альфа-ритма (%)	86,9±5,1	63,7±5,3	$P < 0.01$
Изменение оценок самочувствия (баллы)	4,6±0,9	2,0±0,6	$P < 0.05$
Изменение оценок активности (баллы)	2,5±0,9	0,6±0,7	-
Изменение оценок настроения (баллы)	4,9±0,8	1,7±0,5	$P < 0.01$

Таким образом, предъявление музыки или музыкаподобных сигналов в строгом соответствии со значимыми биоэлектрическими характеристиками мозга индивида

позволяет решить проблему индивидуализации музыкально-терапевтических воздействий и получить позитивные эффекты, превосходящие уровень обычных процедур ЭЭГ биоуправления.

В настоящее время продолжается разработка проекта «Музыка мозга пациента», в котором текущие значения биопотенциалов мозга субъекта преобразуются в музыкаподобные звуковые сигналы. Однако основное внимание направлено на организацию этих воздействий с использованием таких специфических компонентов музыки, как высота тона, интенсивность, ритм, тембр и др. Это даст возможность пациенту услышать «музыкальный образ собственной ЭЭГ» [Яковлев и др., 2011] и обучиться навыку его модификации для достижения требуемых лечебных эффектов.

### **1.3. Резонансное сканирование и анализ ЭЭГ при определении зрелости корковой ритмики у младших школьников**

При ритмической фотостимуляции с плавно увеличивающейся частотой от 4 до 15 Гц у каждого школьника оценивали наличие ЭЭГ реакций усвоения ритма (резонанс на частоте стимуляции) и реакций мультипликации ритма (резонанс на кратных частотах), а также сформированность и устойчивость альфа-диапазона ЭЭГ. Был предложен индекс зрелости корковой ритмики как индивидуальная сумма этих признаков. Установлено, что между индексом зрелости корковой ритмики и уровнем выполнения теста Тулуз-Пьерона, оценивающим когнитивные и исполнительские функции ребенка, существует тесная взаимосвязь. Эти показатели достоверно отличались от контроля у групп школьников, демонстрирующих отклонения от нормы и признаки школьной дезадаптации. Полученные данные свидетельствуют, что индекс зрелости корковой ритмики может служить маркером готовности ребенка к обучению в школе.

Прием резонансного сканирования заключается в динамическом спектральном анализе электроэнцефалограммы (ЭЭГ) при предъявлении человеку ритмических световых стимулов с плавно возрастающей частотой в диапазоне основных ритмов ЭЭГ [Федотчев и др., 1996]. Данный подход позволяет выявлять частотные компоненты в спектре ЭЭГ, характерные и значимые для данного испытуемого [Федотчев, 1997]. Выявляя тонко настроенные осцилляторы в индивидуальных спектрах ЭЭГ, метод позволяет использовать их в процедурах ЭЭГ-синхронизированной сенсорной стимуляции для нефармакологической регуляции функциональных состояний организма [Salansky et al., 1998; Федотчев, 2019].

К настоящему времени ряд закономерностей проявления резонансных ЭЭГ реакций человека на ритмические световые воздействия с изменяющейся частотой уже исследован. Так, показано, что конкретные параметры резонансных ЭЭГ-эффектов проявляют высокую стабильность у каждого индивида [Fedotchev et al., 1990]. В то же время они демонстрируют значительное варьирование от человека к человеку [Федотчев, 2001; Бондарь и др., 2004], отражая индивидуальное соотношение уровней активности резонансных и адаптационных механизмов ЦНС и механизмов нейропластичности [Федотчев и др., 2001; Федотчев и др., 2021].

Перечисленные данные позволяют предположить, что закономерности проявления резонансных ЭЭГ реакций на фотостимуляцию с частотой, изменяющейся в пределах основных ритмов электрической активности мозга, могут быть использованы в качестве маркера сформированности базовых механизмов деятельности ЦНС у отдельных категорий испытуемых. В частности, результаты резонансного сканирования и анализа ЭЭГ могут способствовать решению таких актуальных проблем современной науки и образования, как определение готовности детей к школьному обучению [Колесник, 2021] и выяснение причин школьной дезадаптации у учащихся младших классов [Григорьева и др., 2021].

Проверка данного предположения осуществлена в ходе выполнения социального проекта «Здоровое будущее», который реализуется в Нижнем Новгороде и предполагает междисциплинарное взаимодействие клиницистов, психофизиологов, школьных психологов и педагогов при комплексном мониторинге учащихся начальных классов, демонстрирующих трудности в обучении и признаки школьной дезадаптации [Баландина и др., 2019]. В ходе клинических исследований у этих детей были диагностированы разнообразные отклонения от нормы, включая органическую задержку мозгового развития (энцефалопатии), синдром дефицита внимания с гиперактивностью (СДВГ) и тревожное расстройство (ТР). В качестве контроля к обследованиям привлекались школьники того же возраста без отклонений от нормы, которые не демонстрировали признаков школьной необучаемости.

Задача исследования заключалась в сопоставлении результатов резонансного сканирования ЭЭГ у школьников 7-8 лет, испытывающих и не испытывающих трудности в обучении, для определения зрелости системных механизмов деятельности мозга у младших школьников и уточнения причин школьной дезадаптации.

**Материалы и методы исследования.** В исследовании приняли участие 65 учащихся младших классов в возрасте 7–8 лет. 45 школьников были направлены

на обследования по согласованию с клиницистами, школьными психологами и родителями в связи с трудностями обучения и постановкой предварительного диагноза (энцефалопатии – 12 случаев, СДВГ – 25 случаев, ТР – 8 случаев), а 20 школьников составили контрольную группу без признаков отклонений от нормы и школьной дезадаптации. Исследование проведено в соответствии с Хельсинкской декларацией (принятой в июне 1964 г. в Хельсинки, Финляндия и пересмотренной в октябре 2000 г. в Эдинбурге, Шотландия). От родителей каждого ребенка получено информированное согласие на его участие в обследованиях.

**Схема исследования.** Каждое обследование ребенка состояло из нескольких этапов, включая выполнение корректурной пробы, стандартное ЭЭГ исследование и проведение резонансного сканирования.

Корректурная проба выполнялась в компьютерном варианте, известном как тест Тулуз-Пьерона, который состоял в дифференцировании стимулов, близких по форме и содержанию, при установке на максимальную скорость и точность. Выполнение теста представляет собой интенсивную когнитивную нагрузку, требующую постоянного напряжения внимания. Каждому ребенку присваивается балл от 0 до 2, соответствующий низкому, среднему и высокому уровню выполнения теста на основании известных возрастных норм скорости и точности его выполнения [Ясюкова, 2006].

ЭЭГ исследование осуществлялось при помощи электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21-26 «Энцефалан-131-03» компании «Медиком-МТД» (Таганрог, Россия). Запись велась от 16 электродов, расположенных по стандартной схеме «10-20» с референтными электродами на мочках ушей и электродом заземления в вертексе. Частота дискретизации – 250 Гц. Использовались следующие параметры фильтрации исходного сигнала: частота среза фильтра верхних частот – 0,5 Гц, частота среза фильтра нижних частот – 70 Гц, режекторный фильтр на частоте сети – 50 Гц. Экспертная оценка ЭЭГ проводилась опытным специалистом и состояла в определении наличия реакций усвоения ритма фотостимуляции (резонансных ЭЭГ реакций на частоте стимуляции), наличия реакций мультипликации (резонансных ЭЭГ реакций на частоте гармоник), а также в оценке сформированности и устойчивости альфа-диапазона ЭЭГ. При количественном анализе ЭЭГ использовался метод дискретного преобразования Фурье для определения выраженности ЭЭГ в следующих частотных диапазонах: тета (4–8 Гц), альфа (8-13 Гц), бета (13–21 Гц), а также для определения пиковой частоты альфа-ритма.

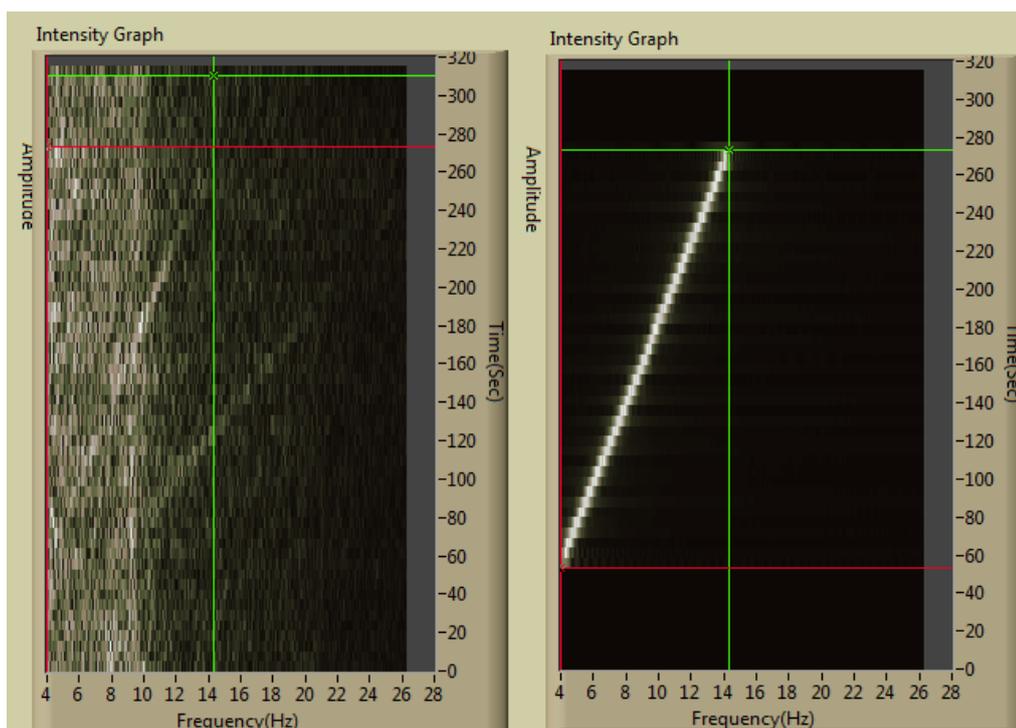
В процессе резонансного сканирования фотостимуляцию осуществляли с помощью красных светодиодов, вмонтированных в очки со светонепроницаемыми линзами в их центральных точках. Световые стимулы с мощностью, не превышающей 100 мкВт, подавали на светодиоды через усилитель от компьютера, управляющего стимуляцией по специальной программе. Она предусматривала предъявление серии вспышек фиксированной частоты, начиная от 4,0 Гц, в течение 5 сек. После этого частота вспышек скачкообразно возрастала на 0,25 Гц, и процесс стимуляции на новой частоте продолжался в течение того же интервала времени. Фотостимуляция заканчивалась на частоте 15 Гц. В результате каждому испытуемому предъявляли световые ритмические стимулы с частотой, градуально увеличивающейся от 4 до 15 Гц в течение 220 сек.

Статистическую обработку результатов проводили с помощью пакета программ «Сигма-Плот 11.0». После оценки нормальности распределения с помощью критерия Шапиро–Уилка вычисляли средние для групп значения показателей (M) и стандартные ошибки (m). Для определения уровней значимости различий P каждого группового показателя с контролем использовали непараметрический критерий знаковых рангов для малых выборок Вилкоксона-Манна-Уитни (Mann-Whitney Rank Sum Test). Оценку уровней значимости сдвигов (со знаком) показателей при воздействии относительно фона осуществляли с помощью парного t-критерия Стьюдента. Различия считались статистически значимыми при  $p \leq 0,05$ .

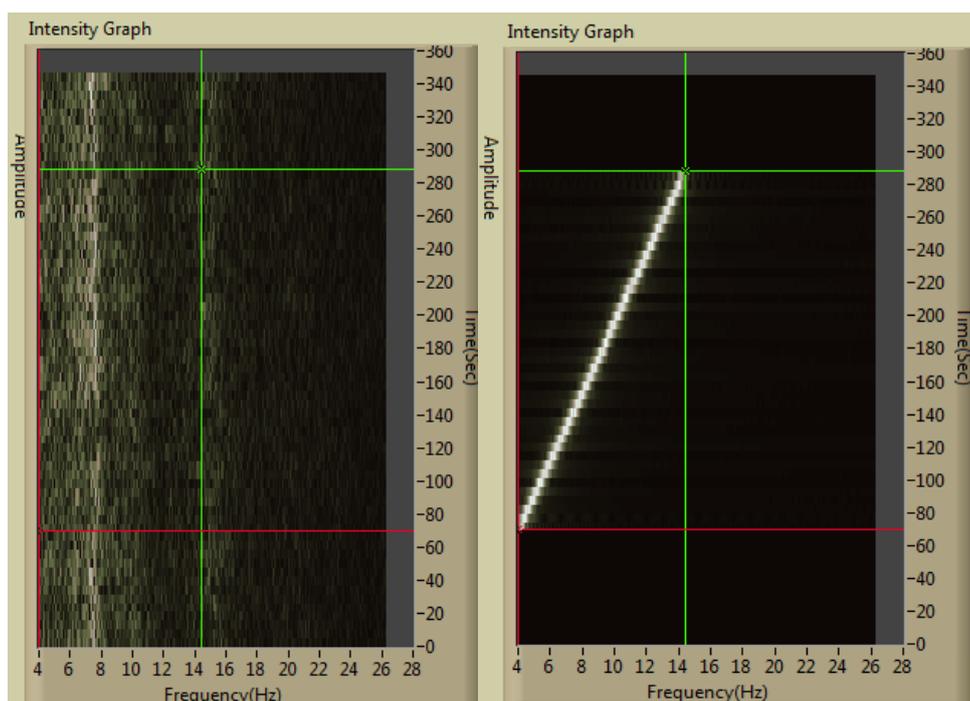
**Результаты исследования.** Индивидуальные особенности изменений ЭЭГ в ходе резонансного сканирования анализировались путем последовательного вычисления спектров ЭЭГ и спектров стимуляции по ходу каждого обследования, что позволяло наглядно сопоставлять их динамики. Ниже представлен типичный пример такой спектральной динамики для одного из испытуемых (рис. 2).

На рис.2 можно видеть, что уже при первых световых воздействиях и по мере увеличения их частоты в спектрах ЭЭГ наблюдаются резонансные спектральные пики, точно совпадающие по частоте с действующей в данный момент частотой стимуляции. Кроме того, резонансные спектральные пики наблюдаются также на частоте второй гармоники стимуляции. Эти спектральные пики образуют на левой части рисунка наклонные прямые линии, отражающие резонансную активацию ЭЭГ на частоте стимуляции и ее гармоники. Можно также видеть, что у данного испытуемого альфа-диапазон ЭЭГ сформирован, а альфа-пик устойчиво регистрируется на частоте около 9,5 Гц.

При экспертном анализе полученных записей выяснилось, что описанная спектральная динамика с наличием каждого из трех анализируемых признаков ЭЭГ (усвоение ритма, мультипликация и устойчивость альфа-диапазона) регистрируется не у всех испытуемых. У части обследуемых резонансные ЭЭГ-реакции в ответ на фотостимуляцию не отмечались, а доминирующим являлся не альфа-, а тета-диапазон ЭЭГ. Типичный пример динамики спектров ЭЭГ с отсутствием резонансных ЭЭГ реакций и несформированным альфа-диапазоном представлен на рис. 3.



**Рис. 2. Динамика спектров ЭЭГ (слева) и стимуляции (справа) в ходе обследования испытуемого № 310. По оси абсцисс – частота спектра, Гц; по оси ординат – время эксперимента, сек. Ось Z - спектральная плотность, отраженная в интенсивности окраски.**



**Рис. 3. Динамика спектров ЭЭГ (слева) и стимуляции (справа) в ходе обследования испытуемого № 307. Обозначения как на рисунке 2.**

На рис. 3 можно видеть, что каких-либо закономерных перестроек в спектре ЭЭГ с увеличением частоты фотостимуляции не происходит, а локальные пики на спектральных кривых регулярно отмечаются в диапазоне тета-ритма ЭЭГ.

В результате экспертного анализа ЭЭГ для всех групп испытуемых была установлена частота встречаемости каждого признака ЭЭГ и проведена оценка отличия соответствующих величин от контроля (табл. 3).

**Таблица 3.**

**Экспертные оценки ключевых признаков ЭЭГ при фотостимуляции и уровень их отличия от контроля в разных группах испытуемых.**

Признак ЭЭГ	Группа	% наличия признака	Уровень отличия <i>P</i> от контроля
Резонанс на частоте стимуляции – усвоение ритма	Контроль	95,0±5,0	-
	Энцефалопатии	<b>50,0±15,1</b>	<b>0,002</b>
	СДВГ	<b>48,0±10,2</b>	<b>0,001</b>
	Тревожное расстройство	<b>50,0±18,9</b>	<b>0,007</b>
	Контроль	65,0±10,9	-
	Энцефалопатии	<b>8,3±8,3</b>	<b>0,002</b>

Резонанс на частоте гармоник – мультипликация	СДВГ	<b>24,0±8,7</b>	<b>0,006</b>
	Тревожное расстройство	25,0±16,4	0,064
Сформированность и устойчивость альфа-диапазона ЭЭГ	Контроль	95,0±5,0	-
	Энцефалопатии	<b>41,7±14,9</b>	<b>0,001</b>
	СДВГ	<b>60,0±10,0</b>	<b>0,008</b>
	Тревожное расстройство	<b>62,5±18,3</b>	<b>0,032</b>

**Примечание:** жирным шрифтом выделены величины с уровнем значимости  $P < 0,05$ .

Данные табл. 3 показывают, что в контрольной группе регистрируется максимальная встречаемость каждого из трех анализируемых признаков. В группах с отклонениями от нормы эти признаки были представлены значительно реже, особенно при энцефалопатиях, а уровни различия от контроля оказались высоко значимыми. Наименьшие различия от контроля зарегистрированы в группе с тревожными расстройствами.

На основании полученных индивидуальных оценок встречаемости признаков каждому ребенку присваивался балл от 0 до 3, равный сумме зарегистрированных у него признаков. Этот показатель рассматривался как интегральный индекс зрелости корковой ритмики, характерный для данного испытуемого.

Выяснилось, что индекс зрелости корковой ритмики тесно взаимосвязан с уровнем выполнения теста Тулуз-Пьерона. Коэффициент ранговой корреляции Спирмена между этими показателями оказался высоким и достоверным ( $r=0,557$ ,  $P<0,001$ ). Значения обоих показателей для разных групп испытуемых представлены в таблице 4.

**Таблица 4.**

**Показатели зрелости корковой ритмики и выполнения корректурной пробы, а также их отличия от контроля в разных группах испытуемых.**

Показатель	Группа	Среднее значение	Уровень отличия $P$ от контроля
Индекс зрелости корковой ритмики (баллы)	Контроль	2,60±0,13	-
	Энцефалопатии	<b>1,00±0,24</b>	<b>0,001</b>
	СДВГ	<b>1,32±0,16</b>	<b>0,001</b>
	Тревожное расстройство	<b>1,25±0,31</b>	<b>0,001</b>
Уровень выполнения теста	Контроль	1,90±0,06	-
	Энцефалопатии	<b>0,50±0,15</b>	<b>0,001</b>

Тулуз-Пьерона (баллы)	СДВГ	<b>0,84±0,12</b>	<b>0,001</b>
	Тревожное расстройство	<b>0,75±0,25</b>	<b>0,001</b>

**Примечание:** жирным шрифтом выделены величины с уровнем значимости различий  $P < 0.05$ .

Данные табл. 4 показывают, что у контрольной группы экспертные оценки ЭЭГ и результаты выполнения теста демонстрируют максимальные значения. Оба этих показателя во всех группах с отклонениями от нормы были достоверно ниже, чем в контроле. Наибольшие отличия от нормы зарегистрированы в группе с энцефалопатиями.

У всех исследуемых групп школьников были также сопоставлены количественные показатели ЭЭГ: сдвиги мощности тета-, альфа- и бета-ритмов ЭЭГ, а также пиковой частоты альфа-ритма ЭЭГ при фотостимуляции относительно фона (табл. 5).

**Таблица 5.**

**Сдвиги мощности основных ритмов и пиковой частоты ЭЭГ при стимуляции относительно фона и уровень значимости этих сдвигов в разных группах испытуемых.**

Показатель	Группа	$M \pm m$	Уровень значимости $P$
Сдвиг мощности тета-ритма ЭЭГ (отн. ед.)	Контроль	- 0,40±0,60	0,528
	Энцефалопатии	- 0,50±0,33	0,203
	СДВГ	- 0,96±0,55	0,098
	Тревожное расстройство	- 0,50±0,86	0,582
Сдвиг мощности альфа-ритма ЭЭГ (отн. ед.)	Контроль	<b>1,45±0,65</b>	<b>0,025</b>
	Энцефалопатии	<b>1,16±0,50</b>	<b>0,039</b>
	СДВГ	<b>0,96±0,42</b>	<b>0,018</b>
	Тревожное расстройство	0,25±0,31	0,451
Сдвиг мощности бета-ритма ЭЭГ (отн. ед.)	Контроль	<b>0,40±0,15</b>	<b>0,017</b>
	Энцефалопатии	0,16±0,20	0,438
	СДВГ	0,04±0,15	0,847
	Тревожное расстройство	0,25±0,16	0,170
	Контроль	<b>0,40±0,13</b>	<b>0,008</b>

Сдвиг пиковой частоты ЭЭГ (Гц)	Энцефалопатии	0,25±0,13	0,250
	СДВГ	0,16±0,09	0,156
	Тревожное расстройство	0,18±0,26	0,504

**Примечание:** жирным шрифтом выделены величины сдвигов с уровнем значимости  $P < 0.05$ .

Данные табл. 5 показывают, что под влиянием фотостимуляции в группе контроля происходит достоверный рост выраженности альфа- и бета-ритмов, а также увеличение пиковой частоты ЭЭГ. Достоверный рост мощности альфа-ритма при фотостимуляции происходит также при энцефалопатиях и СДВГ.

Результаты проведенного исследования подтверждают высказанное предположение о том, что при фотостимуляции с частотой, плавно увеличивающейся в пределах ЭЭГ ритмов, появляется возможность оценивать сформированность базовых механизмов деятельности ЦНС у младших школьников. Показано, что в этих условиях можно наглядно наблюдать три признака резонансных ЭЭГ реакций на фотостимуляцию. При этом проявление резонансных ЭЭГ-ответов на частоте стимуляции (усвоение ритма) можно считать критерием адаптационного потенциала мозга, а наличие резонанса на частоте гармоник (мультипликация ритма) – отражением уровня активности механизмов нейропластичности [Федотчев, 2001]. Кроме того, при резонансном сканировании ЭЭГ можно оценивать также сформированность и устойчивость альфа-диапазона ЭЭГ в соответствии с возрастными нормами становления доминирующей ритмики мозга у младших школьников [Войнов, 2014].

Важно подчеркнуть, что индивидуальная сумма анализируемых ЭЭГ признаков, или индекс зрелости корковой ритмики, демонстрирует высокосвязную взаимосвязь с уровнем выполнения теста Тулуз-Пьерона, который позволяет адекватно оценивать когнитивные и исполнительские функции ребенка [Babkina, 2019]. Поскольку оба этих показателя достоверно выше у школьников контрольной группы, не испытывающих трудностей в обучении, индекс зрелости корковой ритмики может быть предложен в качестве объективного маркера готовности детей к школьному обучению.

Полученные в работе данные могут быть также использованы при уточнении возможных причин школьной дезадаптации у учащихся младших классов. Из литературы известно, что успешность ребенка в обучении зависит как от личностных характеристик, так и от психофизиологической зрелости базовых механизмов деятельности мозга [Ефимова, 2020]. В то же время отсутствуют однозначные данные о том, снижение каких

функций наиболее специфично для неуспевающих школьников [Хохлов, Словенко, 2020]. Судя по полученным данным, наибольшие отклонения от нормы зарегистрированы у детей с наличием различных органических поражений ЦНС в виде энцефалопатий. Среди выявленных отличительных признаков выделяются такие показатели, как минимальный уровень активности адаптационных и резонансных механизмов ЦНС, значимо сниженный индекс зрелости корковой ритмики, а также минимальный уровень когнитивных и исполнительских функций по тесту Тулуз-Пьерона.

В современной литературе подчеркивается важность проведения сеансов ЭЭГ мониторинга у детей с органическими заболеваниями головного мозга [Bozarth et al., 2019]. В то же время отмечается недостаточность и противоречивость сведений о количественных признаках ЭЭГ при разных типах психопатологий [McVoy et al., 2019] и при энцефалопатиях [Yuliati, Weber, 2019]. Поэтому полученные нами данные об отличительных особенностях ЭЭГ у младших школьников с энцефалопатиями носят приоритетный характер и могут рассматриваться как ЭЭГ маркеры данного вида мозговой патологии.

Существенные отличительные особенности зарегистрированы также у школьников с СДВГ. У них выявлены значимо сниженные показатели индекса зрелости корковой ритмики и показатели выполнения корректурной пробы. Полученные данные дополняют общепринятые представления об особенностях спектральной структуры ЭЭГ [Clarke et al., 2020] и низком когнитивном темпе [Коган, Куликова, 2018] у детей с СДВГ.

При тревожных расстройствах у младших школьников, испытывающих трудности в обучении, зарегистрированы наименьшие отклонения от нормы. У них отмечены сниженные показатели индекса зрелости корковой ритмики и менее успешное, чем в контроле, выполнение корректурной пробы. Эти данные позволяют предположить, что тревожность является психологическим аспектом академической адаптации учащихся младшего школьного возраста к обучению, отражающим трудности включения ребенка в образовательную среду [Григорьева и др., 2021].

Таким образом, проведенное исследование позволило уточнить, какие функции учащихся младших классов являются главными причинами неуспешного включения ребенка в образовательную среду. Среди наиболее значимых можно назвать такие, как недостаточная зрелость резонансных и адаптационных механизмов ЦНС и механизмов нейропластичности, а также пониженный уровень когнитивных и исполнительских функций.

Важными представляются полученные данные о количественных ЭЭГ-эффектах резонансного сканирования, демонстрирующие достоверный рост мощности альфа-ритма ЭЭГ при фотостимуляции относительно фона у большинства испытуемых. По-видимому, фотостимуляция «высвечивает» посредством резонанса тонкую структуру индивидуального спектра ЭЭГ и выявляет потенциальные резонансно-активные осцилляторы мозга [Федотчев, 1997]. Такая резонансная активация потенциальных резонаторов в ЭЭГ может служить приемом стимуляции механизмов нейропластичности и повышения отзывчивости мозга к адаптивной нейростимуляции. В пользу данного предположения свидетельствуют недавние данные о том, что успешная когнитивная реабилитация пациентов с инсультами достигается только при условии, что лечебным сеансам ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляции предшествуют процедуры резонансного сканирования [Mukhina et al., 2021].

Таким образом, резонансное сканирование путем предъявления световых ритмических стимулов с плавно увеличивающейся частотой позволяет наблюдать у школьников 7-8 лет наличие ЭЭГ реакций усвоения ритма (резонанс на частоте стимуляции) и реакций мультипликации ритма (резонанс на кратных частотах), а также сформированность и устойчивость альфа-диапазона ЭЭГ. Индивидуальная сумма этих признаков, или индекс зрелости корковой ритмики, демонстрирует тесную взаимосвязь с уровнем выполнения теста Тулуз-Пьерона, оценивающим когнитивные и исполнительские функции ребенка. Оба этих показателя достоверно отличаются от контроля у групп школьников, демонстрирующих отклонения от нормы и признаки школьной дезадаптации. Резонансное сканирование и анализ ЭЭГ как элементы методологии цифрового психофизиологического картирования являются эффективным инструментом выявления точных количественных признаков, которые определяют психофизиологический статус младших школьников, испытывающих и не испытывающих трудности при обучении. Выявленные особенности каждой из обследованных групп могут способствовать объективному уточнению причин школьной дезадаптации.

## ГЛАВА 2. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ К ПРИМЕНЕНИЮ РЕЗОНАНСНОГО НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ С ДВОЙНОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ

Совершенствование неинвазивных методов стимуляции мозга является одним из прогрессивных и быстро развивающихся направлений современной реабилитационной медицины. Ключевыми преимуществами данного направления являются отсутствие хирургических вмешательств при проведении лечебных процедур, высокая персонализация и эффективность воздействий, а также возможность вовлечения базовых механизмов деятельности мозга в лечебный процесс [Kesikburun, 2022; Shen et al., 2022].

Анализ литературы показывает, что особенно интенсивно развивающейся линией данного направления являются методы сенсорной стимуляции, основанные на учете значимых характеристик собственной электрической активности мозга пациента – электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Методы ЭЭГ-управляемой нейростимуляции приобретают характер зависимой от состояния мозга стимуляции и успешно используются в широком спектре процедур медицинской реабилитации, особенно в последние годы [Федотчев, Земляная, 2023]. Так, с их помощью оказывается возможным достигать позитивных результатов при реабилитации пациентов неврологической клиники [DeLuca et al., 2021; Zhang et al., 2022], при устранении когнитивных и психогенных расстройств [Kan et al., 2020; Wang et al., 2022], при лечении психиатрических заболеваний [Sprugnoli et al., 2021; Hyde et al., 2022; Piccoli et al., 2022] и при усилении когнитивных функций у здоровых людей [Fiscaro et al., 2020; Bello et al., 2023; Numssen et al., 2023].

В Институте биофизики клетки РАН и Национальном исследовательском Нижегородском государственном университете имени Н.И. Лобачевского разработано несколько вариантов оригинальной реабилитационной технологии, основанной на использовании неинвазивных сенсорных воздействий (ритмических световых, аудио-визуальных), параметры которых управляются собственными биопотенциалами мозга человека. К настоящему времени разработанные технологии успешно опробованы как эффективное средство коррекции стресс-вызванных расстройств [Федотчев и др., 2019], при оптимизации функционального состояния человека и его когнитивной реабилитации [Федотчев и др., 2021], при лечении посттравматического стрессового расстройства и профессионального выгорания [Fedotchev et al., 2021], при когнитивной реабилитации пациентов с инсультом [Mukhina et al., 2021], при определении зрелости корковой ритмики у младших школьников [Савчук и др., 2022], при лечении постковидного синдрома

[Polevaya et al., 2022], при когнитивной реабилитации специалистов высокотехнологичного профиля [Федотчев, 2022], а также при устранении последствий экзаменационного стресса и когнитивной реабилитации студентов университета [Fedotchev et al., 2023]. В настоящее время активно продолжается совершенствование разработанных технологий [Полевая и др., 2023; Федотчев и др., 2023].

При органической и при функциональной деструкции нейронных сетей мозга в ЭЭГ проявляются одни и те же варианты нарушений ритмики. С органической деструкцией связаны такие заболевания как энцефалопатия, острые нарушения мозгового кровообращения, черепно-мозговые травмы и контузии мозга. С функциональной деструкцией связаны стрессиндуцированные нарушения при хроническом и остром стрессе, посттравматические стрессовые расстройства, синдроме дефицита внимания с гиперактивностью, эмоциональном выгорании, депрессии. Стрессиндуцированные нарушения ритмики мозга неспецифичны, как и сам стресс. Общее свойство стрессиндуцированных и органических нарушений - регрессия, то есть возвращение к одному из этапов созревания [Александров и др., 2017; Парин, 2021]. Одни и те же искажения динамических структур ритмики мозга проявляются у детей с органической задержкой развития мозга или СДВГ и у взрослых при депрессии, эмоциональном выгорании, ОНМК или клиническом стрессе при любом заболевании как реакция на повреждение или его угрозу. Степень нарушений определяется глубиной регрессии ритмики в ЭЭГ, связанной со снижением уровня зрелости нейронных сетей мозга. Выделяются 3 уровня регрессии ритмики мозга: глубокая, умеренная, слабая. Глубокая регрессия характерна для органических нарушений мозга: энцефалопатии, острых нарушениях мозгового кровообращения, черепно-мозговых травмах и контузии мозга. Умеренная регрессия характерна для функциональных нарушений мозга: посттравматических стрессовых расстройствах, синдроме дефицита внимания с гиперактивностью, тревожном расстройстве, депрессии. Слабая регрессия проявляется в таких стрессиндуцированных функциональных состояниях, как хронический стресс, эмоциональное выгорание, клинический стресс при любом заболевании как реакция на повреждение или его угрозу.

Восстановление ритмики при нейробиоуправлении соответствует этапам созревания. Каждому переходу по шкале зрелости соответствует свой протокол.

**Таким образом, применение нейробиоуправления для реабилитации осуществляется через последовательность протоколов, обеспечивающих снижение уровня регрессии и переход на очередной этап зрелости.**

В программно-аппаратном комплексе для **резонансного нейробиоуправления с двойной обратной связью** реализована возможность определить уровень зрелости ритмики мозга благодаря функциональной пробе «динамическая фотостимуляция».

Функциональная проба «динамическая фотостимуляция – 1» проводится при начальном обследовании пациента и обеспечивается комплексом специфических настроек световой и звуковой стимуляции:

1. Фон ДО – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты;
2. Для световой стимуляции назначается режим «Сканирование» в диапазоне частот от 4 Гц (Fmin) до 14 Гц (Fmax) с шагом по частоте 0,1 Гц (dF) и шагом по времени 3 сек. (dT); для звуковой стимуляции в качестве зоны интереса назначается тета-ритм (4–8 Гц), функция обратной связи реализуется через прямую корреляцию между мощностью тета-ритма и высотой тональных модуляций;
3. Фон ПОСЛЕ – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты.

Продолжительность функциональной пробы определяется по формуле:

$$T=dT*(Fmax-Fmin)/dF$$

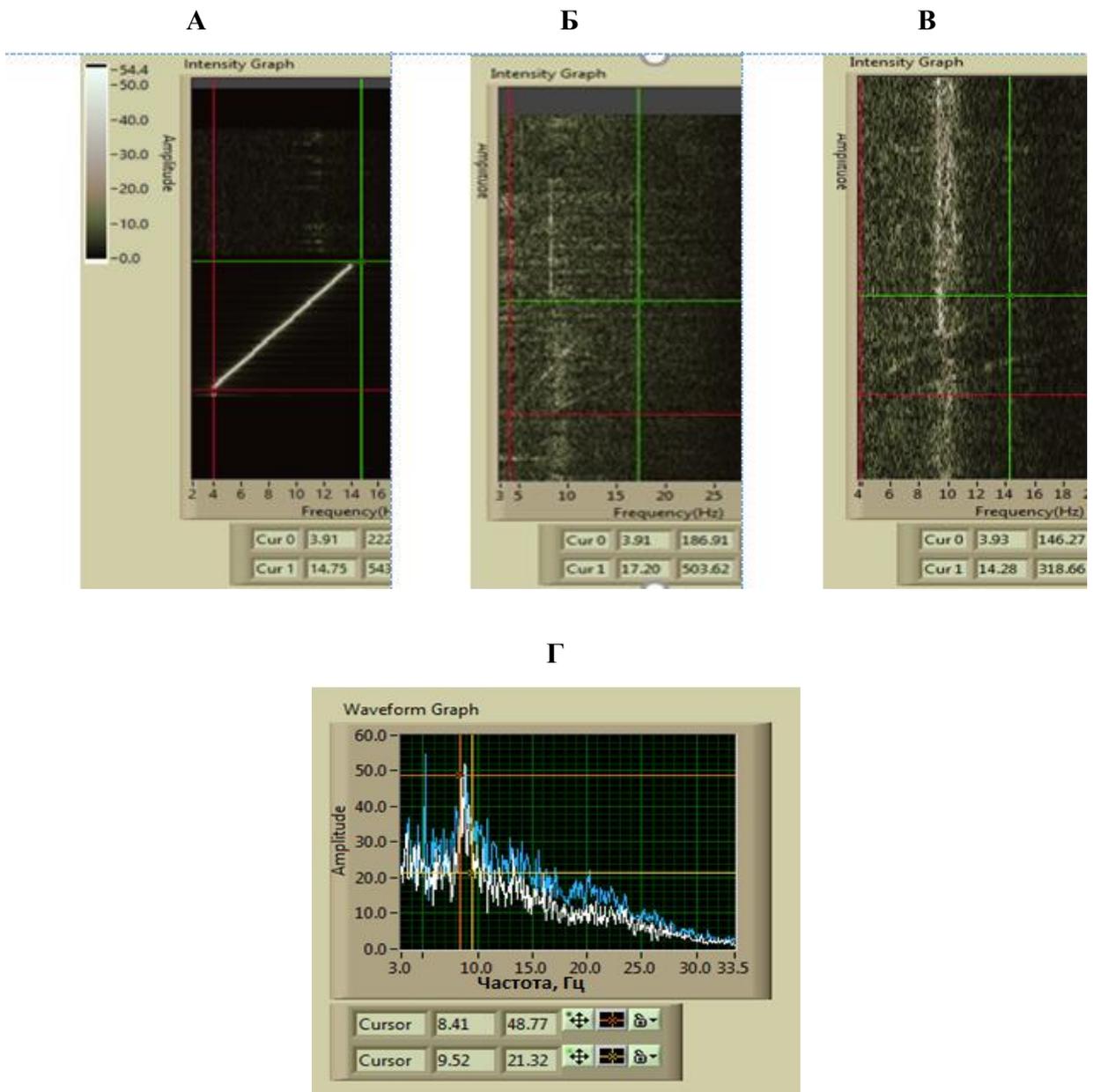
$$T=3*(14-4)/0.1; T=300 \text{ сек.}$$

Проба выполняется при закрытых глазах. Стимулируемому предлагается послушать музыку мозга и посмотреть световое шоу с переливами цвета. Сообщается, что флейтоподобный звук соответствует оптимальному состоянию мозга.

По результатам «динамической фотостимуляции – 1» осуществляются дальнейшие шаги в зависимости от степени дезорганизации ЭЭГ.

Эталонный уровень зрелости ритмики мозга, обеспечивающий персональный оптимум когнитивных функции, формируется к 7 годам. Эффективность когнитивных функции и стрессоустойчивость связаны с устойчивостью эталонной ритмики. Эталонный уровень зрелости характеризуется следующими признаками (рис. 4):

1. В фоне – четко выраженный альфа-ритм в диапазоне 8–13 Гц: на рис. 3.1, Г присутствует частотный пик, соответствующий диапазону от 8 до 13 по оси X;
2. При динамической фотостимуляции собственный альфа-ритм сохраняется;
3. При динамической фотостимуляции проявляются ритмы с частотами стимуляции (усвоение ритма), то есть адаптивность и пластичность мозга реализуется через воспроизведение в ЭЭГ колебаний светового сигнала;



**Рис. 4.** Признаки эталонной зрелости ритмики мозга. А – динамический спектр светового сигнала при динамической фотостимуляции, горизонтальная красная линия соответствует моменту начала сканирования, горизонтальная зеленая линия соответствует моменту окончания сканирования; Б – динамический спектр ЭЭГ ребенка 7 лет с эталонным уровнем зрелости, горизонтальная красная линия соответствует моменту начала сканирования, горизонтальная зеленая линия соответствует моменту окончания сканирования; В - динамический спектр взрослого в оптимальном состоянии, горизонтальная красная линия соответствует моменту начала сканирования, горизонтальная зеленая линия соответствует моменту окончания сканирования; Г – спектр ЭЭГ до (белые линии) и после (синие линии) динамической фотостимуляции при эталонной зрелости ритмики мозга.

4. При динамической фотостимуляции проявляются ритмы с частотами, кратными частоте стимуляции (мультипликация), то есть адаптивность и пластичность мозга реализуется через генерацию нового ритма;

5. После стимуляции мощность альфа-ритма не выше, чем до стимуляции.

6. В процессе стимуляции субъективные цветовые образы смещаются от оттенков красного к оттенкам серебристо-голубого цвета.

По результатам функциональной пробы «динамическая фотостимуляция» можно выделить 3 уровня регрессии ритмики мозга: глубокая, умеренная, слабая.

**Глубокая регрессия** ритмики мозга характеризуется следующими признаками (рис. 5):

1. В фоне – отсутствуют частотные пики в альфа (8–13 Гц) и тета (4–8 Гц) – диапазонах;

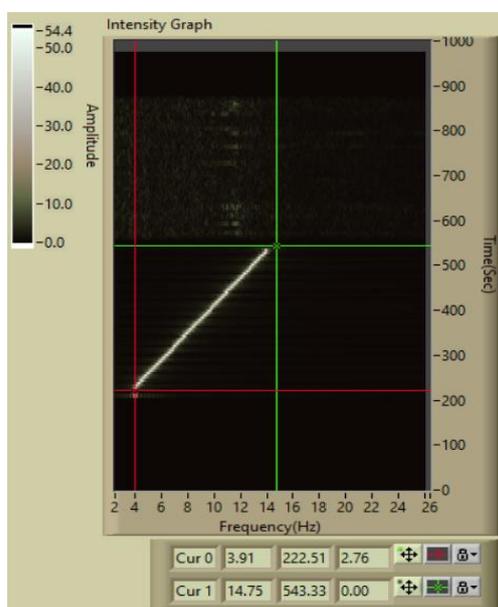
2. При динамической фотостимуляции отсутствуют эффекты усвоения ритма и мультипликации.

3. После стимуляции мощность альфа-ритма выше, чем до стимуляции.

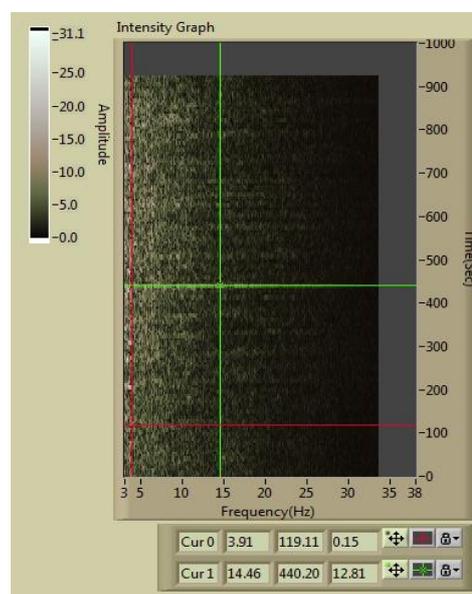
4. В процессе стимуляции доминируют субъективные цветовые образы красного цвета.

5. **При глубокой регрессии** реабилитация должна включать последовательность из 3 протоколов, обеспечивающих переход от глубокой регрессии к умеренной регрессии, от умеренной к слабой, от слабой к эталонному уровню зрелости ритмики мозга. Глубокая регрессия характерна для органических нарушений мозга: энцефалопатия, острые нарушения мозгового кровообращения, черепно-мозговые травмы и контузии мозга.

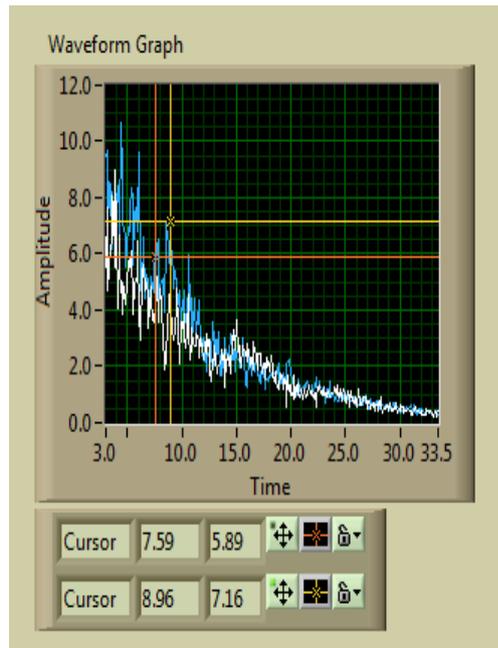
**А**



**Б**



## В



**Рис. 5.** Признаки глубокой регрессии ритмики мозга. А – динамический спектр светового сигнала при динамической фотостимуляции; Б – динамический спектр ЭЭГ при функциональной пробе «динамическая фотостимуляция»; В – спектр ЭЭГ до (белые линии) и после (синие линии) сеанса нейробиоуправления при глубокой регрессии.

### **Протокол** для перехода от глубокой к умеренной регрессии ритмики мозга

1. Фон ДО – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты;
2. Динамическая фотостимуляция, 5 минут;
3. Пауза – запись ЭЭГ без стимуляции, 1 минута;
4. Для световой стимуляции назначается режим «ЭЭГ-пик» в диапазоне частот от 4 Гц до 8 Гц; для звуковой стимуляции в качестве зоны интереса назначается тета-ритм (4–8 Гц), функция обратной связи реализуется через прямую корреляцию между мощностью тета-ритма и высотой тональных модуляций, 5 минут;
5. Фон ПОСЛЕ – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты.

Сеансы НБУ по этому протоколу проводятся 1 раз в день в одно и то же время суток. Стимуляция по этому протоколу прекращается только после проявления признаков умеренной регрессии ритмов мозга.

**Умеренная регрессия** ритмики мозга характеризуется следующими признаками (рис. 6):

1. В фоне – отсутствует частотный пик в диапазоне альфа-ритма (8–14 Гц);

2. При динамической фотостимуляции отсутствуют или слабо выражены эффекты усвоения ритма и мультипликации.

3. После стимуляции мощность альфа-ритма выше, чем до стимуляции.

4. В процессе стимуляции проявляются вспышки красного, зеленого, синего цвета.

**При умеренной регрессии** реабилитация должна включать последовательность из 2 протоколов, обеспечивающих переход от умеренной к слабой, от слабой к эталонному уровню зрелости ритмики мозга. Умеренная регрессия характерна для функциональных нарушений мозга: посттравматические стрессовые расстройства, синдром дефицита внимания с гиперактивностью, тревожное расстройство, депрессия.

**Протокол** для перехода от умеренной к слабой регрессии ритмики мозга

1. Фон ДО – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты;

2. Динамическая фотостимуляция, 5 минут;

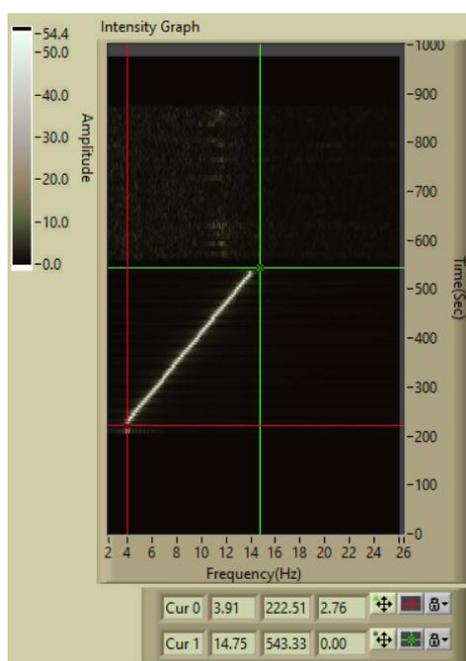
3. Пауза – запись ЭЭГ без стимуляции, 1 минута;

4. Для световой стимуляции назначается режим «ЭЭГ-пик» в диапазоне частот от 8 Гц до 13 Гц; для звуковой стимуляции в качестве зоны интереса назначается альфа-ритм (8–13 Гц), функция обратной связи реализуется через обратную корреляцию между мощностью альфа-ритма и высотой тональных модуляций, 5 минут;

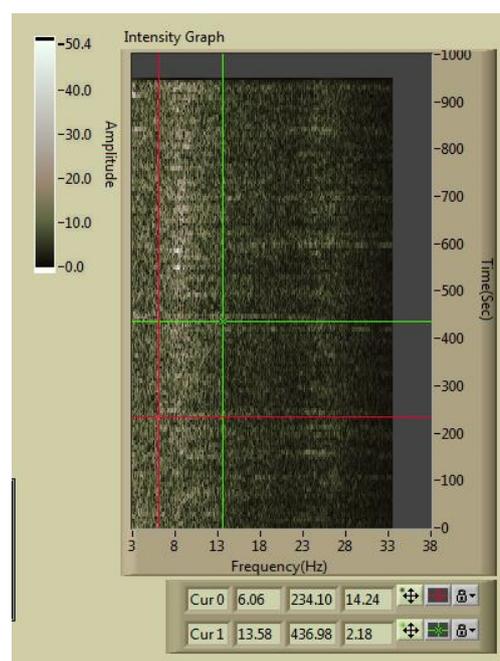
5. Фон ПОСЛЕ – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты.

Сеансы НБУ по этому протоколу проводятся 1 раз в день в одно и то же время суток. Стимуляция по этому протоколу прекращается только после проявления признаков слабой регрессии ритмов мозга.

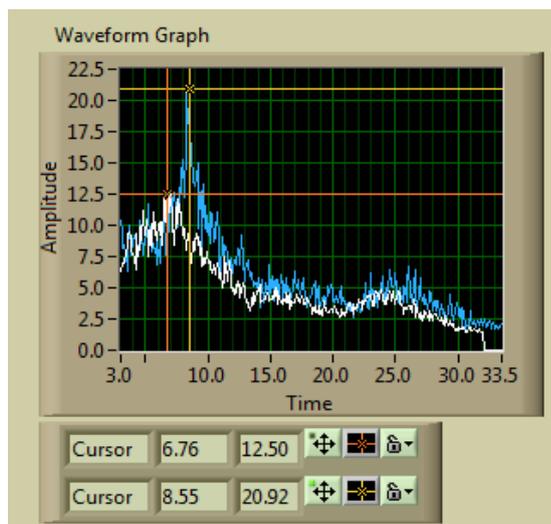
**А**



**Б**



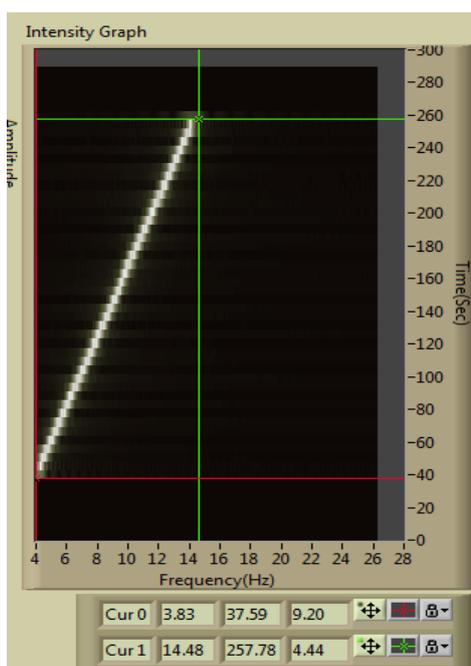
**В**



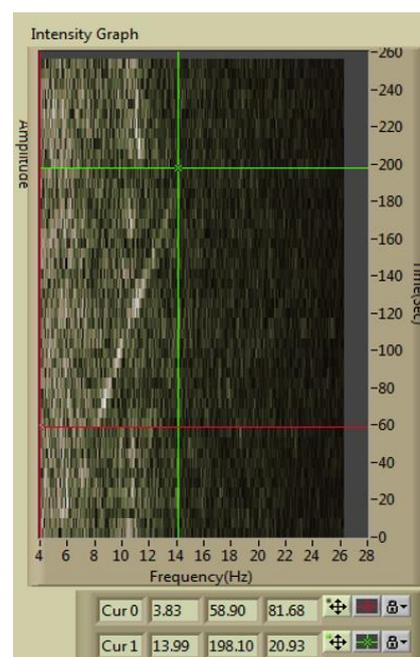
**Рис. 6.** Признаки умеренной регрессии ритмики мозга. А – динамический спектр светового сигнала при динамической фотостимуляции; Б – динамический спектр ЭЭГ при функциональной пробе «динамическая фотостимуляция»; В – спектр ЭЭГ до (белые линии) и после (синие линии) сеанса нейробиоуправления при умеренной регрессии.

**Слабая регрессия** ритмики мозга характеризуется следующими признаками (рис. 7):

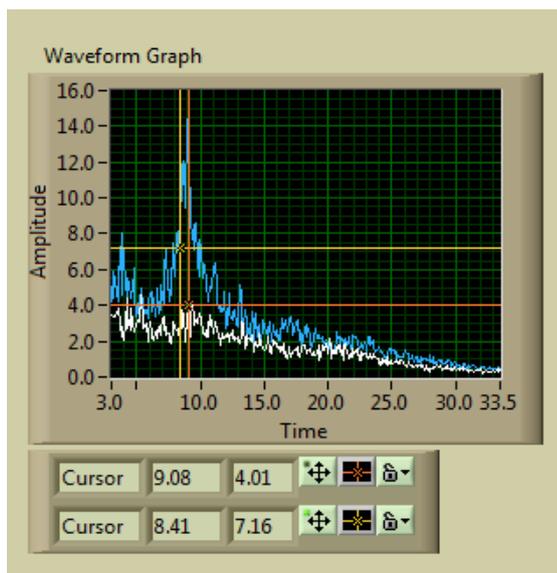
**А**



**Б**



## В



**Рис. 7.** Признаки слабой регрессии ритмики мозга. А – динамический спектр светового сигнала при динамической фотостимуляции; Б – динамический спектр ЭЭГ при функциональной пробе «динамическая фотостимуляция» у ребенка с тревожным расстройством; В – спектр ЭЭГ до (белые линии) и после (зеленые линии) динамической фотостимуляции.

1. В фоне – слабый частотный пик в диапазоне альфа-ритма (8–13 Гц);
2. При динамической фотостимуляции отсутствует хотя бы один признак эталонной ритмики мозга: уменьшается или отсутствует альфа-пик, отсутствуют или слабо выражены эффекты усвоения ритма и мультипликации.
3. После стимуляции мощность альфа-ритма выше, чем до стимуляции.
4. В процессе стимуляции субъективные цветовые образы смещаются от оттенков красного к оттенкам серого цвета.

**При слабой регрессии** реабилитация должна включать 1 протокол, обеспечивающий переход от слабой регрессии к эталонному уровню зрелости ритмики мозга. Слабая регрессия проявляется в таких стрессиндуцированных функциональных состояниях, как хронический стресс, эмоциональное выгорание, клинический стресс при любом заболевании как реакция на повреждение или его угрозу.

**Протокол** для перехода от слабой регрессии к эталонной ритмике мозга

1. Фон ДО – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты;
2. Динамическая фотостимуляция, 5 минут;
3. Пауза – запись ЭЭГ без стимуляции, 1 минута;

4. Для световой стимуляции назначается режим «ЭЭГ – адаптивная нейромодуляция», для звуковой стимуляции в качестве зоны интереса назначается альфа-ритм (8–13 Гц), функция обратной связи реализуется через обратную корреляцию между мощностью альфа-ритма и высотой тональных модуляций, 5 минут;

5. Фон ПОСЛЕ – запись ЭЭГ в покое, 2 минуты.

Сеансы НБУ по этому протоколу проводятся 1 раз в день в одно и то же время суток. Стимуляция по этому протоколу прекращается только после проявления признаков эталонного уровня зрелости.

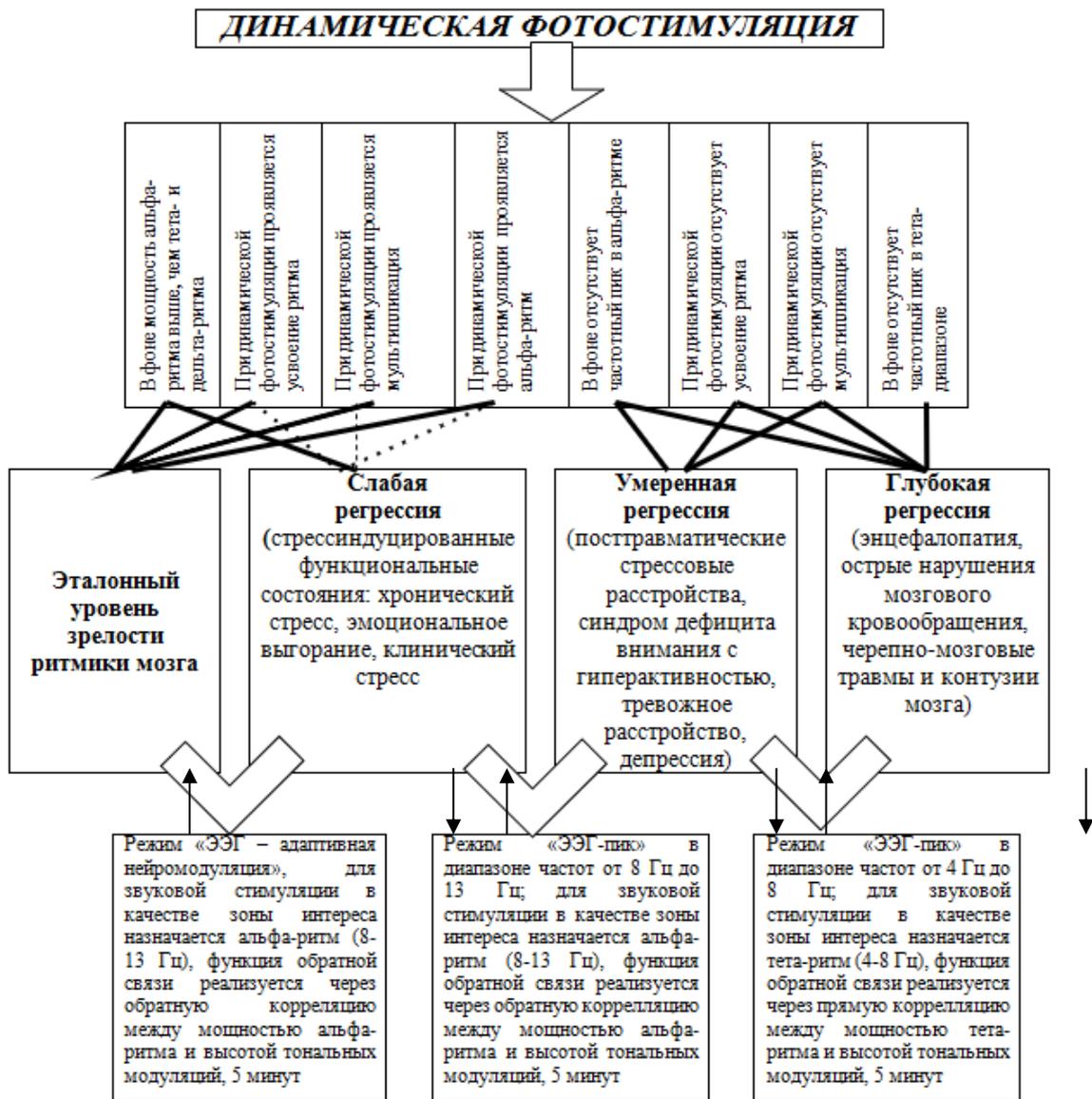
Успешность сеансов резонансного нейробиоуправления проявляется в следующих признаках:

1. усиление мощности альфа-ритма;
2. снижение мощности дельта- и тета-ритма;
3. повышение пиковой частоты в альфа-диапазоне;
4. проявление способности к усвоению ритма и мультипликации.

Благодаря успешным сеансам резонансного нейробиоуправления с аудиовизуальной обратной связью по ЭЭГ активируются механизмы нейропластичности и формируются оптимальные условия для компенсации стресс-индуцированных и органических нарушений функций мозга.

Таким образом, последовательность протоколов применения НБУ для реабилитации пациентов с различными уровнями регрессии можно представить в виде следующей схемы (рис. 8)

## Критерии диагностики и протоколы коррекции ритмики ЭЭГ



**Рис. 8. Последовательность протоколов НБУ при различных уровнях регрессии.**

### ГЛАВА 3. МЕТОДИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ДЛЯ ВЫПОЛНЕНИЯ ПРАКТИЧЕСКОЙ РАБОТЫ МЕТОДОМ РЕЗОНАНСНОГО НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ

В основу работы прибора “BioFeedBack 2” положен оригинальный вариант метода НБУ – метод резонансного биоуправления с двойной обратной связью от ЭЭГ осцилляторов пациента. Во-первых, в данном устройстве используются не заранее заданные излишне широкополосные традиционные ЭЭГ ритмы, а автоматически выявляемые в реальном времени, характерные и значимые для индивида узкочастотные ЭЭГ осцилляторы. Во-вторых, в данном приборе обучение человека саморегуляции своего состояния облегчается за счет введения дополнительного контура обратной связи, работающего автоматически и осуществляющего неосознаваемую резонансную стимуляцию путем модуляции параметров воздействий выявляемыми ЭЭГ осцилляторами индивида. Благодаря автоматической on-line настройке резонансной стимуляции на эндогенную ритмическую активность мозга пациента, прибор обеспечивает дополнительную возможность ввести субъекта в так называемое «альфа-состояние», т.е. состояние спокойного бодрствования без признаков стресса, тревожности и депрессии. Таким образом, работа прибора включает три основных элемента:

1) Основанное на Быстром Преобразовании Фурье (БПФ) выявление в реальном времени доминирующих узкочастотных ЭЭГ осцилляторов пациента в выбранных пользователем диапазонах ЭЭГ с помощью оригинальной модификации динамического спектрального анализа.

2) Обучение произвольному подавлению/активации амплитуды выявленного ЭЭГ осциллятора с использованием интенсивности звуковых стимулов в качестве сигналов обратной связи.

3) Динамическая настройка частоты ритмических световых воздействий на частоту доминирующего у пациента альфа ЭЭГ осциллятора для его резонансной активации.

## 1. Аппаратная часть

Прибор включает следующие компоненты (Рис. 9).

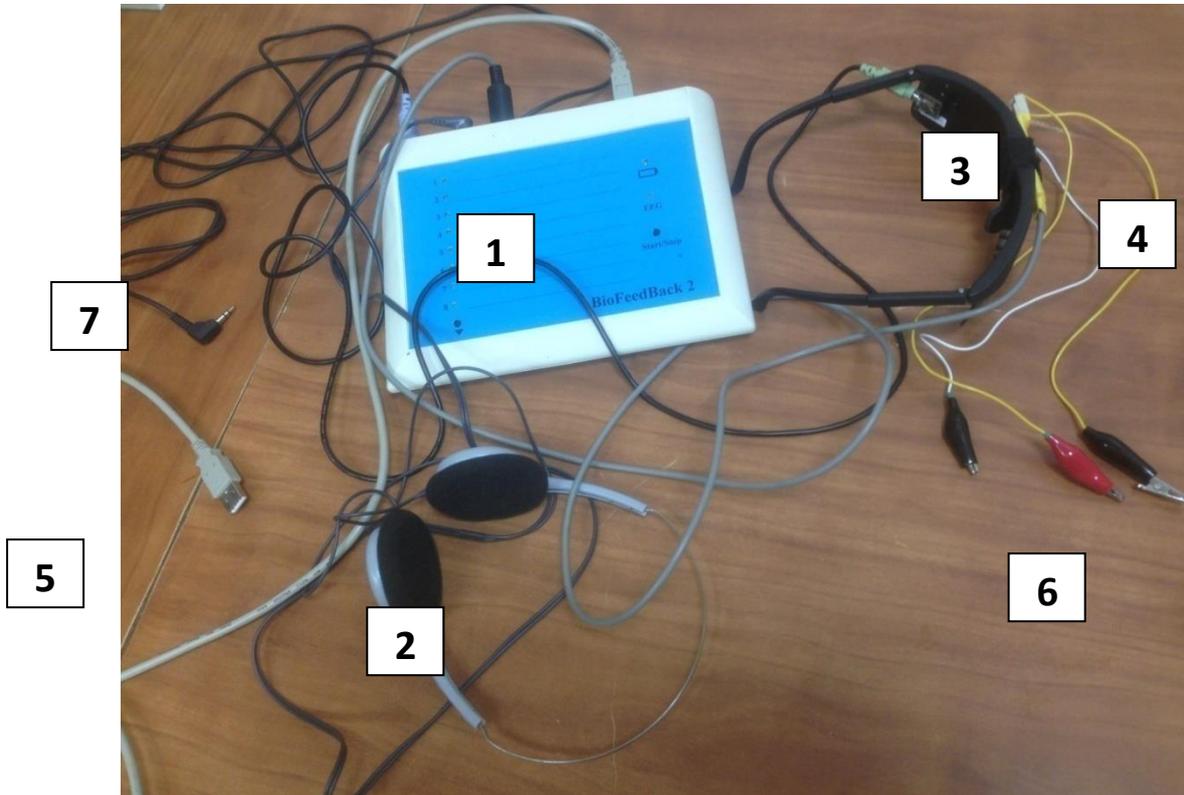


Рис. 9. Аппаратная часть.

1. Основной блок.

На **лицевой панели** слева располагаются индикаторы режимов работы (1–8), а также кнопка переключения режимов. На лицевой панели справа сверху расположен индикатор включения прибора, светящийся зеленым цветом при нормальной зарядке аккумуляторов и красным – при их недостаточной зарядке. Индикатор с надписью «EEG» сигнализирует о качестве регистрации ЭЭГ: при красном цвете необходимо проверить надежность крепления ЭЭГ датчиков. Кнопка справа внизу Start / Stop служит для включения/выключения режима работы прибора

2. Наушники

3. Светодиодные очки

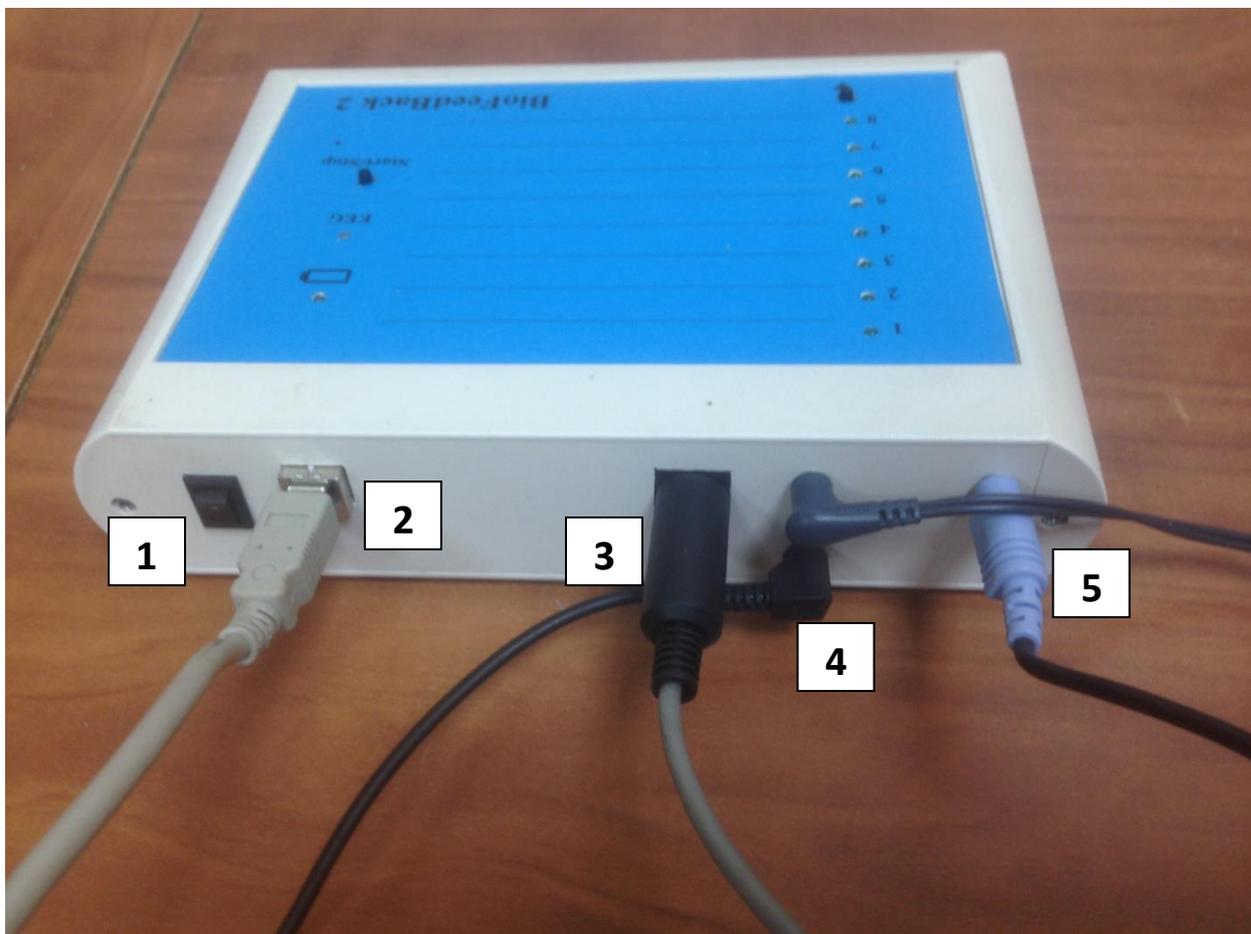
4. Блок регистрации ЭЭГ, который крепится на дужке

5. USB-кабель для подключения основного блока к компьютеру

6. 3 провода с разъемами типа «крокодил»

7. Кабель для подключения музыкального контура

На **задней панели** имеются кнопка включения прибора и разъемы для подсоединения (последовательно слева направо, рис. 10): очков, наушников, блока регистрации ЭЭГ и USB-кабеля.



**Рис. 10. Задняя панель прибора.**

1. Кнопка включения прибора

Разъемы для подсоединения:

2. USB-кабеля для подключения к компьютеру

3. Блока регистрации ЭЭГ

4. Наушников

5. Очков

## 2. Программная среда прибора

При запуске программы “Biofeedback (Music) (0007)” на экране компьютера возникает окно (рис. 11).

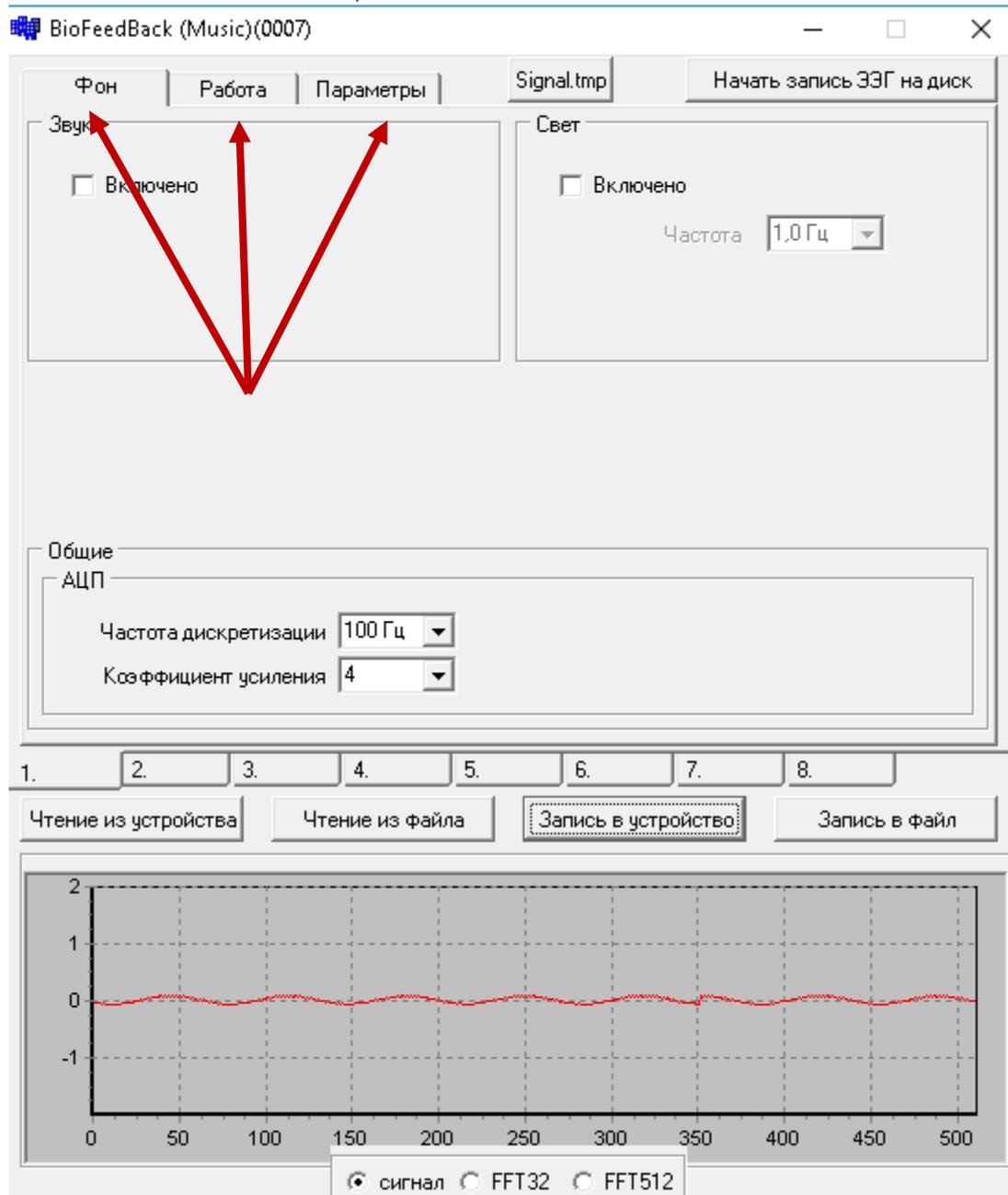


Рис. 11. Стартовое окно прибора.

Верхняя и нижняя части окна остаются неизменными, а средняя часть меняется в зависимости от того, какой из верхних переключателей («Фон», «Работа» или «Параметры») инициирован путем наведения курсора и щелчка (красные стрелки на рис. 11).

На рис.11 это «Фон». Можно выбрать следующие компоненты:

- Установить частоту дискретизации ЭЭГ-100 Гц, значение этого параметра зависит от электрической сети (в США – 120 Гц).
- Выбрать значение коэффициента усиления (1,2, 4 или 8), для визуализации амплитуды отражаемого ЭЭГ сигнала.

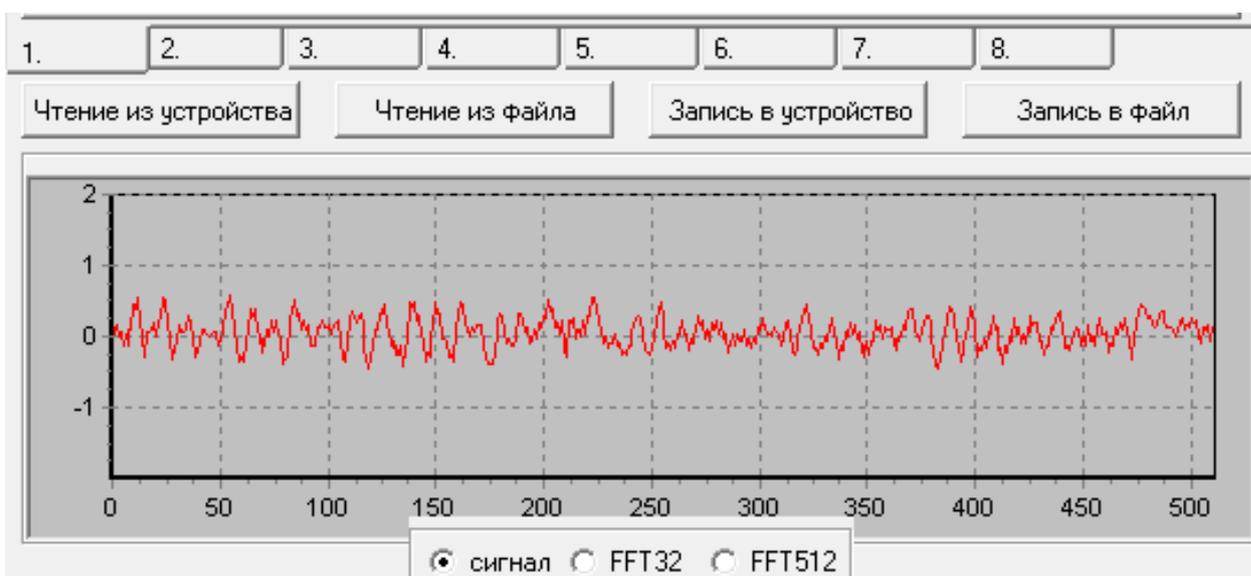
Нижняя часть окна состоит из 8 окошек с цифрами 1–8, соответствующих действующему режиму работы прибора (на рис. 11 выбран режим № 1).

Под окошками с цифрами располагаются еще 4 окошка, 3 из которых («Чтение из устройства», «Чтение из файла» и «Запись в файл») предназначены для отладки прибора.

**Важным для пользователя является окошко «Запись в устройство».** Его следует инициировать наведением курсора и щелчком после **любого** изменения параметров для подтверждения выбранных режимов, параметров и значений.

В самой нижней части окна располагается экран с отражением текущих значений регистрируемой ЭЭГ. При этом внизу имеются 3 переключателя: «сигнал», «FFT32» и «FFT512», которые активируются при щелчке в соответствующем кружке:

На рис. 12 представлен вид реального ЭЭГ сигнала;



**Рис. 12. Сигнал ЭЭГ.**

1. На рис. 13 при активации кружка «FFT32» показывается текущий кратковременный спектр ЭЭГ;

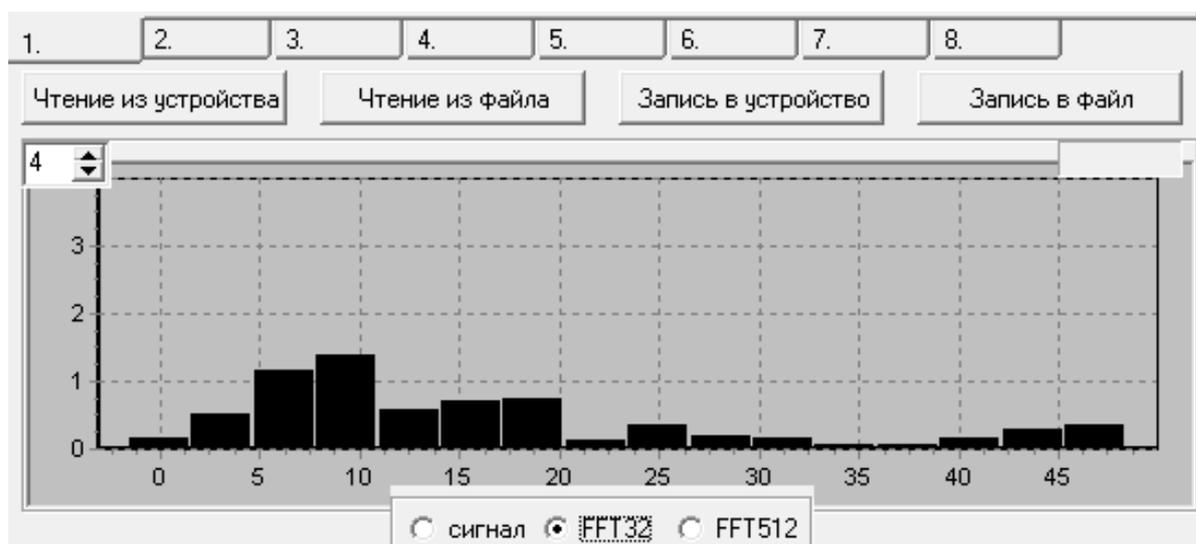


Рис. 13. Кратковременный спектр ЭЭГ.

2. На рис. 14 при активации кружка «FFT512» показывается текущий накопленный спектр ЭЭГ.

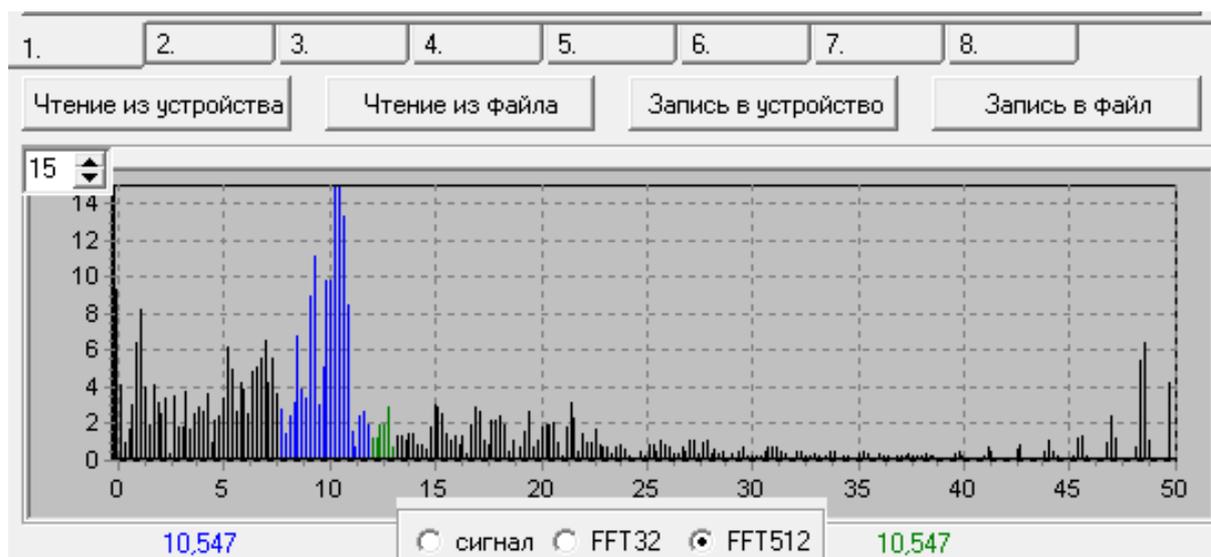
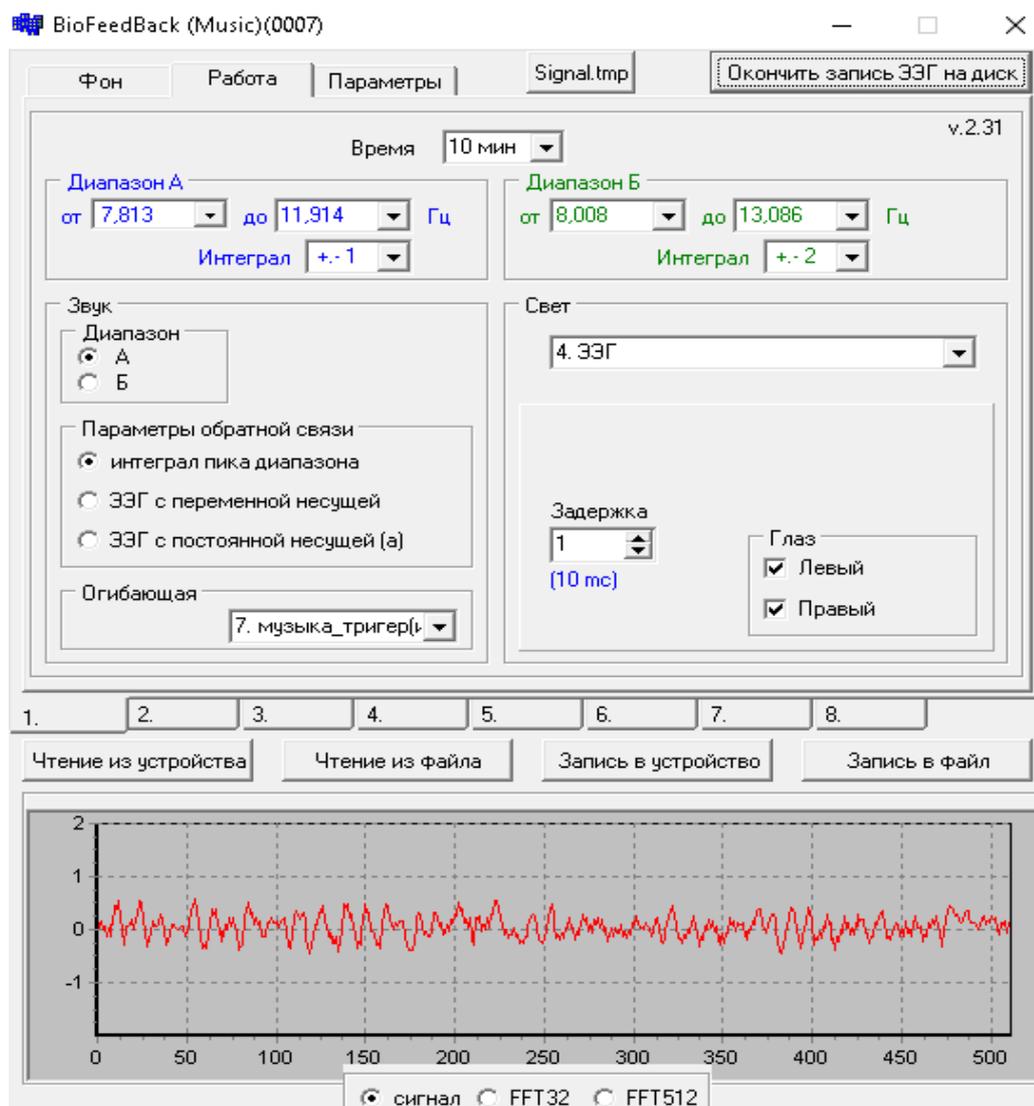


Рис. 14. Текущий накопленный спектр ЭЭГ.

3. При активации переключателя «Работа» окно приобретает следующий вид (рис. 15):



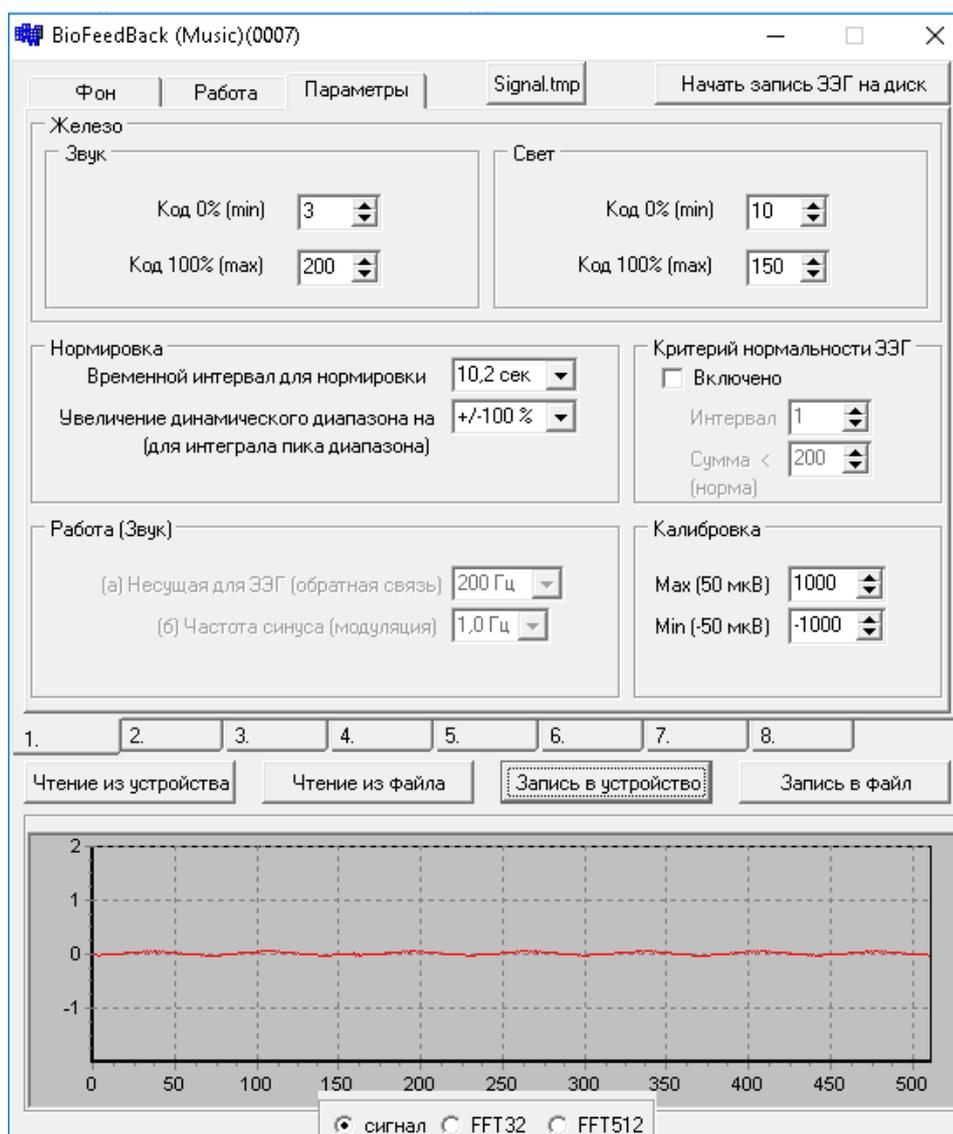
**Рис. 15. Активация переключателя «Работа».**

Можно видеть, что здесь пользователь:

- устанавливает длительность сеанса лечения с помощью переключателя «Время»;
- выбирает диапазон ЭЭГ, в котором для звуковых (слева) и световых (справа) воздействий будут определяться доминирующие ЭЭГ пики, а также остроту этих пиков путем выбора значений «Интеграл» (чем больше величина, тем шире пик);

- устанавливает другие параметры. Для звука эти параметры показаны на рис. 15, и их не рекомендуется изменять. Для света предусмотрен выбор 8 режимов. При этом режимы 1–3 подразумевают использование разных видов фотостимуляции с устанавливаемыми пользователем параметрами, а режимы 5–8 предназначены для динамических видов фотостимуляции с изменяющейся частотой. Режим № 4 (ЭЭГ) является режимом, где световая стимуляция управляется биопотенциалами мозга пациента.

При активации переключателя «Параметры» окно приобретает следующий вид (рис. 16).



**Рис. 16. Активация переключателя «Параметры».**

С помощью данного окна можно устанавливать амплитуду и частоту звуковых сигналов, интенсивность световых воздействий, параметры нормировки сигналов,

включение/выключение критерия нормальности записи ЭЭГ и параметры калибровки. На рис. 16 показаны оптимальные значения указанных параметров.

### **Запись ЭЭГ на диск**

В любой момент после включения программы “Biofeedback (0002)” пользователь может начать регистрацию ЭЭГ, а также 2 каналов (правый и левый глаз) фотостимуляции на жесткий диск компьютера. Для этого щелчком мыши активируется крайнее справа сверху окошко «Начать запись ЭЭГ на диск». После щелчка начинается регистрация указанных 3 сигналов, а надпись меняется на «Окончить запись ЭЭГ на диск». При его активации запись прекращается, а пользователь указывает необходимую информацию в появившихся окнах.

### **Процедура лечения**

Устанавливаются предварительно замоченные в физиологическом растворе (0.9 % раствор соли) ЭЭГ датчики (активный электрод в центральной части головы с помощью эластичной повязки, референтный и заземляющий электроды типа клипсы – на мочках ушей). Для улучшения контакта с кожей рекомендуется протирать места установки датчиков 50% раствором спирта. Испытуемому надевают наушники и очки, а провода от блока регистрации ЭЭГ подсоединяются с помощью разъемов типа «крокодил» к ЭЭГ датчикам. При работе с компьютером сначала включают прибор, а затем активируют программу “Biofeedback (0002)”.

Пациента просят сидеть спокойно с закрытыми глазами в течение всей процедуры. Дается задание при появлении звука в наушниках добиваться уменьшения / увеличения (в зависимости от выбранного диапазона ЭЭГ) его уровня и высоты, не обращая внимания на световые воздействия. Пациентам сообщают, что текущие значения высоты и интенсивности звуков находятся в точном соответствии с выраженностью ее / его ЭЭГ-компонентов, так что лечебные эффекты могут быть достигнуты с помощью подавления / активации этих звуков. Испытуемым ничего не говорят о световой стимуляции (которая воспринимается через закрытые глаза как слабые изменения фона), так как этот дополнительный контур обратной связи работает автоматически, без осознания пациентом.

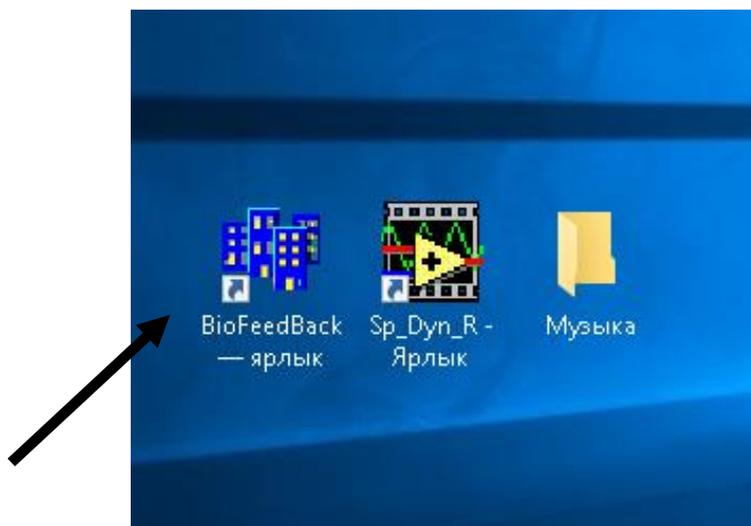
Процедура начинается с 20-секундной регистрации фоновой ЭЭГ, в ходе которой прибор автоматически определяет доминирующие у данного испытуемого узкочастотные компоненты в заданных диапазонах ЭЭГ. После этого кнопкой Start / Stop включается рабочий режим, где текущая амплитуда выявленного ЭЭГ осциллятора из заданного

диапазона преобразуется в звуковые сигналы обратной связи, а текущая амплитуда выявленного альфа ЭЭГ осциллятора используется для модуляции интенсивности синусоидальных световых сигналов, генерируемых с частотой этого осциллятора. При работе с компьютером в любой момент может быть осуществлена запись сигналов (см. **Запись ЭЭГ на диск**) для последующего анализа.

### 3. Ход работы

1) Подключить прибор “BioFeedBack 2” к компьютеру (с помощью USB кабеля подключите прибор к компьютеру, схему подключения см. в разделе комплектация), кнопкой на задней панели включите прибор.

2) Запустить программу “Biofeedback” двойным щелчком по иконке (рис. 17)



**Рис.17. Иконка программы прибора на рабочем столе.**

3) Сделать необходимые настройки рабочих параметров НБУ; во вкладке «Работа» установить рабочие параметры (рис. 15):

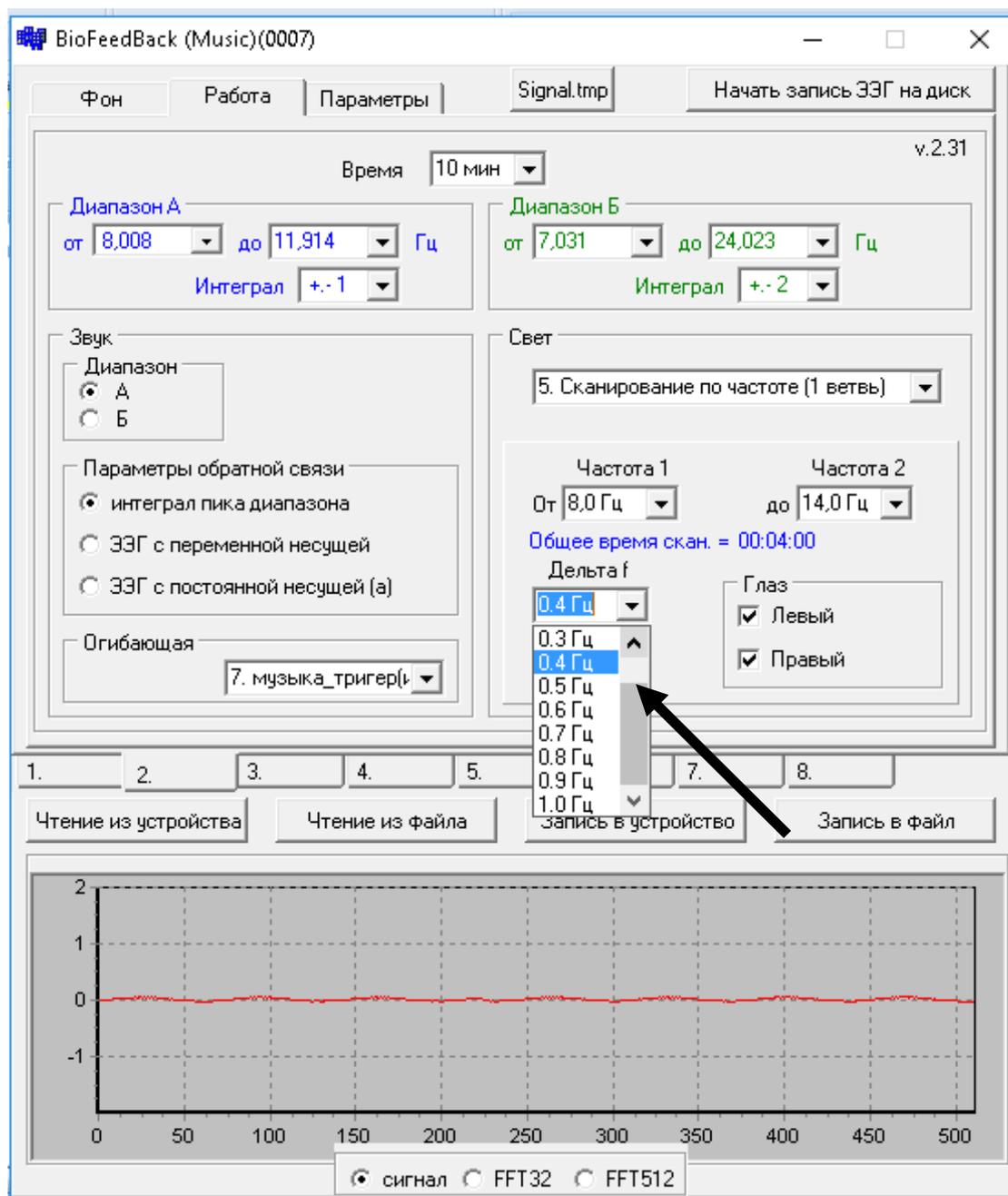
#### **Для звука:**

- в диапазоне А установить альфа диапазон частот (от 8 до 12 герц);
- интеграл +/- 1;
- параметры обратной связи - интеграл пика диапазона, обратная связь – прямая, задается инструкцией (попытайтесь добиться непрерывного звучания мелодии);
- огибающая – музыка триггер (прерывание);

- запустить мелодию через любую программу воспроизведения на компьютере, предварительно подключив кабель в разъем № 7 для наушников на компьютере, а наушники в верхнее гнездо № 4 (рис. 10) на задней панели прибора.

**Для света:**

- в диапазоне Б выбрать сканирование по частоте (1 ветвь) для обоих глаз (установите галочки в окошках правый и левый глаз);
- установить диапазон сканирования от 8 до 14 герц с шагом нарастания по частоте 0,4 герц (df) раз в 15 секунд (dt) (общее время сканирования рассчитается автоматически);



**Рис.18** Параметры НБУ.

4) Установить предварительно замоченные в физиологическом растворе (0.9 % раствор соли) ЭЭГ датчики (активный электрод в центральной части головы с помощью эластичной повязки, референтный и заземляющий электроды типа клипсы – на мочках ушей), наденьте наушники и очки, а провода от блока регистрации ЭЭГ подсоедините с помощью разъемов типа «крокодил» к ЭЭГ датчикам;

5) Озвучить инструкцию испытуемому:

«Сидите спокойно с закрытыми глазами в течение всей процедуры. Попробуйте добиться непрерывного звучания мелодии в наушниках, не обращая внимания на световые воздействия. Непрерывность звучания мелодии связана с выраженностью вашего альфа-ритма, так что лечебный эффект может быть достигнут с помощью ее поддержания. После окончания рабочего режима необходимо будет по моему сигналу сначала открыть, а потом закрыть глаза».

6) После озвучивания инструкции нажатием на кнопку **«начать запись ЭЭГ на диск»** сделать запись ЭЭГ, содержащую (черная стрелка на рис. 19):

- 2 минуты фоновой записи без воздействий;
- 4 минуты рабочего режима (активируется нажатием кнопки Start на панели прибора);
- 2 минуты фоновой записи после;
- 30 секунд записи с открытыми глазами;
- 30 секунд конечной фоновой записи;
- повторным нажатием на кнопку закончить запись ЭЭГ на диск, указав данные об испытуемом и дав название записи.

7) По окончании эксперимента снять ЭЭГ датчики с испытуемого;

8) Обработать данные в программе EEG\_Analysys:

#### **4. Программная среда обработки первичного сигнала EEG\_Analysys**

- Запустить программу EEG\_Analysys двойным щелчком по иконке на рабочем столе (рис. 19)



Рис.19. Иконка программы EEG\_Analysys.

- В появившемся списке выбрать нужную запись и нажать “ОК” (рис. 20):

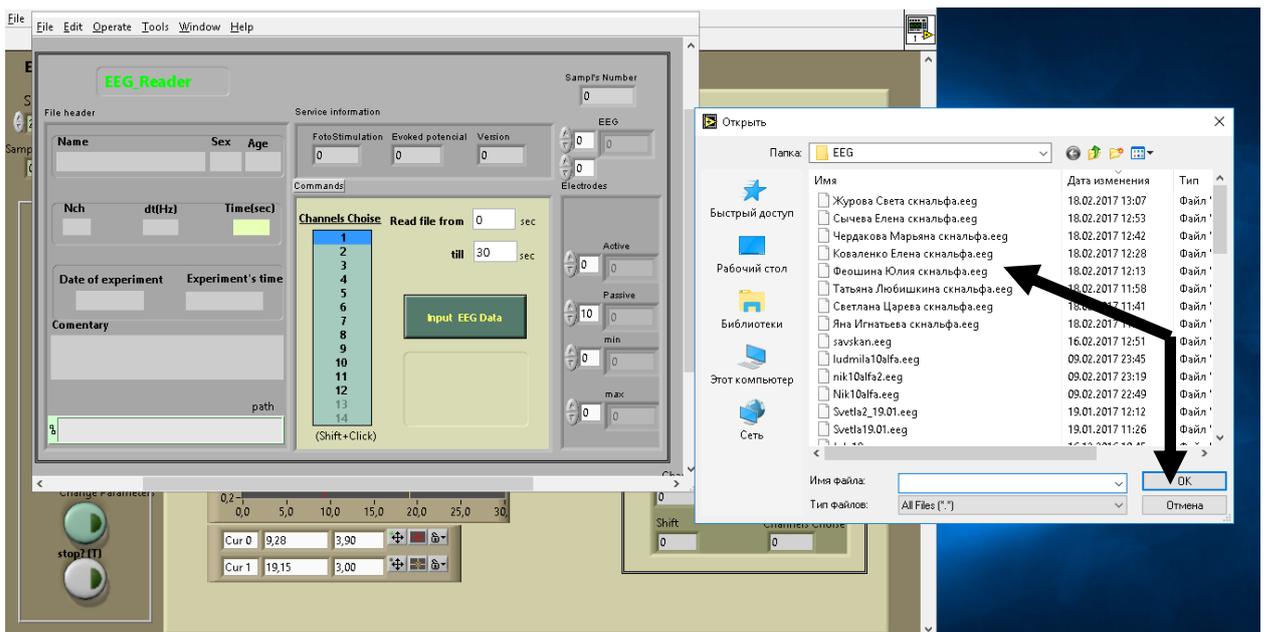


Рис. 20. Выбор записи для ее загрузки в программу EEG\_Analysys.

- Ввести полное время записи (рис. 21 – 1), выбрать все каналы (рис. 21–2) и нажать кнопку «загрузить ЭЭГ» (рис. 21–3):

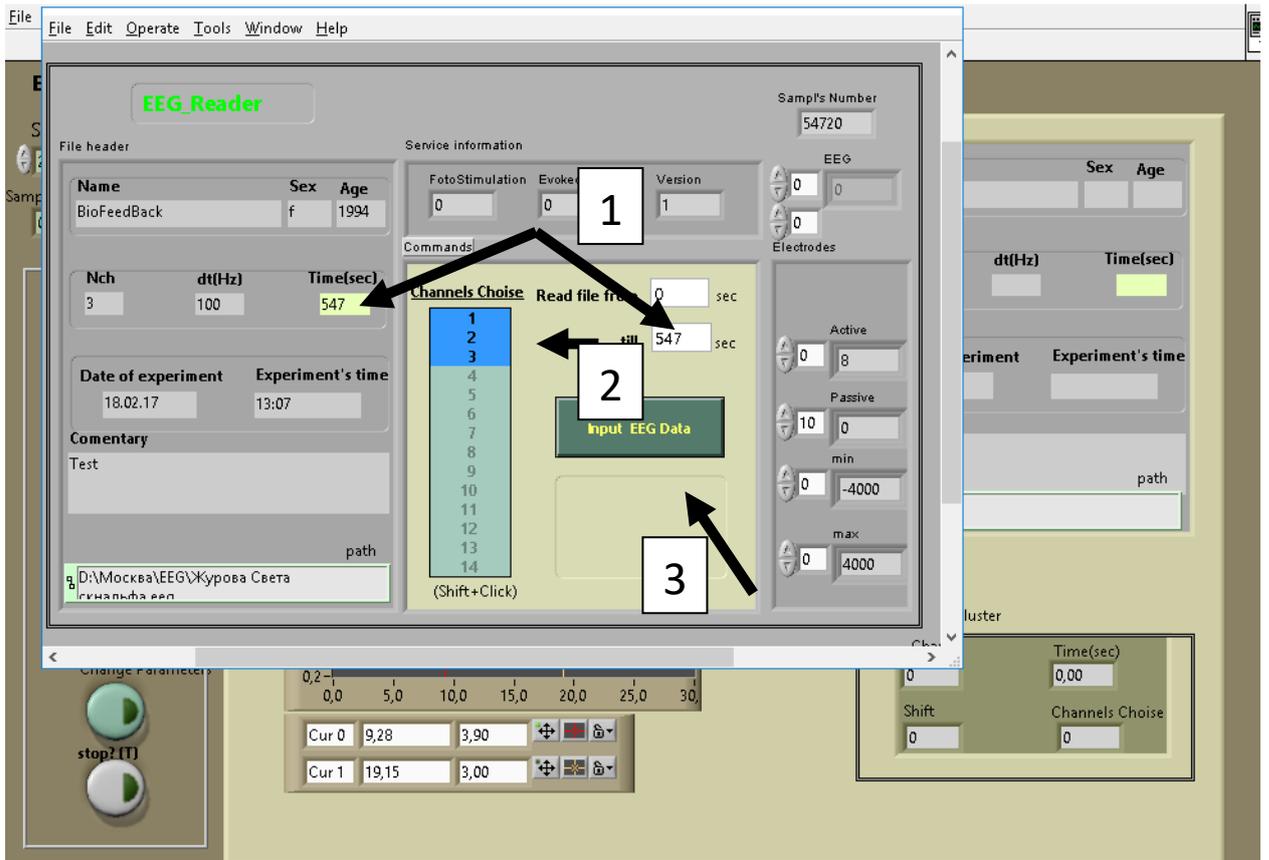


Рис. 21. Загрузка записи в программу EEG\_Analysys.

- На вкладке “Page 1” с помощью курсоров нужно убрать артефакты на нижних частотах и установить частотный диапазон (рис. 22):

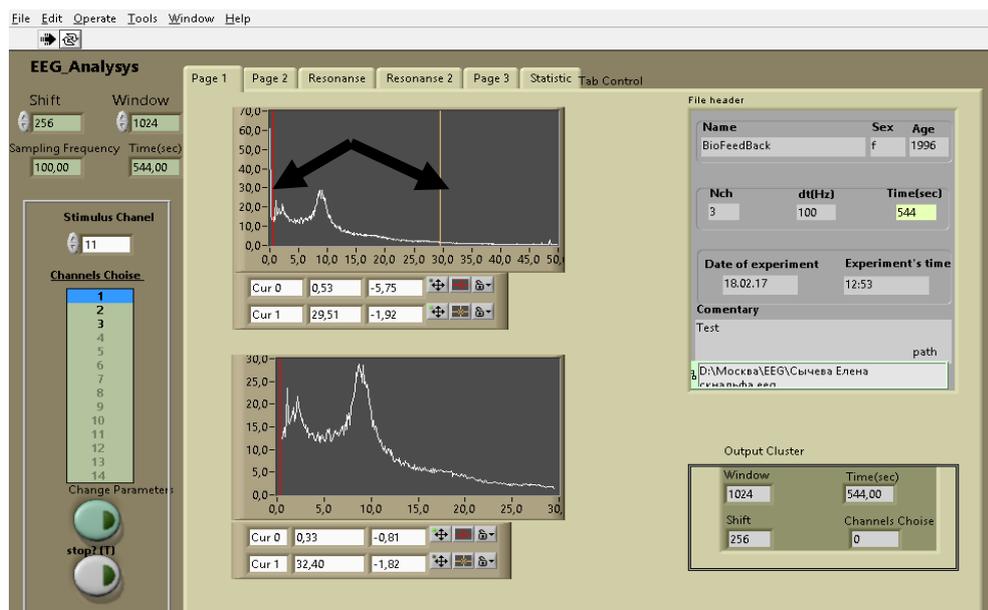


Рис. 22. Работа в программе EEG\_Analysys.

- Перейти на вкладку “Page 2” (рис.23):

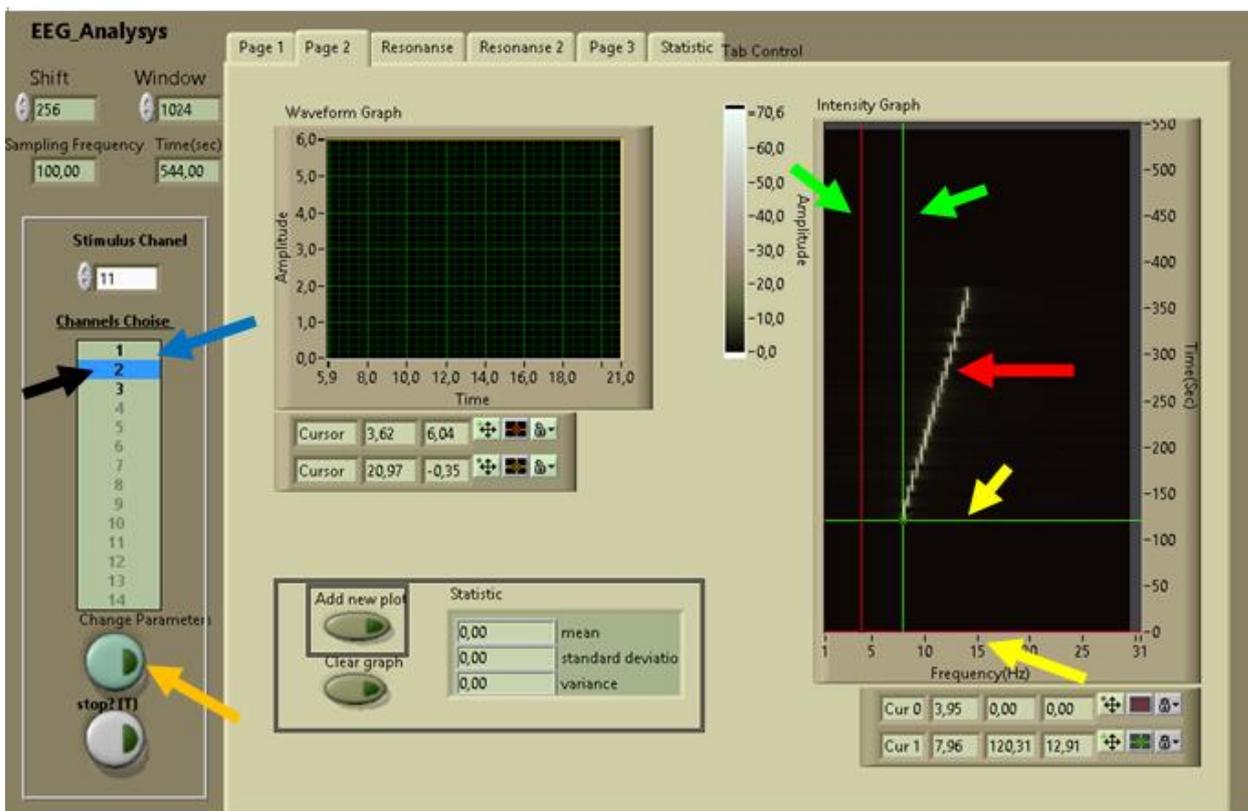


Рис. 23. Окно вкладки “Page 2”.

Второй канал (черная стрелка) позволяет видеть стимул (красная стрелка) и с помощью горизонтальных курсоров (отмечены желтыми стрелками) размечать временные этапы записи («фон до», «рабочий режим», «фон после»). Вертикальными курсорами (отмечены зелеными стрелками) размечаются интересующие вас частотные диапазоны. На рис. 24 выделен тета диапазон от 4 до 8 герц на этапе «фон до». После разметки необходимо выбрать канал 1 (синяя стрелка) и нажать кнопку “ChangeParameters” (оранжевая стрелка).

- На рис. 24 видно, что на динамическом спектре (желтая стрелка) вместо стимула появится запись ЭЭГ с установленной ранее временной и частотной разметкой, после нажатия на кнопку “Addnewplot” (зеленая стрелка) в окне “WaveformGraph” появится спектр записи ЭЭГ (красная стрелка) на выбранном этапе («фон до»), а вертикальные курсоры частотной разметки позволят получить среднее значение мощности и ее стандартное отклонение в заданном частотном диапазоне (здесь – тета ритм от 4 до 8 герц), которые отражаются в окне “Statistic”(синяя стрелка):

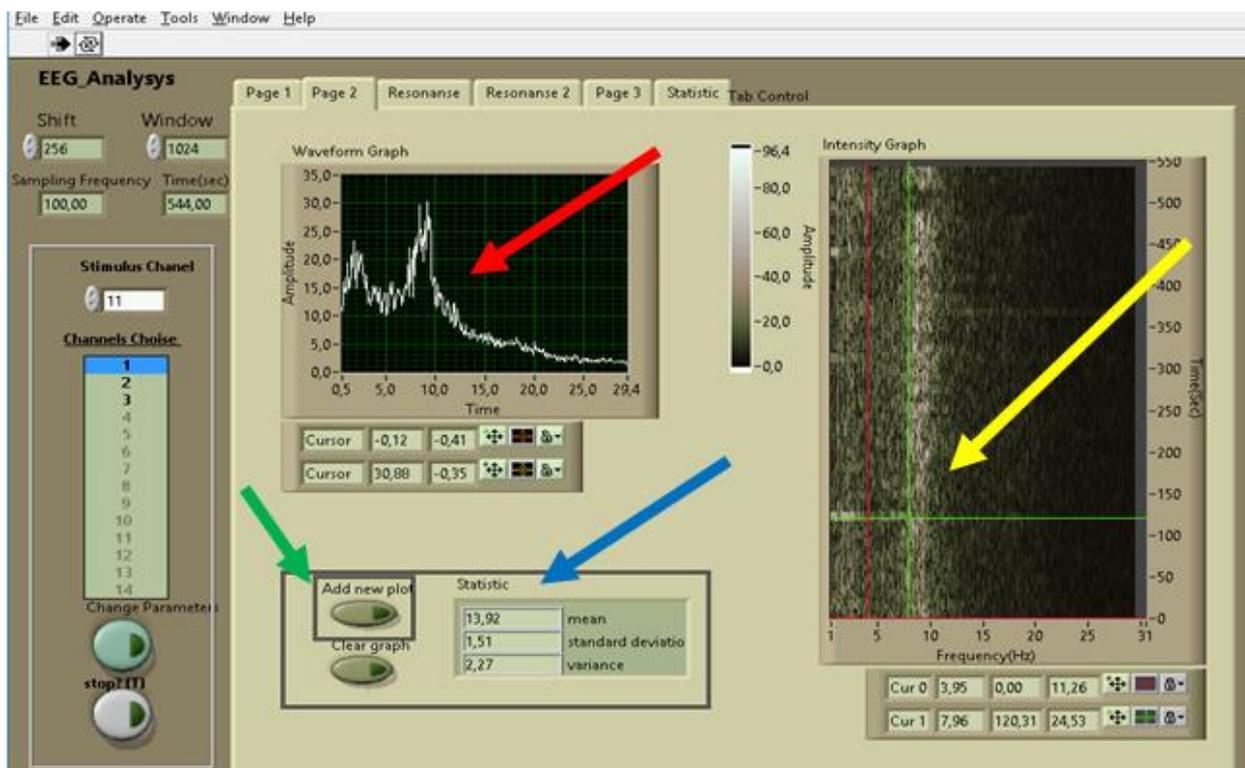


Рис. 24. Спектр и динамический спектр ЭЭГ записи.

- Таким образом строятся спектры ЭЭГ, а данные средней мощности и стандартного отклонения в диапазонах тета и альфа-ритма для каждого события заносятся в сводную таблицу (пример таб. 6), где кроме этого указывается число измерений (фиксированное для каждого этапа).

Таблица 6.

Сводная таблица значений средней мощности и стандартного отклонения в диапазонах тета и альфа ритма для каждого события с указанием числа измерений

Этап	θ-ритм		α-ритм		N
	Mean	Std.Dev.	Mean	Std.Dev.	
"до"	14,04	2,30	26,13	4,62	30
"НБУ"	14,55	1,76	21,70	3,57	60
"после"	14,79	1,41	26,45	4,22	30
"глаза открыты"	16,48	2,28	16,16	1,18	8

## 5. Обработка данных в Excel и программе Statistica

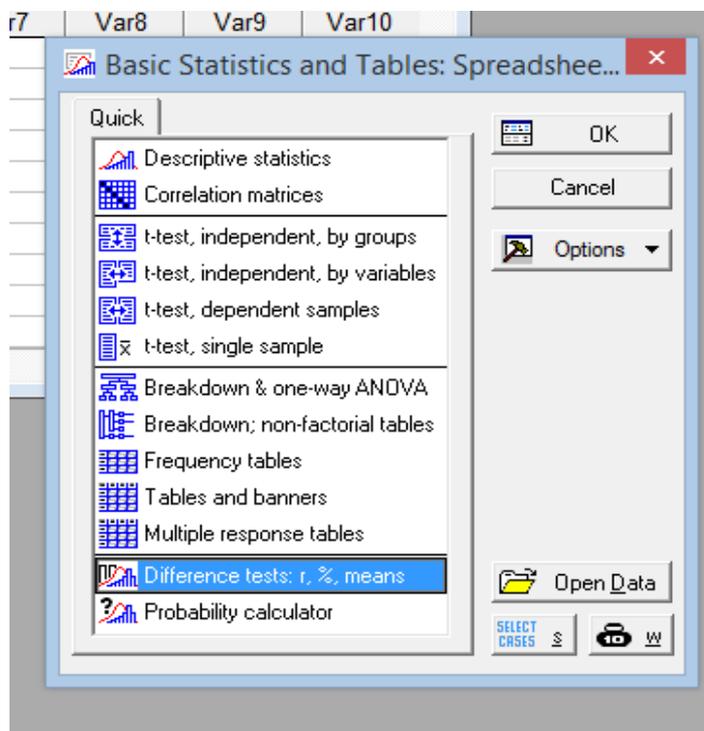
В силу того, что программа EEG\_Analysys осуществляет предварительную обработку данных и отдает средние значения мощности и ее стандартное отклонение, на основании данных занесенных из программы в сводную таблицу в программе “Statistica” нужно найти значимые отличия, по параметрическому тесту различий средних, спектральных показателей ЭЭГ в диапазоне тета и альфа ритмов на всех отрезках записи (пример в табл.7). Принцип поиска:

Таблица 7.

**Схема сравнения средних с учетом их стандартных отклонений и количества измерений в программе Statistica по параметрическому тесту различий средних ( $p < 0,05$ )**

	θ-ритм до	α-ритм до	θ-ритм нбу	α-ритм нбу	θ-ритм после	α-ритм после	θ-ритм глаза открыты	α-ритм глаза открыты
θ-ритм до	1							
α-ритм до	0,0	1						
θ-ритм нбу	0,3	0,0	1					
α-ритм нбу	0,0	0,0	0,0	1				
θ-ритм после	0,1	0,0	0,0	0,0	1			
α-ритм после	0,0	0,8	0,0	0,0	0,0	1		
θ-ритм глаза открыты	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	1	
α-ритм глаза открыты	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,5	1

Для того чтобы рассчитать уровень достоверности ( $p$ ) различий средних необходимо двойным щелчком мыши по иконке запустить программу Statistica, далее выбрать: Statistic → Basic Statistics and Tables → Difference tests:  $r, \%, \text{means}$  (рис. 25):

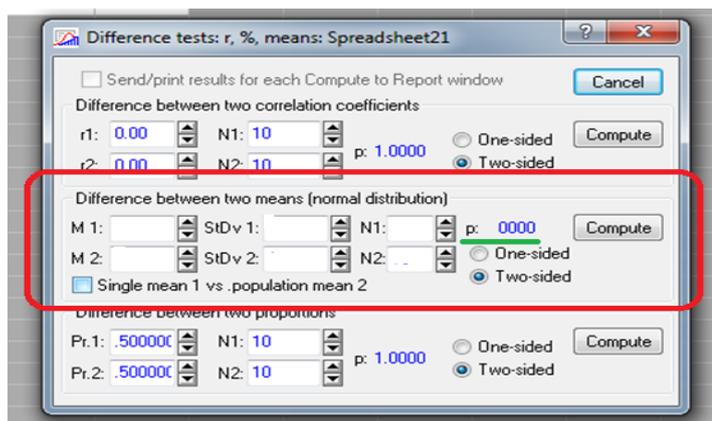


**Рис. 25. Поиск достоверности различий средних в программе Statistica.**

Далее нужно внести данные из сводной таблицы с показателями среднего и отклонения среднего:

$M1$  – средняя мощность,  $StDv 1$ – стандартное отклонение,  $N1$  – количество проб для **первого сравниваемого показателя**;

$M2$  – средняя мощность,  $StDv 2$ – стандартное отклонение,  $N2$  – количество проб для **второго сравниваемого показателя** (рис. 26):



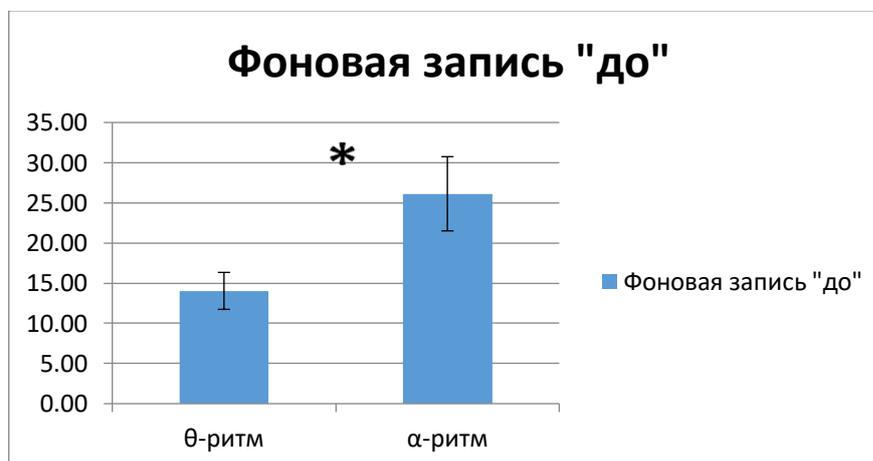
**Рис. 26. Поиск достоверности различий средних.**

Далее нажимаем → Compute. Копируем показатель p, вставляем в таблицу.

Анализируем полученные данные и строим графики в программе Excel, по тем данным, которые отражают:

- ✓ Исходное функциональное состояния мозга по ЭЭГ;
- ✓ Влияние НБУ тренинга на функциональное состояние мозга по ЭЭГ;
- ✓ Изменения функционального состояния мозга в ответ на пробу «глаза открыты».

Примеры графиков (рис. 27–30):



**Рис. 27. Исходное соотношение спектральной мощности альфа и тета.**

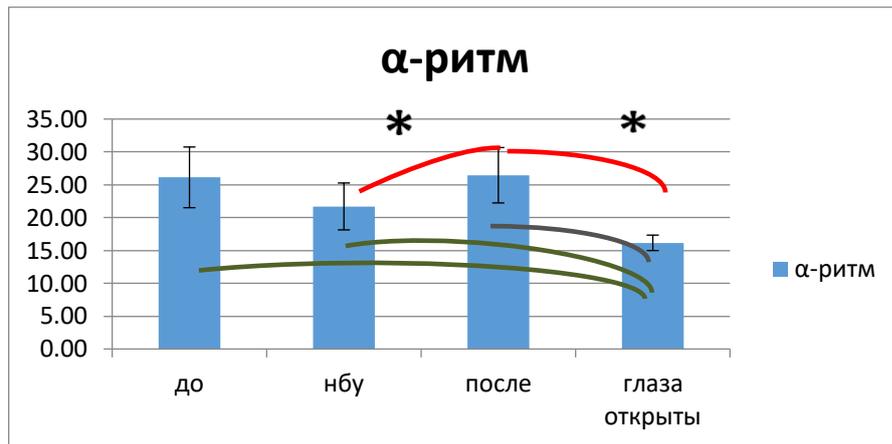


Рис. 28. Динамика средней мощности альфа ритма на разных отрезках записи.

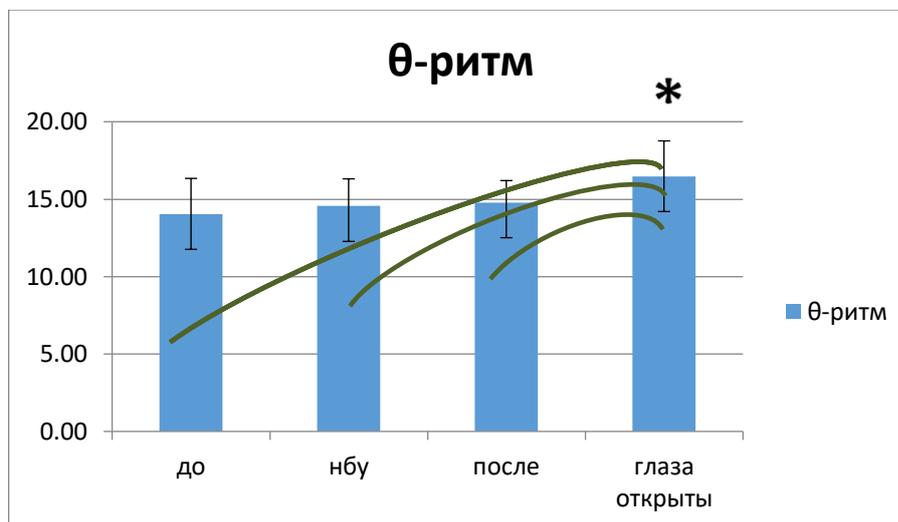


Рис. 29. Динамика средней мощности тета ритма на разных отрезках записи.

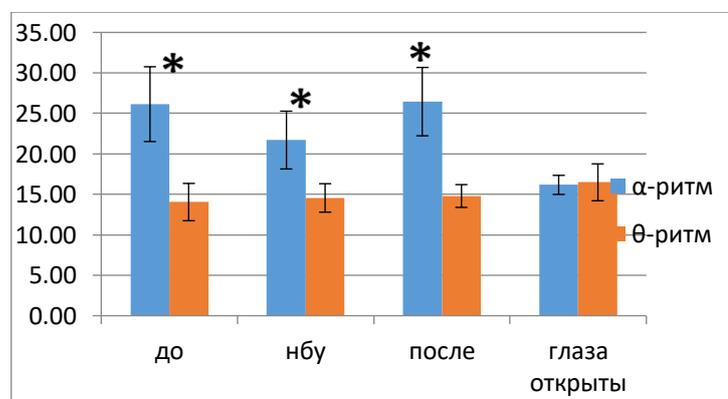


Рис. 30. Исходные значимые отличия средних мощностей в альфа и тета частотных диапазонах отсутствуют на спектре при открытых глазах (типичная картина десинхронизации с депрессией альфа-ритма).

**Выводы, как ответы на задачи, должны содержать следующее:**

1. Освоена аппаратная часть и программная среда прибора;
2. Сделана запись ЭЭГ
3. Освоена программа обработки первичного сигнала ЭЭГ
4. Выявлено влияние НБУ тренинга от ЭЭГ на функциональное состояние мозга,

эта часть выводов сугубо индивидуальна и должна отражать:

- 4.1. Оценку исходного функционального состояния мозга по ЭЭГ;
- 4.2. Оценку влияния НБУ тренинга на функциональное состояние мозга по ЭЭГ;
- 4.3. Оценку изменения функционального состояния мозга в ответ на пробу

«глаза открыты».

*Пример:*

4.1. Спектральный анализ ЭЭГ выявил достоверное преобладание альфа ритма в записи ЭЭГ данного испытуемого, это означает, что функциональное состояние мозга испытуемого, до тренинга НБУ, было оптимальным. Испытуемый находился в так называемое «альфа-состоянии», т.е. состоянии спокойного бодрствования без признаков стресса, тревожности и депрессии.

4.2. В процессе НБУ тренинга наблюдалось достоверное снижение мощности альфа ритма в сравнении с исходным состоянием и состоянием после рабочего режима. Умеренное угнетение альфа ритма при фотостимуляции и его восстановление после завершения стимуляции закономерно. На динамическом спектре можно видеть реакцию усвоения ритма, при заданных нами параметрах сканирования (частотах мелькания 8–14 Hz), отмечаются резонансные пики в диапазоне частот альфа ритма ЭЭГ. Это подтверждает тот факт, что в норме реакция усвоения ритма хорошо выражена на частоте мельканий, близкой к собственным ритмам ЭЭГ.

4.3. В ответ на пробу «глаза открыты» наблюдается типичная картина десинхронизации с депрессией альфа-ритма.

## СЛОВАРЬ

**Адаптивность мозга** – способность мозга приспосабливаться к новым условиям, изменениям в окружающей среде или требованиям. Это включает в себя процессы нейропластичности. Вот несколько ключевых аспектов адаптивности мозга:

1. **Нейропластичность:** Мозг способен изменять свою структуру и функцию в ответ на опыт. Это может включать в себя формирование новых связей между нейронами, изменение силы существующих синапсов и даже рождение новых нейронов.

2. **Обучение и память:** Мозг адаптируется к новой информации через процессы обучения и формирования памяти. Путем укрепления синаптических связей и изменения структуры нейронных сетей мозг может улучшить свои когнитивные способности.

3. **Компенсация при повреждениях:** В случае повреждений мозга, например, в результате травмы или болезни, мозг может пытаться компенсировать утрату функции, активируя другие области или изменяя свою структуру для адаптации к новым условиям.

4. **Развитие в течение жизни:** Адаптивность мозга проявляется на протяжении всей жизни. Даже в зрелом возрасте мозг может продолжать меняться и адаптироваться к новым вызовам, хотя с возрастом эти процессы могут замедляться.

5. **Способность к реорганизации:** Мозг обладает способностью к реорганизации своих структурных и функциональных компонентов в ответ на изменения внешних условий, требований или задач.

Адаптивность мозга является важным аспектом нашей способности к обучению, адаптации к окружающей среде и приспособлению к переменам в жизни.

**БОС** – технология биологической обратной связи, при которой субъекту посредством внешней цепи обратной связи, предъявляется информация о состоянии и изменении тех или иных собственных физиологических процессов. При БОС-ЭЭГ используется электроэнцефалограмма, и субъект получает данные об изменении электрической активности головного мозга.

**Нейробиоуправление (НБУ)** – это компьютерные информационно-управляющие системы, дающие возможность модификации биопотенциалов головного мозга на основе обратной связи через модулированные сенсорные воздействия, т.е. нейроинтерфейс, использующий сигналы обратной связи от биоэлектрических процессов человека, возвращая с помощью визуальной, слуховой или иной информации об этом в режиме реального времени с целью саморегуляции.

**Пластичность мозга** (нейропластичность) – способность нервной системы изменять свою структуру и функцию в ответ на опыт, обучение, адаптацию или повреждения. Это означает, что мозг может формировать новые связи между нейронами (нервными клетками), менять силу существующих связей и даже создавать новые нейроны в процессе, называемом нейрогенез. Пластичность мозга подразумевает изменения на уровне синапсов, которые являются контактами между нейронами. Способность мозга к пластичности наиболее выражена в раннем детстве, когда происходит интенсивное формирование нейронных сетей, но она сохраняется на протяжении всей жизни.

Этот процесс пластичности играет важную роль в обучении, адаптации к переменам, восстановлении после повреждений, и он оказывает влияние на различные аспекты когнитивной функции, включая память, внимание, мышление и обучение. Понимание пластичности мозга имеет значение в контексте образования, тренировок, реабилитации и лечения неврологических состояний.

**Ритмы ЭЭГ** – ЭЭГ активность, представляющая собой волны приблизительно одной постоянной частоты. Нарушение ритмичности протекания волновых процессов ЭЭГ с замещением упорядоченной синхронной волновой активности колебаниями, менее регулярными, разной частоты и меньшей амплитуды, называют десинхронизацией. Обычно выделяют несколько основных ритмов ЭЭГ:

– Дельта-ритм, волны ЭЭГ в диапазоне частот 0,5-3,5 Гц. В ЭЭГ здорового взрослого человека в состоянии бодрствования дельта-ритм может присутствовать только в очень небольшом количестве – его амплитуда не превосходит 40 мкВ (обычно около 20 мкВ). Дельта-ритм является основным ритмом медленноволнового сна.

– Тета-ритм, колебания частотой от 4 до 8 Гц, с амплитудой как правило не более 40 мкВ. Увеличение индекса тета-ритма может свидетельствовать о патологии или отражать определенные функциональные состояния, связанные со снижением уровня активности мозга.

– Альфа-ритм. К альфа-ритму относится хорошо модулированная ритмическая активность с частотой 8 до 14 Гц. Лучшее всего альфа-ритм выражен у здоровых взрослых испытуемых в состоянии спокойного бодрствования при закрытых глазах преимущественно в теменно-затылочных областях мозга. Депрессия альфа-ритма свидетельствует об общей активации коры головного мозга. Открывание глаз или умственная активность обычно сопровождаются депрессией альфа ритма.

– Бета-ритм имеет частоту колебаний 14-35 Гц. Может быть зарегистрирован в любых областях мозга, но более выражен в лобных долях. При открывании глаз, умственной работе и других раздражителях альфа-ритм быстро сменяется бета-ритмом.

– Гамма-ритм фиксируется в диапазоне от 30 Гц и выше, имеет низкую амплитуду. Выявлена связь гамма-ритма с усилением внимания, процессами перцепции, опознанием стимула, формированием образа, с процессами сознания, выполнением семантических операций.

**Транскраниальная электрическая стимуляция** – метод неинвазивной стимуляции мозга посредством слабого электрического воздействия (0,5 мА – 2 мА) на кору головного мозга. При использовании ТЭС на кожу головы помещаются два электрода, подключенных к аккумулятору. При этом один из электродов (стимулирующий) закрепляется над той или иной областью мозга, а второй (референсный) – над другой областью мозга или на другой части тела ТЭС временно и обратимо модулирует активность данной области мозга.

**Транскраниальная магнитная стимуляция** – неинвазивный метод, основанный на стимуляции нейронов головного мозга переменным магнитным полем и регистрации ответов на стимуляцию с помощью электромиографии. Его суть заключается в возникновении под действием сильного магнитного поля деполяризации мембран нервных клеток.

**Электроэнцефалограмма (ЭЭГ)** – это метод записи электрограммы спонтанной электрической активности головного мозга. Биосигналы, обнаруженные с помощью ЭЭГ, представляют собой постсинаптические потенциалы пирамидных нейронов. Обычно электроды ЭЭГ размещаются вдоль кожи головы. ЭЭГ отражает функциональную активность головного мозга.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Александров Ю.И. Основы психофизиологии. Под ред. Ю.И. Александрова. СПб.: Питер 2014; 464 с.
2. Александров Ю.И., Сварник О.Е., Знаменская И.И., Колбенева М.Г., Арутюнова К.Р., Крылов А.А., Булава А.И. Регрессия как этап развития. М.: Изд-во «Институт психологии РАН» 2017; 191 с.
3. Арьков В.В., Козловский А.П., Кузнецова Н.В., Орджоникидзе З.В. Фотостимуляция в спортивной медицине. *Лечебная физкультура и спортивная медицина* 2011; 10: 16–20.
4. Атанов М.С., Иваницкий Г.А., Иваницкий А.М. Когнитивный интерфейс мозг-компьютер и перспективы его практического использования. *Физиология человека* 2016; 42 (3): 5–11. doi: 10.7868/S0131164616030036
5. Ашанина Е.Н., Сенник М.Н. Современные исследования техник аудио-визуального воздействия (обзор отечественной и иностранной литературы за 2011–2018 г.г.). *Вестник психотерапии* 2018; 67 (72): 44–65.
6. Баарс Б., Гейдж Н. Мозг, познание, разум: введение в когнитивные нейронауки : в 2 т. Т. 1 / пер. с англ. под ред. проф. В. В. Шульговского. 5-е изд. М.: *Лаборатория знаний* 2021; 541.
7. Бакулин И.С., Пойдашева А.Г., Павлов Н.А., Супонева Н.А., Пирадов М.А., Афтанас Л.И. Транскраниальная электрическая стимуляция в улучшении функции руки при инсульте. *Успехи физиологических наук* 2019; 50(1): 90-104, doi: 10.1134/S030117981901003X.
8. Бакулин И.С., Пойдашева А.Г., Медынцев А.А., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Транскраниальная магнитная стимуляция в когнитивной нейронауке: методологические основы и безопасность. *Российский журнал когнитивной науки* 2020; 7 (3): 25–44. doi: 10.47010/20.3.2.
9. Бакулин И.С., Пойдашева А.Г., Лагода Д.Ю., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Перспективы развития терапевтической транскраниальной магнитной стимуляции. *Нервные болезни* 2021; 4: 3–10. doi: 10.24412/2226-0757-2021-12371.
10. Баландина О.В., Божкова Е.Д., Дворянинова В.В., Катунова В.В., Коновалов А.А. Коррекция школьной дезадаптации на основе междисциплинарного подхода. *Медицинский альманах* 2019; 2 (59): 24–29. doi: 10.21145/2499-9954-2019-2-24-29.
11. Белопасова А.В., Добрынина Л.А., Кадыков А.С., Бердникович Е.С., Бергельсон Г.М., Цыпуштанова М.М. Неинвазивная стимуляция мозга в реабилитации пациентов

- с постинсультной афазией. *Журн. неврол психиатр им. С.С.Корсакова* 2020; 120 (3–2): 23–28. doi: 10.17116/jnevro202012003223.
12. Берестнева О.Г., Уразаев А.М., Шевелев Г.Е. Биологические ритмы человека и их адаптационная динамика. *Совр. пробл. науки и образования* 2014; 2: 496–505.
13. Бехтерева Н.П. Предисловие. Электрическая стимуляция мозга и нервов у человека. *Л.: Наука* 1990: 5–16.
14. Бехтерева Н.П., Усов В.В. Методика прерывистой фотостимуляции в ритме собственных потенциалов мозга при регистрации ЭЭГ. *Физиол. журн. СССР* 1960; 46 (1): 108.
15. Бондарь А.Т., Ларионова А.В., Пивоварова О.В., Федотчев А.И. О реакциях нервной системы человека на комплексно-частотные световые воздействия. *Биофизика* 2004; 49 (5): 928–932.
16. Бондарь А.Т., Федотчев А.И. Еще раз о тонкой структуре альфа-ритма ЭЭГ человека: два спектральных компонента в состоянии покоя. *Физиология человека* 2001; 27(4): 15–22.
17. Брагинский М.Я., Бурыкин Ю.Г., Тараканов Д.В. Моделирование человеко-машинных систем с учётом влияния световых стимулов на человека-оператора. *Вестник кибернетики* 2016; 1: 63–73.
18. Величковский Б.М. Основы психологии познания. В 2-х т.. М.: Академия, 2006; 448.
19. Войнов В.Б. Функциональное созревание центральной нервной системы, начальная школа, дезадаптация. *Успехи физиол. наук* 2014; 45 (3): 66–78.
20. Глухова Л.Ю., Мухин К.Ю., Барлетова Е.И., Никитина М.А., Соборнова А.М., Кузьмич Г.В. и др. Физиологические феномены сна на ЭЭГ, имитирующие эпилептиформную активность. *Русский журнал детской неврологии* 2013; 8 (3): 3–14.
21. Головин М.С., Балиоз Н.В., Кривошеков С.Г., Айзман Р.И. Интеграция функциональных, психофизиологических и биохимических процессов в организме спортсменов после аудиовизуальной стимуляции. *Физиология человека* 2018; 44 (1): 64–71. doi: 10.7868/S0131164618010083.
22. Гречко А.В., Шевцова Е.Е., Ковалева Г.А., Родионова А.Д. Вариативность применения методов сенсорной стимуляции в реабилитации пациентов с минимальными проявлениями сознания. *Вестник восстановительной медицины* 2018; 2 (84): 129–135.
23. Григорьева М.В., Шамионов Р.М., Гринина Е.С., Созонник А.В., Краснова С.В. Компонентная структура академической адаптации в младшем школьном возрасте. *Перспективы науки и образования* 2021; 4 (52): 247–262. doi: 10.32744/pse.2021.4.16.

24. Джос Ю.С., Меньшикова И.А. Возможности применения нейробиоуправления для повышения функциональных способностей головного мозга (обзор). *Журн. медико-биологических исследований* 2019; 7 (3): 338–348.
25. Дик О.Е., Ноздрачев А.Д. Динамика паттернов электрической активности мозга при нарушениях его функционального состояния. *Успехи физиол. наук* 2020; 51 (2): 68–87. doi: 10.31857/S0301179820020046.
26. Добрушина О.Р., Добрынина Л.А., Арина Г.А., Кремнева Е.И., Суслина А.Д., Губанова М.В., Белопасова А.В., Солодчик П.О., Уразгильдеева Г.Р., Кротенкова М.В. Взаимосвязь интерцептивного восприятия и эмоционального интеллекта: функциональное нейровизуализационное исследование. *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П. Павлова* 2020; 70 (2): 206–216. doi: 10.31857/S0044467720020069.
27. Доскин В.А., Лаврентьева Н.А., Мирошников М.Н., Шарай В.В. Тест дифференцированной самооценки функционального состояния. *Вопросы психологии* 1973; 6: 141–145.
28. Дударев А.А., Сорокин Г.А. Актуальные проблемы гигиены труда и профессиональной патологии офисных работников. *Мед. труда и пром. экология* 2012; 4: 1–8.
29. Елфимов М.А., Котенко К.В., Корчажкина Н.Б., Филатова Е.В., Портнов В.В., Червинская А.В., Михайлова А.А. Комплементарные методы восстановительного лечения при пограничных психических расстройствах. *Мед. труда и пром. экология* 2016; 2: 1–5.
30. Ефимова В.Л. Психофизиологический подход к анализу механизмов возникновения трудностей в обучении у детей (обзор зарубежных источников). *Психология образования в поликультурном пространстве* 2020; 2 (50): 28–39. doi: 10.24888/2073-8439-2020-50-2-28-39.
31. Зайцева Н.В., Власова Е. М., Малютин Н.Н. Особенности психологического статуса работающих с компьютерной техникой. *Мед. труда и пром. экология* 2011; № 1: 14–18.
32. Земляная А.А., Радченко Г.С., Федотчев А.И. Управляемые биопотенциалами мозга пациента музыкально-терапевтические воздействия в коррекции функциональных расстройств. *Журн. неврол. психиатр. им. С.С. Корсакова* 2018; 118 (3): 103–106. doi: 10.17116/jnevro201811831103-106.
33. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей, 5-е издание. М., 2004; 360.
34. Иванова В.А., Кормушкина Е.А. Применение метода биоакустической коррекции в реабилитации детей раннего возраста с расстройствами аутистического спектра.

*Физическая и реабилитационная медицина* 2021; 3 (1): 48–53. doi: 10.26211/2658-4522-2021-3-1-48-53.

35. Иванова В.А., Кормушкина Е.А. Применение метода биоакустической коррекции в реабилитации детей раннего возраста с расстройствами аутистического спектра. *Физическая и реабилитационная медицина* 2021; 3 (1): 48–53. doi: 10.26211/2658-4522-2021-3-1-48-53.

36. Калантарова М.В., Завалий Л.Б., Борисоник Е.В., Суботич М.И., Гречко А.В., Щелкунова И.Г., Петриков С.С. Цифровые технологии в когнитивной реабилитации пациентов с очаговыми поражениями головного мозга. *Консультативная психология и психотерапия* 2020; 28 (3): 122–141. doi: 10.17759/cpp.2020280308.

37. Калинина С.А., Юшкова О.И. Влияние социально-психологических факторов на формирование профессионального стресса. *Физиол. человека* 2015; 41 (4): 44–52.

38. Калинин А.А., Винокуров А.Г., Калинин О.Н., Ильиных А.С., Бочаров А.А., Дуров А.В., Исаев Е.Н., Чупаленков С.М. Глубинная стимуляция в хирургии. *Клиническая практика* 2019; 10 (1): 63–71. doi: 10.17816/clinpract10163-71.

39. Каплан А.Я. Нейрофизиологические основания и практические реализации технологии мозг-машинных интерфейсов в неврологической реабилитации. *Физиология человека* 2016; 42 (1): 118–127.

40. Каплан А.Я. Интерфейсы мозг-искусственный интеллект: основания и перспективы. *Интеллектуальные системы. Теория и приложения* 2021; 25 (4): 36–44.

41. Каплан А.Я., Жигалов А.Ю. Динамика альфа-активности электроэнцефалографии у человека при триггерной фотостимуляции в контуре интерфейса мозг-компьютер. *Бюллетень Сибирской Медицины* 2010; 9 (2): 7–15.

42. Катаев А.А., Бахчина А.В., Полевая С.А., Федотчев А.И. Связь между субъективными и объективными оценками функционального состояния человека (апробация методики экспресс-оценки уровня стрессированности). *Вестник психофизиологии* 2017; 2: 62–68.

43. Кидалов В.Н., Хадарцев А.А., Якушина Г.Н. Саногенез и саногенные реакции эритрона. Проблемы медицины и общее представление о саногенезе. *Вестник новых мед. технологий* 2005; 12 (3–4): 5–10.

44. Ким Е.В., Федотчев А.И., Краснопольский В.И., Зуев В.М. Адаптивное биоуправление с обратной связью и возможности его использования в период беременности и при подготовке к родам. *Российский вестник акушера-гинеколога* 2004; 4 (2): 31–34.

45. Коган Б.М., Куликова Т.Г. Современные исследования низкого когнитивного темпа у детей: аналитический обзор. *Системная психология и социология* 2018; 2 (26): 47–58.
46. Колесник Н.Т. Актуализация проблемы готовности детей к школе в психологической науке и практике: теоретико-методологический дискурс. *Новое в психолого-педагогических исследованиях* 2021; 1 (61): 72–79.
47. Константинов К.В., Леонова М.Л., Мирошников Д.Б., Клименко В.М. Особенности восприятия акустического образа собственной биоэлектрической активности головного мозга. *Рос. Физиол. Журн. им. И.М.Сеченова* 2014; 100 (6): 710–721.
48. Константинов К.В., Леонова М.Л., Клименко В.М. Зависимость динамики в диапазоне тета-волн от временной задержки и уровня согласованности предъявления акустического образа собственной ЭЭГ. *Рос. Физиол. Журн. им. И.М.Сеченова* 2015; 101 (4): 381–491.
49. Королев В.А., Савченко В.В. Аудиовизуальная стимуляция как метод улучшения функционального состояния и здоровья человека (литературный обзор). *Прикладные проблемы безопасности технических и биотехнических систем* 2018; 1: 35–40.
50. Котельникова А.В., Кукшина А.А., Турова Е.А., Тихонова А.С. Бинауральные акустические биения в психологической реабилитации пациентов с нарушением двигательных функций. *Вестник восстановительной медицины* 2021; 20 (1): 60–69. doi: 10.38025/2078-1962-2021-20-1-60-69.
51. Котов С.В., Исакова Е.В., Зайцева Е.В., Егорова Ю.В. Мультиmodalная стимуляция в нейрореабилитации пациентов с постинсультными когнитивными нарушениями. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С.Корсакова* 2020; 120 (5): 125–130. doi: 10.17116/jnevro2020120051125.
52. Кривоногова Е.В., Поскотинова Л.В., Демин Д.Б. Индивидуально-типологические варианты реактивности ЭЭГ колебаний при биоуправлении параметрами ритма сердца у подростков и молодых лиц на Севере. *Журн. высш. нерв. деят. им. И.П.Павлова* 2015; 65 (2): 203–211.
53. Кропотов Ю.Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия. *Донецк: 2010; 512.*
54. Лагода Д.Ю., Добрынина Л.А., Супонева Н.А., Бакулин И.С., Пойдашева А.Г., Цыпуштанова М.М., Кадыков А.С., Пирадов М.А. Ритмическая транскраниальная магнитная стимуляция в терапии умеренных когнитивных расстройств при церебральной микроангиопатии. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии* 2021; 15 (4): 5–14. doi: 10.54101/ACEN.2021.4.1.

55. Левицкая О.С., Лебедев М.А. Интерфейс мозг-компьютер: будущее в настоящем. *Вестн. Российского гос. мед. унив.* 2016; 2: 4–16.
56. Либуркина С.П., Васильев А.Н., Яковлев Л.В., Гордлеева С.Ю., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер на основе представления движений с вибротактильной модальностью стимулов. *Журнал высшей нервной деятельности им. И.П. Павлова* 2017; 67 (4): 414–429.
57. Мокиенко О.А., Люкманов Р.Х., Черникова Л.А. и др. Интерфейс мозг-компьютер: первый опыт клинического применения в России. *Физиология человека* 2016; 42 (1): 31–39.
58. Новикова С.И. Ритмы ЭЭГ и когнитивные процессы. *Психологическая наука и образование* 2015; 4 (1): 91–108.
59. Нуйдель И.В., Колосов А.В., Демарева В.А., Яхно В.Г. Применение феноменологической математической модели для воспроизведения эффекта взаимодействия эндогенных и экзогенных осцилляций при нейробиоуправлении. *Современные технологии в медицине* 2019; 11 (1): 103–108. doi: 10.17691/stm2019.11.1.12.
60. Парин С.Б. Стресс боль и опиоиды. Об эндорфинах и не только. *Минск: Дискурс*, 2021; 208 с.
61. Парин С.Б., Ветюгов В.В., Бахчина А.В., Полевая С.А. Роль эндогенной опиоидной системы в управлении вариабельностью сердечного ритма в контексте когнитивных нагрузок разного уровня. *Современные технологии в медицине* 2014; 6 (4): 116–126.
62. Пац Н.В., Горюнова В.В. Новые подходы к профилактике переутомления у студентов с использованием аудиовизуальной стимуляции. *Здоровье человека, теория и методика физической культуры и спорта* 2018; 2 (9): 102–112.
63. Пирадов М.А., Черникова Л.А., Супонева Н.А. Пластичность мозга и современные технологии нейрореабилитации. *Вестник РАН* 2018; 4: 299–312.
64. Пойдашева А.Г., Бакулин И.С., Лагода Д.Ю., Павлова Е.Л., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Транскраниальная электрическая стимуляция постоянным током с высоким разрешением (обзор литературы). *Успехи физиологических наук* 2021; 52 (1): 3–15, doi: 10.31857/S0301179821010070.
65. Пойдашева А.Г., Бакулин И.С., Легостаева Л.А., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Метод ТМС-ЭЭГ: возможности и перспективы. *Журн. высш. нерв. деят. им. И.П.Павлова* 2019; 69 (3): 267–279. doi: 10.1134/S0044467719030092.
66. Пойдашева А.Г., Бакулин И.С., Легостаева Л.А., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Метод ТМС-ЭЭГ: возможности и перспективы. *Журн. высш. нерв. деят. им. И.П.Павлова* 2019; 69 (3): 267–279. doi: 10.1134/S0044467719030092.

67. Пойдашева А.Г., Бакулин И.С., Павлова Е.Л., Мосолов С.Н., Супонева Н.А., Пирадов М.А. Возможности применения транскраниальной электрической стимуляции постоянным током у пациентов с депрессией. *Современная терапия психических расстройств* 2020; 3: 44–56.
68. Полевая С.А. Интегративные принципы кодирования и распознавания сенсорной информации. Особенности осознания световых и звуковых сигналов в стрессовой ситуации. *Вестник Новосибирского государственного университета* 2008; 2 (2): 106–117.
69. Полевая С.А. Интеграция эндогенных факторов в систему обработки экстероцептивных сигналов. Диссертация на соискание ученой степени доктора биологических наук. *Нижний Новгород* 2009: 509 с.
70. Полевая С.А., Еремин Е.В., Буланов Н.А., Бахчина А.В., Ковальчук А.В., Парин С.Б. Событийно-связанная телеметрия ритма сердца для персонифицированного дистанционного мониторинга когнитивных функций и стресса в условиях естественной деятельности. *Современные технологии в медицине* 2019; 11 (1): 1009–1015.
71. Полевая С.А., Парин С.Б., Федотчев А.И. Сочетание ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляции с резонансным сканированием в коррекции стрессиндуцированных состояний и когнитивной реабилитации студентов университета. *Бюллетень экспериментальной биологии и медицины* 2023; 175 (6): 710–714.
72. Попыванова А.В., Корякина М.А., Помелова Е.Д., Илюкина Н.А., Агранович О.Е., Шестакова А.Н., Благовещенский Е.Д. Возможность повышения эффективности коррекции двигательных навыков и когнитивных функций с помощью неинвазивной стимуляции мозга у человека. *Журн. высш. нерв. деят. им. И.П.Павлова* 2022; 72 (5): 623–642. doi: 10.31857/S0044467722050136.
73. Романчук Р.П., Романчук П.И. Нейрофизиология и нейрореабилитация когнитивных нарушений и расстройств. *Бюллетень науки и практики* 2019; 5 (11): 176–196.
74. Савчук Л.В., Полевая С.А., Парин С.Б., Бондарь А.Т., Федотчев А.И. Резонансное сканирование и анализ ЭЭГ при определении зрелости корковой ритмики у младших школьников. *Биофизика* 2022; 67 (2): 354–361. doi: 10.31857/S0006302922020181.
75. Святогор И.А., Дик О.Е., Ноздрачев А.Д., Гусева Н.Л. Анализ изменений ЭЭГ в ответ на ритмическую фотостимуляцию при различных нарушениях функционального состояния ЦНС. *Физиология человека* 2015; 41 (3): 41–48.
76. Секирин А.Б., Майбродская А.Е. Перспективы использования акустических бинауральных биений в терапии психосоматических заболеваний. *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований* 2019; 12: 105–109.

77. Смирнова Е.Ю., Зайцев А.В. Применение оптогенетических методов для изучения и подавления эпилептической активности (обзор). *Рос. физиол. журн. им. И.М.Сеченова* 2018; 104 (6): 620–629. doi: 10.7868/S0869813918060011.
78. Столбков Ю.К., Герасименко Ю.П. Нейромодуляция моторных функций с помощью неинвазивных церебеллярной и спинальной стимуляций постоянным током. *Успехи физиол. наук.* 2021; 52 (2): 21–38. doi: 10.31857/S0301179821020089.
79. Столбков Ю.К., Мошонкина Т.Р., Орлов И.В., Козловская И.Б., Герасименко Ю.П. Воображаемые движения как средство совершенствования и реабилитации моторных функций. *Успехи физиол. наук* 2019; 49 (2): 45–59.
80. Сысоев В.Н., Чебыкина А.В., Душкина М.А., Дергачев В.Б. Оценка эффективности использования однократного сеанса аудиовизуальной стимуляции для коррекции функционального состояния организма. *Вестник Российской военно-медицинской академии* 2018; 3 (63): 128–132.
81. Туровский Я.А., Кургалин С.Д. и др. Моделирование формирования устойчивых зрительных ВП при разных частотах фотостимуляции. *Биофизика* 2015; 60 (3): 547.
82. Федотчев А.И. Эндогенные ритмы организма как фактор модуляции параметров стимуляции. *Биофизика* 1996; 41 (3): 718–722.
83. Федотчев А.И. Анализ резонансных ЭЭГ реакций при оценке эффективности сенсорных воздействий. *Физиология человека* 1997; 23 (4): 117–123.
84. Федотчев А.И. Фотоиндуцированные резонансные явления в ЭЭГ человека как функция частоты, интенсивности и длительности стимуляции. *Биофизика* 2001; 46 (1): 112–117.
85. Федотчев А.И. Стресс, его последствия для человека и современные нелекарственные подходы к их устранению. *Успехи физиологических наук* 2009; 40 (1): 102–115.
86. Федотчев А.И. Эффекты фотостимуляции, управляемой ЭЭГ человека. *Биофизика* 2019; 64 (2): 358–361. doi:10.1134/S0006302919020157.
87. Федотчев А.И. Музыкально-компьютерные технологии в разработке методов коррекции стресс-индуцированных состояний человека. *Проблемы музыкальной науки* 2020; 3: 24-29. doi: 10.17691/stm2020.12.4.03.
88. Федотчев А.И. Коррекция стресс-индуцированных состояний сенсорными воздействиями, автоматически модулируемыми эндогенными ритмами человека. *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 2022; 72 (1): 3–10. doi: 10.31857/S0044467721060034.
89. Федотчев А.И. Технологии адаптивной нейростимуляции с обратной связью в когнитивной реабилитации специалиста. *Современные Технологии в Медицине* 2022; 14 (4): 34–42. doi: 10.17691/stm2022.14.4.04.

90. Федотчев А.И., Бондарь А.Т. Метод двойной обратной связи от ЭЭГ осцилляторов пациента для коррекции стресс-вызванных функциональных расстройств. *Журн. выш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 2008; 58 (2): 210–215.
91. Федотчев А.И., Бондарь А.Т. Метод двойной обратной связи от ЭЭГ осцилляторов пациента для коррекции стресс-вызванных функциональных расстройств *Журн. выш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 2008; 58 (3): 376–381.
92. Федотчев А.И., Бондарь А.Т. Адаптивная нейростимуляция, модулируемая собственными ритмическими процессами человека, в коррекции функциональных расстройств. *Физиология человека* 2022; 48 (1): 124–129. doi: 10.31857/S0131164622010052.
93. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Акоев И.Г. Резонансные ЭЭГ реакции человека при ритмических световых воздействиях разной интенсивности и частоты. *Журн. выш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 2001; 51 (1): 17–23.
94. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Бахчина А.В., Григорьева В.Н., Катаев А.А., Парин С.Б., Радченко Г.С., Полевая С.А. Трансформация ЭЭГ-осцилляторов пациента в музыкоподобные сигналы при коррекции стресс-индуцированных функциональных состояний. *Современные технологии в медицине* 2016; 8 (1): 93–98.
95. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Бахчина А.В., Парин С.Б., Полевая С.А., Радченко Г.С. Эффекты музыкально-акустических воздействий, управляемых ЭЭГ осцилляторами субъекта. *Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова* 2015; 101 (8): 970–977.
96. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Бахчина А.В., Парин С.Б., Полевая С.А., Радченко Г.С. Музыкально-акустические воздействия, управляемые биопотенциалами мозга, в коррекции неблагоприятных функциональных состояний. *Успехи физиологических наук* 2016; 47 (1): 69–79.
97. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Маевский А.А., Якупова Л.П. Резонансные ЭЭГ реакции при ритмической фотостимуляции и изменения функционального состояния. *Журн. выш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 1996; 46 (3): 447–455.
98. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Семенов В.С. Обезболивающая электростимуляция, управляемая дыханием пациента. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника* 2008; 1–2: 10–18.
99. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Семёнов В.С. Нелекарственная коррекция функциональных расстройств у человека. Принцип двойной обратной связи от ЭЭГ осцилляторов пациента. *Saarbrücken: LAP Lambert Academic Publishing, 2010. 79 с.*

100. Федотчев А.И., Бондарь А.Т., Семёнов В.С. Эффективность фотостимуляции, автоматически формируемой на основе ЭЭГ субъекта, снижается при отставлении обратной связи. *Физиология человека* 2016; 42 (4): 38–42. doi: 10.1134/S0362119716030087.
101. Федотчев А.И., Земляная А.А., Парин С.Б., Полевая С.А., Силантьева О.М. Когнитивная реабилитация пожилых людей с помощью музыкального нейроинтерфейса. *Профилактическая медицина* 2020; 23 (2): 42–46. doi: 10.17116/profmed20202302142.
102. Федотчев А.И., Земляная А.А., Полевая С.А., Савчук Л.В. Синдром дефицита внимания с гиперактивностью и современные возможности его лечения методом нейробиоуправления. *Журн. неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова* 2016; 16 (5): 98–101.
103. Федотчев А.И., Журавлев Г.И., Ексина К.И., Силантьева О.М., Полевая С.А. Оценка эффективности музыкального ЭЭГ нейроинтерфейса с дополнительным контуром управления от сердечного ритма. *Рос. Физиол. Журн. им. И.М.Сеченова* 2018; 104 (1): 122–128.
104. Федотчев А.И., Земляная А.А., Савчук Л.В., Полевая С.А. Нейроинтерфейс с двойной обратной связью от ЭЭГ в коррекции стресс-вызванных расстройств. *Современные технологии в медицине* 2019; 11 (1): 150–154. doi: 10.17691/stm2019.11.1.17.
105. Федотчев А.И., Земляная А.А. Зависящая от состояния мозга неинвазивная нейростимуляция с обратной связью от ЭЭГ: достижения и перспективы. *Совр. Технол. Мед.* 2023; 15 (5): 33–43. doi: 10.17691/stm2023.15.5.04.
106. Федотчев А.И., Ким Е.В. Нелекарственная коррекция функциональных расстройств при беременности методом биоуправления с обратной связью по ЭЭГ. *Физиология человека* 2006; 32 (6): 28–32.
107. Федотчев А.И., Ким Е.В. Особенности лечебных сеансов биоуправления с обратной связью по ЭЭГ при нормальном и отягощенном протекании беременности. *Журн. выш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 2009; 59 (4): 421–428.
108. Федотчев А.И., Крук В.М., Семикин Г.И. Функциональная надежность специалиста: современные риски и возможности их устранения. *Успехи физиол. наук* 2019; 50 (3): 92–102.. doi: 10.1134/S0301179819030044.
109. Федотчев А.И., О Сан Чжун, Семикин Г.И. Сочетание технологии ЭЭГ биоуправления с музыкальной терапией для эффективной коррекции стресс-вызванных расстройств. *Современные технологии в медицине* 2014; 6 (3): 60–63.
110. Федотчев А.И., Парин С.Б., Полевая С.А. Нейроинтерфейсы, управляемые биопотенциалами мозга и сердца, в коррекции стресс-вызванных расстройств. *Вестник РФФИ. Общественные и гуманитарные науки* 2019; 1: 144–152. doi: 10.22204/2587-8956-2019-094-01-144-152.

111. Федотчев А.И., Парин С.Б., Полевая С.А. Нейроинтерфейсы на основе эндогенных ритмов организма для оптимизации функционального состояния человека и его когнитивной реабилитации. *Успехи физиол. наук* 2021; 52 (2): 83–92. doi: 10.31857/S030117982102003X.
112. Федотчев А.И., Парин С.Б., Громов К.Н., Савчук Л.В., Полевая С.А. Комплексная обратная связь от биопотенциалов мозга и сердца в коррекции стресс-индуцированных состояний. *Журн. высш. нервн. деят. им. И.П.Павлова* 2019; 69 (2): 187–193. doi: 10.1134/S0044467719020059.
113. Федотчев А.И., Парин С.Б., Савчук Л.В., Полевая С.А. Механизмы светомузыкальной стимуляции, управляемой собственными или чужими биопотенциалами мозга и сердца. *Современные технологии в медицине* 2020; 12 (4): 23–29.
114. Федотчев А.И., Парин С.Б., Полевая С.А. Принцип замкнутой петли обратной связи от эндогенных ритмов человека в современных технологиях нейробиоуправления и адаптивной нейростимуляции. *Биофизика* 2021; 66 (2): 408–411. doi: 10.31857/S0006302921010216.
115. Федотчев А.И., Парин С.Б., Полевая С.А., Великова С.Д. Технологии «интерфейс мозг-компьютер» и нейробиоуправление: современное состояние, проблемы и возможности клинического применения. *Современные технологии в медицине* 2017; 9 (1): 175–184.
116. Федотчев А.И., Парин С.Б., Полевая С.А., Земляная А.А. Эффекты аудио-визуальной стимуляции, автоматически управляемой биопотенциалами мозга и сердца человека. *Физиология человека* 2019; 45 (5): 75–79.
117. Федотчев А.И., Полевая С.А., Земляная А.А. Музыкальный нейроинтерфейс для устранения стресс-индуцированных рисков надежности специалиста. *Медицина труда и промышленная экология* 2018; 3: 19–21.
118. Федотчев А.И., Полевая С.А., Парин С.Б. эффективность ЭЭГ-управляемой адаптивной нейростимуляции увеличивается при оптимизации параметров предшествующего резонансного сканирования. *Физиология человека* 2023; 49 (5): 17–24.
119. Федотчев А.И., Радченко Г.С. Музыкальная терапия и музыка мозга: состояние, проблемы и перспективы исследований. *Успехи физиол. наук* 2013; 44 (4): 34–48.
120. Фролов А.А., Гусек Д., Сильченко А.В., Тингера Я., Рыдло Я. Изменения гемодинамической активности мозга при воображении движений в результате тренировки испытуемых на управление интерфейсом мозг-компьютер. *Физиология человека* 2016; 42 (1): 5–16.

121. Фролов А.А., Мокиенко О.А., Люкманов Р.Х. и др. Предварительные результаты контролируемого исследования эффективности технологии ИМК-экзоскелет при постинсультном парезе руки. *Вестник Российского гос. мед.унив* 2016; 2: 17–25.
122. Хохлов Н.А., Словенко Е.Д. Нейропсихологические предикторы школьной неуспеваемости. *Вестник Московского Университета. Серия 14. Психология* 2020; 3: 291–313. doi: 10.11621/vsp.2020.03.13.
123. Хрулев А.Е., Курятникова К.М., Белова А.Н., Попова П.С., Хрулев С.Е. Современные технологии реабилитации пациентов с двигательными нарушениями в раннем восстановительном периоде мозгового инсульта (обзор). *Современные технологии в медицине* 2022; 14 (6): 64–78. doi: 10.17691/stm2022.14.6.07.
124. Шупарджан С.В. Руководство по музыкальной терапии. М.: Медицина 2005: 450 с.
125. Щегольков А.М., Алехнович А.В., Тимергазина Э.З., Дыбов М.Д., Массальский Р.И. Влияние биоакустической коррекции на процесс медицинской реабилитации больных с последствиями переходящих цереброваскулярных нарушений (обзор). *Госпитальная медицина: наука и практика* 2022; 5 (4): 46–49. doi: 10.34852/GM3CVKG.2022.17.46.009.
126. Юшкова О.И., Порошенко А.С., Капустина А.В., Калинина С.А., Ониани Х.Т. Профилактика неблагоприятного влияния трудовой деятельности на функциональное состояние работников умственного труда. *Мед. труда и пром. экология* 2012; 4: 13–19.
127. Яковлев Н.М., Косицкая З.В., Клименко В.М., Непрялова Н.Е., Константинов К.В. Снижение выраженности аффективных расстройств у больных с дебютом шизофрении методом биоакустической коррекции. *Журн. неврол. психиатр. им. С.С. Корсакова* 2011; 111 (12): 32–35.
128. Ясюкова Л.А. Методика определения готовности к школе: прогноз и профилактика проблем обучения в начальной школе: методическое пособие. СПб: ИМАТОН 2006: 204 с.
129. Яценко М.В., Кайгородова Н.З. Влияние цветофотостимуляции на координацию движений. *Мир науки* 2017; 5 (1) 1–8.
130. Abiri R., Borhani S., Sellers E.W., Jiang Y., Zhao X. A comprehensive review of EEG-based brain-computer interface paradigms. *J. Neural Eng.* 2019; 16 (1): 011001.
131. Alkoby O., Abu-Rmileh A., Shriki O., Todder D. Can we predict who will respond to neurofeedback? A review of the inefficacy problem and existing predictors for successful EEG neurofeedback learning. *Neuroscience* 2018; 378: 155–164. doi: 10.1016/j.neuroscience.2016.12.050.

132. Amiri M., Nazari S., Jafari A.H., Makkiabadi B. A new full closed-loop brain-machine interface approach based on neural activity: A study based on modeling and experimental studies. *Heliyon* 2023; 9 (3): e13766. doi: 10.1016/j.heliyon.2023.e13766.
133. An Q., Yin Z., Ma R. et al. Adaptive deep brain stimulation for Parkinson's disease: looking back at the past decade on motor outcomes. *J. Neurol.* 2023; 270 (3): 1371–1387. doi: 10.1007/s00415-022-11495-z.
134. Antal A., Luber B., Brem A.K. et al. Non-invasive brain stimulation and neuroenhancement. *Clin. Neurophysiol. Pract.* 2022; 7: 146–165. doi: 10.1016/j.cnp.2022.05.002.
135. Arlotti M., Rosa M., Marceglia S., Barbieri .S, Priori A. The adaptive deep brain stimulation challenge. *Parkinsonism. Relat. Disord.* 2016; 28: 12–17. doi: 10.1016/j.parkreldis.2016.03.020.
136. Babkina N. Experimental Research into Conscious Self-Regulation in First-Graders with Developmental Delay. *Behav. Sci. (Basel)* 2019; 9 (12): 158. doi: 10.3390/bs9120158.
137. Baltus A., Herrmann C.S. The importance of individual frequencies of endogenous brain oscillations for auditory cognition – A short review. *Brain Res.* 2016; 1640. Pt.B.P.: 243–250.
138. Barnes C.M., Guarana C., Lee J., Kaur E. Using wearable technology (closed loop acoustic stimulation) to improve sleep quality and work outcomes. *J. Appl. Psychol.* 2023; doi: 10.1037/apl0001077.
139. Bazanova O.M., Auer T., Sapina E.A. On the Efficiency of Individualized Theta/Beta Ratio Neurofeedback Combined with Forehead EMG Training in ADHD Children. *Front. Hum. Neurosci.* 2018; 12 (3): doi: 10.3389/fnhum.2018.00003
140. Begemann M.J., Brand B.A., Ćurčić-Blake B., Aleman A., Sommer I.E. Efficacy of non-invasive brain stimulation on cognitive functioning in brain disorders: a meta-analysis. *Psychol. Med.* 2020; 50 (15): 2465–2486. doi: 10.1017/S0033291720003670.
141. Belkacem A.N., Jamil N., Khalid S., Alnajjar F. On closed-loop brain stimulation systems for improving the quality of life of patients with neurological disorders. *Front. Hum. Neurosci.* 2023; 17: 1085173. doi: 10.3389/fnhum.2023.1085173.
142. Bello U.M., Wang J., Park A.S.Y., Tan K.W.S., Cheung B.W.S., Thompson B., Cheong A.M.Y. Can visual cortex non-invasive brain stimulation improve normal visual function? A systematic review and meta-analysis. *Front. Neurosci.* 2023; 17: 1119200. doi: 10.3389/fnins.2023.1119200.
143. Bergmann T.O. Brain State-Dependent Brain Stimulation. *Front. Psychol.* 2018; 9: 2108. doi: 10.3389/fpsyg.2018.02108.

144. Bhattacharya A., Mrudula K., Sreepada S.S., Sathyaprabha T.N., Pal P.K., Chen R., Udupa K. An Overview of Noninvasive Brain Stimulation: Basic Principles and Clinical Applications. *Can. J. Neurol. Sci.* 2022; 49 (4): 479–492. doi: 10.1017/cjn.2021.158.
145. Bigoni C., Cadic-Melchior A., Morishita T., Hummel F.C. Optimization of phase prediction for brain-state dependent stimulation: a grid-search approach. *J. Neural. Eng.* 2023; 20 (1). doi: 10.1088/1741-2552/acb1d8.
146. Bjekić J., Paunovic D., Živanović M, Stanković M., Griskova-Bulanova I., Filipović S.R. Determining the Individual Theta Frequency for Associative Memory Targeted Personalized Transcranial Brain Stimulation. *J. Pers. Med.* 2022; 12 (9): 1367. doi: 10.3390/jpm12091367.
147. Blum J., Rockstroh C., Göritz A.S. Development and Pilot Test of a Virtual Reality Respiratory Biofeedback Approach. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2020; 2 doi: 10.1007/s10484-020-09468-x.
148. Bogolepova A.N., Levin O.S. Cognitive rehabilitation of patients with focal brain damage. *S.S. Korsakov Journal of Neurology and Psychiatry* 2020; 120 (4):115–122. doi: 10.17116/jnevro2020120041115.
149. Bozarth X.L., McGuire J., Novotny E. Current Status of Continuous Electroencephalographic Monitoring in Critically Ill Children. *Pediatr. Neurol.* 2019; 101: 11–17. doi: 10.1016/j.pediatrneurol.2019.07.012.
150. Bradley C., Nydam A.S., Dux P.E., Mattingley J.B. State-dependent effects of neural stimulation on brain function and cognition. *Nat. Rev. Neurosci.* 2022; 23 (8): 459–475. doi: 10.1038/s41583-022-00598-1.
151. Buchanan D.M., Robaey P., D'Angiulli A. What Do We Know about Transcranial Direct Current Stimulation for Major Depression? *Brain Sci.* 2020; 10 (8): 480. doi: 10.3390/brainsci10080480.
152. Burke M.J., Fried P.J., Pascual-Leone A. Transcranial magnetic stimulation: Neurophysiological and clinical applications. *Handb. Clin. Neurol.* 2019; 163: 73–92. doi: 10.1016/B978-0-12-804281-6.00005-7.
153. Can Y.S., Iles-Smith H., Chalabianloo N., Ekiz D., Fernández-Álvarez J., Repetto C., Riva G., Ersoy C. How to Relax in Stressful Situations: A Smart Stress Reduction System. *Healthcare (Basel)* 2020; 8 (2): E100:doi: 10.3390/healthcare8020100.
154. Cernes R., Zimlichman R. RESPeRATE: the role of paced breathing in hypertension treatment. *J. Am. Soc. Hypertens.* 2015; 9 (1): 38–47. doi: 10.1016/j.jash.2014.10.002

155. Chai R., Naik G.R., Ling S.H., Nguyen H.T. Hybrid brain-computer interface for biomedical cyber-physical system application using wireless embedded EEG systems. *Biomed. Eng. Online*. 2017; 16 (1): 5. doi: 10.1186/s12938-016-0303-x
156. Chandrabhatla A.S., Pomeranec I.J., Horgan T.M., Wat E.K., Ksendzovsky A. Landscape and future directions of machine learning applications in closed-loop brain stimulation. *NPJ Digit. Med.* 2023; 6 (1): 79. doi: 10.1038/s41746-023-00779-x.
157. Chaudhary U., Xia B., Silvoni S., Cohen L.G., Birbaumer N. Brain-Computer Interface-Based Communication in the Completely Locked-In State. *PLoS Biol.* 2017; 15 (1): e1002593. doi: 10.1371/journal.pbio.1002593
158. Cheon E.J., Koo B.H., Choi J.H. The Efficacy of Neurofeedback in Patients with Major Depressive Disorder: An Open Labeled Prospective Study. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2016; 41 (1): 103–110. doi: 10.1007/s10484-015-9315-8
159. Cheung S., Han E., Kushki A., Anagnostou E., Biddiss E. Biomusic: An Auditory Interface for Detecting Physiological Indicators of Anxiety in Children. *Front. Neurosci.* 2016; 10: 401 doi: 10.3389/fnins.2016.00401.
160. Chino T., Kinoshita S., Abo M. Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation and Rehabilitation Therapy for Upper Limb Hemiparesis in Stroke Patients: A Narrative Review. *Prog. Rehabil. Med.* 2023; 8: 20230005. doi: 10.2490/prm.20230005.
161. Choi J., Kwon M., Jun S.C. A Systematic Review of Closed-Loop Feedback Techniques in Sleep Studies-Related Issues and Future Directions. *Sensors (Basel)* 2020; 20 (10): E2770. doi: 10.3390/s20102770.
162. Clamor A., Koenig J., Thayer J.F., Lincoln T.M. A randomized-controlled trial of heart rate variability biofeedback for psychotic symptoms. *Behav. Res. Ther.* 2016; 87: 207–215. doi: 10.1016/j.brat.2016.10.003
163. Clarke A.R., Barry R.J., Johnstone S. Resting state EEG power research in Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder: A review update. *Clin. Neurophysiol.* 2020; 131 (7): 1463–1479. doi: 10.1016/j.clinph.2020.03.029.
164. Coelli S., Tacchino G., Visani E., Panzica F., Franceschetti S., Bianchi A.M. Higher order spectral analysis of scalp EEG activity reveals non-linear behavior during rhythmic visual stimulation. *J. Neural. Eng.* 2019; 16 (5): 056028. doi: 10.1088/1741-2552/ab296e.
165. Coben R., Linden M., Myers T.E. Neurofeedback for autistic spectrum disorder: A review of the literature. *Applied Psychophysiological and Biofeedback* 2010; 35 (1): 83–105.
166. Dal Cason D.L. Ergonomic principles and tools for best interdisciplinary psycho-physical stress prevention. *Work* 2012; 41 (1): 3920–3922. doi: 10.3233/WOR–2012–0062–3920.

167. De Bock R., Mackintosh A.J., Maier F., Borgwardt S., Riecher-Rössler A., Andreou C. EEG microstates as biomarker for psychosis in ultra-high-risk patients. *Transl. Psychiatry* 2020; 10 (1): 300. doi: 10.1038/s41398-020-00963-7.
168. De Divitiis E. The magical power of music. *World Neurosurg.* 2010; 73 (5): 454–455.
169. De Luca R., Pollicino P., Rifici C., de Cola C., Billeri L., Marino S., Trifirò S., Fiumara E., Randazzo M., Bramanti P., Torrisi M. Improving motor and cognitive recovery following severe traumatic brain injury using advanced emotional audio-video stimulation: Lessons from a case report. *Medicine (Baltimore)* 2021; 100 (31): e26685. doi: 10.1097/MD.00000000000026685.
170. De Ridder D., Maciaczyk J., Vanneste S. The future of neuromodulation: smart neuromodulation. *Expert. Rev. Med. Devices* 2021; 18 (4): 307–317. doi: 10.1080/17434440.2021.1909470.
171. De VicoFallani F., Bassett D.S. Network neuroscience for optimizing brain-computer interfaces. *Phys. Life Rev.* 2019; 31: 304–309. doi: 10.1016/j.plrev.2018.10.001
172. Debellemanière E., Pinaud C., Schneider J., Arnal P.J., Casson A.J., Chennaoui M., Galtier M., Navarrete M., Lewis P.A. Optimising sounds for the driving of sleep oscillations by closed-loop auditory stimulation. *J Sleep Res.* 2022; 31 (6): e13676. doi: 10.1111/jsr.13676.
173. Denison T., Morrell M.J. Neuromodulation in 2035: The Neurology Future Forecasting Series. *Neurology* 2022; 98 (2): 65–72. doi: 10.1212/WNL.00000000000013061.
174. Deschodt-Arsac V., Lalanne R., Spiluttini B., Bertin C., Arsac L.M. Effects of heart rate variability biofeedback training in athletes exposed to stress of university examinations. *PLoS One.* 2018; 13 (7): e0201388. doi: 10.1371/journal.pone.0201388.
175. Dessy E., Mairesse O., van Puyvelde M., Cortoos A., Neyt X., Pattyn N. Train Your Brain? Can We Really Selectively Train Specific EEG Frequencies With Neurofeedback Training. *Front. Hum. Neurosci.* 2020; 14: 22. doi: 10.3389/fnhum.2020.00022.
176. Deuel T.A., Pampin J., Sundstrom J., Darvas F. The Encephalophone: A Novel Musical Biofeedback Device using Conscious Control of Electroencephalogram (EEG). *Front Hum. Neurosci.* 2017; 11: 213. doi: 10.3389/fnhum.2017.00213.
177. Dillon A., Kelly M., Robertson I.H., Robertson D.A. Smartphone Applications Utilizing Biofeedback Can Aid Stress Reduction. *Front. Psychol.* 2016; 7: 832. doi: 10.3389/fpsyg.2016.00832
178. Ding Z., Wang Y., Li J., Li X. Closed-loop TMS-EEG reactivity with occipital alpha-phase synchronized. *J. Neural. Eng.* 2022; 19(5). doi: 10.1088/1741-2552/ac9432. doi: 10.17816/clinpract10163-71.]

179. Draaisma L.R., Wessel M.J., Hummel F.C. Non-invasive brain stimulation to enhance cognitive rehabilitation after stroke. *Neurosci. Lett.* 2020; 719: 133678. doi: 10.1016/j.neulet.2018.06.047.
180. Eddie D., Vaschillo E., Vaschillo B., Lehrer P. Heart rate variability biofeedback: Theoretical basis, delivery, and its potential for the treatment of substance use disorders // *Addict. Res. Theory.* 2015; 23 (4): 266–272. doi: 10.3109/16066359.2015.1011625
181. Edwards C.A., Kouzani A., Lee K.H., Ross E.K. Neurostimulation Devices for the Treatment of Neurologic Disorders. *Mayo Clin Proc.* 2017; 92 (9): 1427–1444. doi: 10.1016/j.mayocp.2017.05.005.
182. Ehrlich S.K., Agres K.R., Guan C., Cheng G. A closed-loop, music-based brain-computer interface for emotion mediation. *PLoS One.* 2019; 14 (3): e0213516. doi: 10.1371/journal.pone.0213516.
183. Enriquez-Geppert S., Huster R.J., Herrmann C.S. EEG- Neurofeedback as a Tool to Modulate Cognition and Behavior: A Review Tutorial. *Front. Hum. Neurosci.* 2017; 11: 51. doi: 10.3389/fnhum.2017.00051
184. Faller J., Doose J., Sun X. et al. Daily prefrontal closed-loop repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) produces progressive EEG quasi-alpha phase entrainment in depressed adults. *Brain. Stimul.* 2022; 15 (2): 458–471. doi: 10.1016/j.brs.2022.02.008.
185. Fang H., Yang Y. Designing and validating a robust adaptive neuromodulation algorithm for closed-loop control of brain states. *J. Neural. Eng.* 2022; 19 (3). doi: 10.1088/1741-2552/ac7005.
186. Farkhondeh T.N.F., Heysiattalab S., Ramanathan D.S., Raoufy M.R., Nazari M.A. Closed-loop Modulation of the Self-regulating Brain: A Review on Approaches, Emerging Paradigms, and Experimental Designs. *Neuroscience* 2022; 483: 104–126. doi: 10.1016/j.neuroscience.2021.12.004.
187. Fazekas C., Leitner A., Pieringer W. Health, self-regulation of bodily signals and intelligence: review and hypothesis. *Wien Klin. Wochenschr.* 2010; 122 (23–24): 660–665.
188. Fedotchev A.I. Endogenous body rhythms as a modulating factor for parameters of stimulation. *Biophysics* 1996; 41 (3): 718–22.
189. Fedotchev A.I. Stress coping via musical neurofeedback. *Advances in Mind-Body Medicine* 2018; 32 (2): 22–25.
190. Fedotchev A.I. Human Electroencephalogram-Controlled Effects of Photostimulation. *Biophysics* 2019; 64 (2): 358–361. doi:10.1134/S0006302919020157.

191. Fedotchev A.I. Correction of Stress-Induced States Using Sensory Stimulation Automatically Modulated by Endogenous Human Rhythms. *Neurosci. Behav. Physiol.* 2022; 52 (6): 947–952. doi: 10.1007/s11055-022-01322-3.
192. Fedotchev A.I. Closed-Loop Adaptive Neurostimulation Technologies in Cognitive Rehabilitation of High-Tech Specialists. *Sovrem. Tehnol. Med.* 2022; 14 (4):34–40. doi: 10.17691/stm2022.14.4.04.
193. Fedotchev A.I., Bondar A.T., Konovalov V.F. Stability of resonance EEG reactions to flickering light in humans. *Int.J.Psychophysiol.* 1990; 9 (2): 189–193.
194. Fedotchev A.I., Bondar A.T. Adaptive neurostimulation, modulated by subject's own rhythmic processes, in the correction of functional disorders. *Human Physiology* 2022; 48 (1): 108–112.
195. Fedotchev A.I., Bondar' A.T., Bakhchina A.V., Parin S.B., Polevaya S.A., Radchenko G.S. Effects of Musical Acoustic Signals Controlled by the Subject's EEG Oscillators. *NeurosciBehav Physiology* 2017; 47 (1): 47–51. doi: 10.1007/s11055-016-0365-z.
196. Fedotchev A.I., Bondar A.T., Konovalov V.F. Stability of resonance EEG reactions to flickering light in humans. *Int.J.Psychophysiol.* 1990; 9 (2): 189–193.
197. Fedotchev A.I., Kruk V.M., Oh S.J., Semikin G.I. Eliminating the Risks of Specialist Functional Reliability via Utilization of Forward and Backward Links in the Man-Machine Systems. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2018; 68: 256–259. doi: 10.1016/j.ergon.2018.08.004.
198. Fedotchev A.I., Parin S.B., Polevaya S.A. Adaptive neurostimulation methods in correcting posttraumatic stress disorder and professional burnout syndrome. *Opera Medica et Physiologica* 2021; 8 (2): 68–74. doi: 10.24412/2500-2295-2021-2-68-74.
199. Fedotchev A.I., Parin S.B., Polevaya S.A. The principle of a closed feedback loop of human endogenous rhythms in modern neurofeedback and adaptive neurostimulation technologies. *Biophysics* 2021; 66 (2): 359–361.
200. Fedotchev A.I., Parin S.B., Polevaya S.A., Zemlianaia A.A. Effects of Audio–Visual Stimulation Automatically Controlled by the Bioelectric Potentials from Human Brain and Heart. *HumanPhysiology* 2019; 45 (5): 523–526. doi: 10.1134/S0362119719050025.
201. Fedotchev A.I., Parin S.B., Polevaya S.A., Zemlianaia A.A. Human body rhythms in the development of non-invasive methods of closed-loop adaptive neurostimulation. *Journal of Personalized Medicine* 2021; 11 (5): 437. doi: 10.3390/jpm11050437.
202. Fedotchev A.I., Parin S.B., Polevaya S.A. Neural interfaces based on endogenous body rhythms for optimization of the functional state of humans and cognitive rehabilitation. *Neuroscience and Behavioral Physiology.* 2022. T. 52. №4. C. 591–597.

203. Fedotchev A., Parin S., Polevaya S. Resonance scanning as an efficiency enhancer for EEG-guided adaptive neurostimulation. *Life* 2023; 13 (620): 1–9. doi: 10.3390/life13030620.
204. Fedotchev A., Parin S., Polevaya S., Zemlianaia A. EEG-based musical neurointerfaces in the correction of stress-induced states. *Brain Comput. Interfaces* 2022;9: 1–6. doi: 10.1080/2326263X2021.1964874.
205. Fedotchev A., Radchenko G., Zemlianaia A. On one approach to health protection: Music of the brain. *J. Integ.r Neurosci.* 2018; 17 (3–4): 309-315. doi: 10.3233/JIN-170053.
206. Fedotchev A.I., Zemlyanaya A.A., Parin S.B., Polevaya S.A., Silanteva O.M. Cognitive rehabilitation of elderly patients using the musical neurointerface. *The Russian Journal of Preventive Medicine* 2020; 23 (2): 42–46. doi:10.17116/profmed20202302142.
207. Fedotchev A.I., Zemlyanaya A.A., Savchuk L.V., Polevaya S.A. Neurointerface with Double Feedback from Subject's EEG for Correction of Stress-induced States. *Sovrem. Tehnol. Med.* 2019; 11 (1): 150–154. doi: 10.17691/stm2019.11.1.17.
208. Figeo M., Riva-Posse P., Choi K.S., Bederson L., Mayberg H.S., Kopell B.H. Deep Brain Stimulation for Depression. *Neurotherapeutics* 2022; 19 (4): 1229–1245. doi: 10.1007/s13311-022-01270-3.
209. Figeo M., Mayberg H. The future of personalized brain stimulation. *Nat. Med.* 2021; 27 (2): 196–197. doi: 10.1038/s41591-021-01243-7.
210. Fisicaro F., Lanza G., Bella R., Pennisi M. "Self-Neuroenhancement": The Last Frontier of Noninvasive Brain Stimulation? *J Clin Neurol.* 2020; 16 (1): 158–159. doi: 10.3988/jcn.2020.16.1.158.
211. Földi T., Lőrincz M.L., Berényi A. Temporally Targeted Interactions With Pathologic Oscillations as Therapeutical Targets in Epilepsy and Beyond. *Front. Neural. Circuits* 2021; 15: 784085. doi: 10.3389/fncir.2021.784085.
212. Frederick J.A. Psychophysics of EEG alpha state discrimination. *Conscious Cogn.* 2012; 21 (3): 1345–1354. doi: 10.1016/j.concog.2012.06.009.
213. Frederick J.A., Heim A.S., Dunn K.N., Powers C.D., Klein C.J. Generalization of skills between operant control and discrimination of EEG alpha. *Conscious Cogn.* 2016; 45: 226–234. doi: 10.1016/j.concog.2016.09.009
214. Frey J., Cagle J., Johnson K.A., Wong J.K., Hilliard J.D., Butson C.R., Okun M.S., de Hemptinne C. Past, Present, and Future of Deep Brain Stimulation: Hardware, Software, Imaging, Physiology and Novel Approaches. *Front Neurol.* 2022; 13: 825178. doi: 10.3389/fneur.2022.825178.

215. Gaffney B.M., Maluf K.S., Davidson B.S. Evaluation of Novel EMG Biofeedback for Postural Correction During Computer Use. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2016; 41 (2): 181–189. doi: 10.1007/s10484-015-9328-3
216. Gámez A.B., Hernandez M.J.J., Martínez G.J.L., Esparza F., Martínez C.M. The effect of surface electromyography biofeedback on the activity of extensor and dorsi- flexor muscles in elderly adults: a randomized trial. *Sci. Rep.* 2019; 9 (1): 13153. doi: 10.1038/s41598-019-49720-x
217. Ganzer P.D., Sharma G. Opportunities and challenges for developing closed-loop bioelectronic medicines. *Neural. Regen. Res.* 2019; 14 (1): 46–50. doi: 10.4103/1673-5374.243697.
218. Geiser T., Hertenstein E., Fehér K., Maier J.G., Schneider C.L., Züst M.A., Wunderlin M., Mikutta C., Klöppel S., Nissen C. Targeting Arousal and Sleep through Noninvasive Brain Stimulation to Improve Mental Health. *Neuropsychobiology* 2020; 79 (4–5): 284–292. doi: 10.1159/000507372.
219. Gentsch A., Sel A., Marshall A.C., Schütz-Bosbach S. Affective interoceptive inference: Evidence from heart-beat evoked brain potentials. *Hum. Brain Mapp.* 2019; 40 (1): 20–33. doi: 10.1002/hbm.24352.
220. Ghadiri A., Sturz D.L., Mohajezad H. Associations between Health Education and Mental Health, Burnout, and Work Engagement by Application of Audiovisual Stimulation. *Int. J. Environ. Res. Public. Health* 2022; 19 (15): 9370. doi: 10.3390/ijerph19159370.
221. Gibson J. Mindfulness, Interoception, and the Body: A Contemporary Perspective. *Front. Psychol.* 2019;10: 2012. doi: 10.3389/fpsyg.2019.02012.
222. Gjorgjieva J., Evers J.F., Eglén S.J. Homeostatic Activity-Dependent Tuning of Recurrent Networks for Robust Propagation of Activity. *J. Neurosci.* 2016; 36 (13): 3722–3734. doi: 10.1523/JNEUROSCI.2511-15.2016
223. Goessl V.C., Curtiss J.E., Hofmann S.G. The effect of heart rate variability biofeedback training on stress and anxiety: a meta-analysis. *Psychol. Med.* 2017; 47 (15): 2578–2586. doi: 10.1017/S0033291717001003.
224. Golonka K., Gawłowska M., Mojsa-Kaja J., Marek T. Psychophysiological Characteristics of Burnout Syndrome: Resting-State EEG Analysis. *Biomed. Res. Int.*, 2019: 3764354. doi: 10.1155/2019/3764354.
225. Gonsalvez I., Spagnolo P., Dworetzky B., Baslet G. Neurostimulation for the treatment of functional neurological disorder: A systematic review. *Epilepsy Behav. Rep.* 2021; 16: 100501. doi: 10.1016/j.ebr.2021.100501.

226. Gonzalez-Escamilla G., Muthuraman M., Ciolac D., Coenen V.A., Schnitzler A., Groppa S. Neuroimaging and electrophysiology meet invasive neurostimulation for causal interrogations and modulations of brain states. *Neuroimage* 2020; 220: 117144. doi: 10.1016/j.neuroimage.2020.117144.
227. Gonzalez-Rodriguez A., Ramon J.L., Morell V., Garcia G.J., Pomares J., Jara C.A., Ubeda A. Evaluation of Optimal Vibrotactile Feedback for Force-Controlled Upper Limb Myoelectric Protheses. *Sensors (Basel)* 2019; 19 (23): 5209. doi: 10.3390/s19235209
228. Grani F., Soto-Sánchez C., Fimia A., Fernández E. Toward a personalized closed-loop stimulation of the visual cortex: Advances and challenges. *Front. Cell Neurosci.* 2022; 16: 1034270. doi: 10.3389/fncel.2022.1034270.
229. Gray E. Music: a therapy for all? *Perspect. Public Health* 2013; 133 (1): 14–15. doi:10.1177/1757913912468642.
230. Greco C.M., Sassone-Corsi P. Circadian blueprint of metabolic pathways in the brain. *Nat. Rev. Neurosci.* 2019; 20 (2): 71–82. doi: 10.1038/s41583-018-0096-y
231. Grigorieva V.N. Cognitive rehabilitation — a new direction of medical aid to patients with the focal brain lesions. *Modern Technologies in Medicine* 2010; 2: 95–99.
232. Grigorieva V.N., Nesterova V.N. Cognitive rehabilitation of patients with focal brain lesions. *Practical Medicine* 2012; 2 (57): 70–73.
233. Gross M.J., Shearer D.A., Bringer J.D., Hall R., Cook C.J., Kilduff L.P. Abbreviated Resonant Frequency Training to Augment Heart Rate Variability and Enhance On- Demand Emotional Regulation in Elite Sport Support Staff. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2016; 41 (3): 263–274. doi: 10.1007/s10484-015-9330-9
234. Gruzelier J.H. EEG-neurofeedback for optimising performance. I: A review of cognitive and affective outcome in healthy participants. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2014; 44: 124–141. doi: 10.1016/j.neubiorev.2013.09.015
235. Habets J.G.V., Heijmans M., Kuijff M.L., Janssen M.L.F., Temel Y., Kubben P.L. An update on adaptive deep brain stimulation in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2018; 33 (12): 1834–1843. doi: 10.1002/mds.115.
236. Haddock A., Mitchell K.T., Miller A., Ostrem J.L., Chizeck H.J., Miocinovic S. Automated Deep Brain Stimulation Programming for Tremor. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2018; 26 (8): 1618–1625. doi: 10.1109/TNSRE.2018.2852222.
237. Haegens S., Zion Golumbic E. Rhythmic facilitation of sensory processing: A critical review. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2018; 86: 150–165. doi: 10.1016/j.neubiorev.2017.12.002.

238. Hammond D.C. The need for individualization in neurofeedback: heterogeneity in QEEG patterns associated with diagnoses and symptoms. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2010; 35 (1): 31–36.
239. Hammond, D.C., Walker, J., Hoffman, D., Lubar, J. F., Trudeau, D., Gurnee, R., Horvat, J. Standards for the use of QEEG in neurofeedback: A position paper of the International Society for Neuronal Regulation. *Journal of Neurotherapy* 2004; 8 (1): 5–26.
240. Hampson M., Ruiz S., Ushiba J. Neurofeedback. *Neuroimage* 2019: 116473. doi: 10.1016/j.neuroimage.2019.116473
241. Hao W., Liu Y., Gao Y., Gong X., Ning Y. Transcranial direct current stimulation for the treatment of post-stroke depression: A systematic review. *Front. Neurol.* 2023; 13: 955209. doi: 10.3389/fneur.2022.955209.
242. Hassan U., Pillen S., Zrenner C., Bergmann T.O. The Brain Electrophysiological recording & STimulation (BEST) toolbox. *Brain Stimul.* 2022; 15 (1): 109–115. doi: 10.1016/j.brs.2021.11.017.
243. Hebb A.O., Zhang J.J., Mahoor M.H., Tsiokos C., Matlack C., Chizeck H.J., Pouratian N. Creating the feedback loop: closed-loop neurostimulation. *Neurosurg. Clin. N. Am.* 2014; 25 (1): 187–204. doi: 10.1016/j.nec.2013.08.006.
244. Heck D.H., McAfee S.S., Liu Y., Babajani-Feremi A., Rezaie R., Freeman W.J., Wheless J.W., Papanicolaou A.C., Ruzinkó M., Sokolov Y., Kozma R. Breathing as a Fundamental Rhythm of Brain Function. *Front. Neural. Circuits* 2017; 10: 115. doi: 10.3389/fncir.2016.00115
245. Hell F., Palleis C., Mehrkens J.H., Koeglsperger T., Bötzel K. Deep Brain Stimulation Programming 2.0: Future Perspectives for Target Identification and Adaptive Closed Loop Stimulation. *Front Neurol.* 2019;10: 314. doi: 10.3389/fneur.2019.00314.
246. Herrero J.L., Khuvis S., Yeagle E., Cerf M., Mehta A.D. Breathing above the brain stem: volitional control and attentional modulation in humans. *J. Neurophysiol.* 2018; 119 (1): 145–159. doi: 10.1152/jn.00551.2017
247. Hinterberger T., Fürnrohr E. The Sensorium: Psychophysiological Evaluation of Responses to a Multimodal Neurofeedback Environment. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2016; 41 (3): 315–329. doi: 10.1007/s10484-016-9332-2
248. Hoang K.B., Cassar I.R., Grill W.M., Turner D.A. Biomarkers and Stimulation Algorithms for Adaptive Brain Stimulation. *Front. Neurosci.* 2017; 11: 564. doi: 10.3389/fnins.2017.00564.
249. Holmes G.L. Interictal Spikes as an EEG Biomarker of Cognitive Impairment. *J. Clin. Neurophysiol.* 2022; 39 (2): 101–112. doi: 10.1097/WNP.0000000000000728.

250. Hosain M.K., Kouzani A., Tye S. Closed loop deep brain stimulation: an evolving technology. *Australas Phys Eng Sci Med.* 2014; 37 (4): 619–634. doi: 10.1007/s13246-014-0297-2.
251. Hu W., Zhang Z., Zhao H., Zhang L., Li L., Huang G., Liang Z. EEG microstate correlates of emotion dynamics and stimulation content during video watching. *Cereb. Cortex* 2023; 33 (3): 523–542. doi: 10.1093/cercor/bhac082.
252. Hyde J., Carr H., Kelley N. et al. Efficacy of neurostimulation across mental disorders: systematic review and meta-analysis of 208 randomized controlled trials. *Mol. Psychiatry* 2022; 27 (6): 2709–2719. doi: 10.1038/s41380-022-01524-8.
253. Jackson A.F., Bolger D.J. The neurophysiological bases of EEG and EEG measurement: A review for the rest of us. *Psychophysiology* 2014; 51 (11): 1061–1071. doi: 10.1111/psyp.12283
254. Jacob N.K., Kings H.O., Casson A.J. A smartphone based platform for portable non-invasive light and sound neuromodulation. *Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 2020; 2020: 5228–5231. doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9175585.
255. Jafarova O., Mazhirina K., Sokhadze E., Shtark M. Self-regulation Strategies and Heart Rate Biofeedback Training. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback.* 2020; 45 (2): 87–98. doi: 10.1007/s10484-020-09460-5.
256. Jangwan N.S., Ashraf G.M., Ram V., Singh V., Alghamdi B.S., Abuzenadah A.M., Singh M.F. Brain augmentation and neuroscience technologies: current applications, challenges, ethics and future prospects. *Front. Syst. Neurosci.* 2022; 16: 1000495. doi: 10.3389/fnsys.2022.1000495.
257. Janka A., Adler C., Brunner B., Oppenrieder S., Duschek S. Biofeedback Training in Crisis Managers: A Randomized Controlled Trial. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2017; 42 (2): 117–125. doi: 10.1007/s10484-017-9360-6.
258. Janssens S.E.W., Sack A.T. Spontaneous Fluctuations in Oscillatory Brain State Cause Differences in Transcranial Magnetic Stimulation Effects Within and Between Individuals. *Front. Hum. Neurosci.* 2021; 15: 802244. doi: 10.3389/fnhum.2021.802244.
259. Jerath R., Crawford M.W., Barnes V.A., Harden K. Selfregulation of breathing as a primary treatment for anxiety. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2015; 40 (2): 107–115. doi: 10.1007/s10484-015-9279-8.
260. Johnston S.J., Boehm S.G., Healy D., Goebel R., Linden D.E. Neurofeedback: A promising tool for the self-regulation of emotion networks. *Neuroimage* 2010; 49 (1): 1066–1072.
261. Jones K.T., Smith C.C., Gazzaley A., Zanto T.P. Research outside the laboratory: Longitudinal at-home neurostimulation. *Behav. Brain Res.* 2022; 428: 113894. doi: 10.1016/j.bbr.2022.113894.

262. Jung J., Lee D.W., Son Y.K., Kim B.S., Shin H.C. Volitional EMG Estimation Method during Functional Electrical Stimulation by Dual-Channel Surface EMGs. *Sensors (Basel)* 2021; 21 (23): 8015. doi: 10.3390/s21238015.
263. Kadosh K.C., Staunton G. A systematic review of the psychological factors that influence neurofeedback learning outcomes. *Neuroimage* 2019; 185: 545–555. doi: 10.1016/j.neuroimage.2018.10.021.
264. Kan R.L.D., Zhang B.B.B., Zhang J.J.Q., Kranz G.S. Non-invasive brain stimulation for posttraumatic stress disorder: a systematic review and meta-analysis. *Transl. Psychiatry* 2020; 10 (1): 168. doi: 10.1038/s41398-020-0851-5.
265. Kaplan A.Y. Neurophysiological foundations and practical realizations of the brain–machine interfaces in the technology in neurological rehabilitation. *Human Physiology* 2016; 42 (1): 103–110.
266. Kaplan A.Y., Lim J.J., Jin K.S., Park B.W., Byeon J.G., Tarasova S.U. Unconscious operant conditioning in the paradigm of brain-computer interface based on color perception. *International Journal of Neuroscience* 2005; 115 (6): 781–802.
267. Kaplan A.Ya., Shishkin S.L., Ganin I.P., Basyul I.A., Zhigalov A.Y. Adapting the P300-based brain-computer interface for gaming: a review. *IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games* 2013; 5 (2): 141–149.
268. Karri J., Li S., Chen Y.T., Stampas A., Li S. Observations of Autonomic Variability Following Central Neuromodulation for Chronic Neuropathic Pain in Spinal Cord Injury. *Neuromodulation* 2021; 24 (3): 427–433. doi: 10.1111/ner.12979.
269. Karri J., Li S., Zhang L., Chen Y.T., Stampas A., Li S. Neuropathic pain modulation after spinal cord injury by breathing-controlled electrical stimulation (BreESim) is associated with restoration of autonomic dysfunction. *J. Pain Res.* 2018; 11: 2331–2341. doi: 10.2147/JPR.S174475.
270. Kasteleijn-Nolst T.D., Rubboli T., E. Hirsch et al. Methodology of photic stimulation revisited: updated European algorithm for visual stimulation in the EEG laboratory. *Epilepsia* 2012; 53 (1): 16–24. doi: 10.1111/j.1528-1167.2011.03319.x.
271. Kasten F.H., Herrmann C.S. The hidden brain-state dynamics of tACS aftereffects. *Neuroimage* 2022; 264: 119713. doi: 10.1016/j.neuroimage.2022.119713.
272. Kawala-Sterniuk A., Browarska N., Al-Bakri A., Pelc M., Zygarlicki J., Sidikova M., Martinek R., Gorzelanczyk E.J. Summary of over Fifty Years with Brain-Computer Interfaces. *A. Review. Brain Sci.* 2021; 11 (1): 43. doi: 10.3390/brainsci11010043.

273. Ketz N., Jones A.P., Bryant N.B., Clark V.P., Pilly P.K. Closed-Loop Slow-Wave tACS Improves Sleep-Dependent Long-Term Memory Generalization by Modulating Endogenous Oscillations. *J. Neurosci.* 2018; 38 (33): 7314–7326. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0273-18.2018.
274. Kesikburun S. Non-invasive brain stimulation in rehabilitation. *Turk J Phys Med Rehabil.* 2022; 68 (1):1–8. doi: 10.5606/tftrd.2022.10608.
275. Khalsa S.S., Adolphs R., Cameron O.G. et al. Interoception and Mental Health: A Roadmap. *Biol. Psychiatry Cogn. Neurosci. Neuroimaging* 2018; 3 (6): 501–513. doi: 10.1016/j.bpsc.2017.12.004.26.
276. Klink K., Paßmann S., Kasten F.H., Peter J. The Modulation of Cognitive Performance with Transcranial Alternating Current Stimulation: A Systematic Review of Frequency-Specific Effects. *Brain Sci.* 2020; 10 (12): 932. doi: 10.3390/brainsci10120932.
277. Kober S.E., Schweiger D., Reichert J.L., Neuper C., Wood G. Upper Alpha Based Neurofeedback Training in Chronic Stroke: Brain Plasticity Processes and Cognitive Effects. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2017; 42 (1): 69–83. doi: 10.1007/s10484-017-9353-5
278. Kober S.E., Spörk R., Bauernfeind G., Wood G. Age-related differences in the within session trainability of hemodynamic parameters: a near-infrared spectroscopy-based neurofeedback study. *Neurobiol. Aging.* 2019; 81: 127–137. doi: 10.1016/j.neurobiolaging.2019.05.022.
279. Koelsch S. A neuroscientific perspective on music therapy. *Ann. NY Acad. Sci.* 2009; 1169: 374–384.
280. Koenig T., Smailovic U., Jelic V. Past, present and future EEG in the clinical workup of dementias. *Psychiatry Res. Neuroimaging* 2020; 306: 111182. doi: 10.1016/j.psychresns.2020.111182.
281. Korsakova-Kreyn M. Language of music and its psychophysical foundations (review). *Sovremennyyetehnologii v medicine* 2019; 11 (1): 40–45. doi: 10.17691/stm2019.11.1.04.
282. Kotwas I., McGonigal A., Khalfa S., Bastien-Toniazzo M., Bartolomei F., Micoulaud-Franchi J.A. A case-control study of skin conductance biofeedback on seizure frequency and emotion regulation in drug-resistant temporal lobe epilepsy. *Int. J. Psychophysiol.* 2018; 123: 103–110. doi: 10.1016/j.ijpsycho.2017.10.005
283. Krauss J.K., Lipsman N., Aziz T. et al. Technology of deep brain stimulation: current status and future directions. *Nat. Rev. Neurol.* 2021; 17 (2): 75–87. doi: 10.1038/s41582-020-00426-z.
284. Kumano H., Horie H., Shidara T. et al. Treatment of a depressive disorder patient with EEG-driven photic stimulation. *Biofeedback Self Regul.* 1996; 21 (4): 323–334.
285. Kuo C.H., White-Dzuro G.A., Ko A.L. Approaches to closed-loop deep brain stimulation for movement disorders. *Neurosurg. Focus* 2018; 45 (2): E2. doi: 10.3171/2018.5.FOCUS18173.

286. Ladenbauer J., Khakimova L., Malinowski R. et al. Towards Optimization of Oscillatory Stimulation During Sleep. *Neuromodulation* 2022; S1094-7159(22)00725-5. doi: 10.1016/j.neurom.2022.05.006.
287. Lee A.R.Y.B., Yau C.E., Mai A.S., Tan W.A., Ong B.S.Y., Yam N.E., Ho C.S.H. Transcranial alternating current stimulation and its effects on cognition and the treatment of psychiatric disorders: a systematic review and meta-analysis. *Ther. Adv. Chronic. Dis.* 2022; 13: 20406223221140390. doi: 10.1177/20406223221140390.
288. Lee T.L., Lee H., Kang N. A meta-analysis showing improved cognitive performance in healthy young adults with transcranial alternating current stimulation. *NPJ Sci. Learn.* 2023; 8 (1): 1. doi: 10.1038/s41539-022-00152-9.
289. Lehrer P., Kaur K., Sharma A., Shah K., Huseby R., Bhavsar J., Zhang Y. Heart Rate Variability Biofeedback Improves Emotional and Physical Health and Performance: A Systematic Review and Meta Analysis. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2020; 8. doi: 10.1007/s10484-020-09466-z.
290. Lejko N., Larabi D.I., Herrmann C.S., Aleman A., Ćurčić-Blake B. Alpha Power and Functional Connectivity in Cognitive Decline: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Alzheimers Dis.* 2020; 78 (3): 1047–1088. doi: 10.3233/JAD-200962.
291. Li S., Davis M., Frontera J.E., Li S. A novel nonpharmacological intervention - breathing-controlled electrical stimulation for neuropathic pain management after spinal cord injury – a preliminary study. *J. Pain Res.* 2016; 9: 933–940. doi: 10.2147/JPR.S115901.
292. Linnhoff S., Koehler L., Haghikia A., Zaehle T. The therapeutic potential of non-invasive brain stimulation for the treatment of Long-COVID-related cognitive fatigue. *Front. Immunol.* 2023; 13: 935614. doi: 10.3389/fimmu.2022.935614.
293. Liu Y., Liu S., Tang C., Tang K., Liu D., Chen M., Mao Z., Xia X. Transcranial alternating current stimulation combined with sound stimulation improves cognitive function in patients with Alzheimer's disease: Study protocol for a randomized controlled trial. *Front. Aging. Neurosci.* 2023; 14: 1068175. doi: 10.3389/fnagi.2022.1068175.
294. Lo M.C., Widge A.S. Closed-loop neuromodulation systems: next-generation treatments for psychiatric illness. *Int. Rev. Psychiatry* 2017; 29 (2): 191–204. doi: 10.1080/09540261.2017.1282438.
295. Lopez-Samaniego L., Garcia-Zapirain B. A RobotBased Tool for Physical and Cognitive Rehabilitation of Elderly People Using Biofeedback. *Int. J. Environ. Res. Public Health.* 2016; 13 (12): 1176. doi: 10.3390/ijerph13121176

296. Malkani R.G., Zee P.C. Brain Stimulation for Improving Sleep and Memory. *Sleep Med. Clin.* 2020; 15 (1): 101–115. doi: 10.1016/j.jsmc.2019.11.002.
297. Manor R., Mishali L., Geva A.B. Multimodal Neural Network for Rapid Serial Visual Presentation Brain Computer Interface. *Front. Comput. Neurosci.* 2016; 10: 130. doi: 10.3389/fncom.2016.00130
298. Mansouri F., Fettes P., Schulze L., Giacobbe P., Zariffa J., Downar J. A Real-Time Phase-Locking System for Non-invasive Brain Stimulation. *Front. Neurosci.* 2018; 12: 877. doi: 10.3389/fnins.2018.00877.
299. Mansouri F., Shanbour A., Mazza F., Fettes P., Zariffa J., Downar J. Effect of Theta Transcranial Alternating Current Stimulation and Phase-Locked Transcranial Pulsed Current Stimulation on Learning and Cognitive Control. *Front. Neurosci.* 2019; 13: 1181. doi: 10.3389/fnins.2019.01181.
300. Marceglia S., Rosa M., Servello D., Porta M., Barbieri S., Moro E., Priori A. Adaptive Deep Brain Stimulation (aDBS) for Tourette Syndrome. *Brain Sci.* 2017; 8 (1). doi: 10.3390/brainsci8010004.
301. Marzbani H., Marateb H.R., Mansourian M. Neurofeedback: A comprehensive review on system design, methodology and clinical applications. *Basic Clin. Neurosci.* 2016; 7 (2): 143–158. doi: 10.15412/J. BCN. 03070208.
302. Massaro S. Neurofeedback in the workplace: from neurorehabilitation hope to neuroleadership hype? *Int. J. Rehabil. Res.* 2015; 38 (3): 276–278. doi: 10.1097/MRR.0000000000000119
303. Matsumoto H., Ugawa Y. Quadripulse stimulation (QPS). *Exp. Brain Res.* 2020; 238 (7–8): 1619–1625. doi: 10.1007/s00221-020-05788-w.
304. McFarland D.J., Vaughan T.M. BCI in practice. *Prog. Brain Res.* 2016; 228: 389–404. doi: 10.1016/bs.pbr.2016.06.005
305. McVoy M., Lytle S., Fulchiero E., Aebi M.E., Adeleye O., Sajatovic M. A systematic review of quantitative EEG as a possible biomarker in child psychiatric disorders. *Psychiatry Res.* 2019; 279: 331–344. doi: 10.1016/j.psychres.2019.07.004.
306. Meidahl A.C., Tinkhauser G., Herz D.M., Cagnan H., Debarros J., Brown P. Adaptive Deep Brain Stimulation for Movement Disorders: The Long Road to Clinical Therapy. *Mov Disord.* 2017; 32 (6): 810–819. doi: 10.1002/mds.27022.
307. Mickle A.D., Won S.M., Noh K.N. et al. A wireless closed-loop system for optogenetic peripheral neuromodulation. *Nature* 2019; 565 (7739): 361–365. doi: 10.1038/s41586-018-0823-6.

308. Mierau A., Klimesch W., Lefebvre J. State-dependent alpha peak frequency shifts: Experimental evidence, potential mechanisms and functional implications. *Neuroscience* 2017; 360: 146–154. doi: 10.1016/j.neuroscience.2017.07.037.
309. Miranda R.A., Casebeer W.D., Hein A.M. et al. DARPA- funded efforts in the development of novel brain-computer interface technologies. *J. Neurosci. Methods*. 2015; 244: P. 52–67. doi: 10.1016/j.jneumeth.2014.07.019
310. Montaner J., Ramiro L., Simats A., Tiedt S., Makris K., Jickling G.C., Debette S., Sanchez J.C., Bustamante A. Multilevel OMICS for the discovery of biomarkers and therapeutic targets for stroke. *Nat. Rev. Neurol.* 2020; 16 (5): 247–264. doi: 10.1038/s41582-020-0350-6.
311. Morozova E.Yu., Skvortsov D.V., Kaplana A.Ya. Learning Motor Imagery under EEG-Directed Neuromuscular Stimulation Inducing Congruent and Incongruent Wrist Movements. *Human Physiology* 2019; 45 (4): 378–382.
312. Mukhina E.A., Polevaya S.A., Parin S.B., Fedotchev A.I. Cognitive rehabilitation of patients with acute cerebrovascular accident using EEG-guided adaptive neurostimulation. *Opera Medica et Physiologica* 2021; 8 (4): 90–96. doi: 10.24412/2500-2295-2021-4-90-96.
313. Myrden A., Chau T. Feature clustering for robust frequency-domain classification of EEG activity. *J. Neurosci. Methods*. 2016; 13 (6): 066022. doi: 10.1016/j.jneumeth.2016.01.014
314. Nagai Y., Jones C.I., Sen A. Galvanic Skin Response (GSR) / Electrodermal / Skin Conductance Biofeedback on Epilepsy: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Front. Neurol.* 2019; 10: 377. doi: 10.3389/fneur.2019.00377.
315. Naryshkin A.G., Egorov A.Y., Galanin I.V. Controlled Neuroplasticity. *Human Physiology* 2020; 46: 216–223. doi: 10.1134/S0362119720020103.
316. Naryshkin A.G., Galanin I.V., Egorov A.Yu. Controlled neuroplasticity. *Human Physiology* 2020; 46 (2): 112–120. doi: 10.31857/S0131164620020101.
317. Nasr K., Haslacher D., Dayan E., Censor N., Cohen L.G., Soekadar S.R. Breaking the boundaries of interacting with the human brain using adaptive closed-loop stimulation. *Prog. Neurobiol.* 2022; 216: 102311. doi: 10.1016/j.pneurobio.2022.102311.
318. Naumenko A.A., Gromova D.O., Preobrazhenskaya I. S. Cognitive Training and Rehabilitation for Patients with Cognitive Impairment. *DoctorRu*. 2017; 11 (140): 31–38.
319. Neblett R. Surface Electromyographic (SEMG) Biofeedback for Chronic Low Back Pain. *Healthcare (Basel)* 2016; 4 (2): 27. doi: 10.3390/healthcare4020027.
320. Neumann W.J., Gilron R., Little S., Tinkhauser G. Adaptive Deep Brain Stimulation: From Experimental Evidence Toward Practical Implementation. *Mov. Disord.* 2023. doi: 10.1002/mds.29415.

321. Neumann W.J., Turner R.S., Blankertz B., Mitchell T., Kühn A.A., Richardson R.M. Toward Electrophysiology-Based Intelligent Adaptive Deep Brain Stimulation for Movement Disorders. *Neurotherapeutics* 2019; 16 (1): 105–118. doi: 10.1007/s13311-018-00705-0.
322. Ngo H.V., Seibold M., Boche D.C., Mölle M., Born J. Insights on auditory closed-loop stimulation targeting sleep spindles in slow oscillation up-states. *J. Neurosci. Methods* 2019; 316: 117–124. doi: 10.1016/j.jneumeth.2018.09.006.
323. Ngo H.V., Staresina B.P. Shaping overnight consolidation via slow-oscillation closed-loop targeted memory reactivation. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* 2022; 119 (44): e2123428119. doi: 10.1073/pnas.2123428119.
324. Nozaradan S., Peretz I., Keller P.E. Individual Differences in Rhythmic Cortical Entrainment Correlate with Predictive Behavior in Sensorimotor Synchronization. *Sci. Rep.* 2016; 6: 20612. doi: 10.1038/srep20612
325. Nuidel I.V., Kolosov A.V., Demareva V.A., Yakhno V.G. Using a Phenomenological Mathematical Model to Reproduce the Interaction of Endogenous and Exogenous Oscillations under Neurocontrol. *Modern Technol. Med.* 2019; 11: 103–107. doi: 10.17691/stm2019.11.1.12.
326. Numssen O., van der Burght C.L., Hartwigsen G. Revisiting the focality of non-invasive brain stimulation - Implications for studies of human cognition. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 2023; 149: 105154. doi: 10.1016/j.neubiorev.2023.105154.
327. Omejc N., Rojc B., Battaglini P.P., Marusic U. Review of the therapeutic neurofeedback method using electroencephalography: EEG Neurofeedback. *Bosn. J. Basic Med. Sci.* 2019; 19 (3): 213–220. doi: 10.17305/bjbms.2018.3785
328. Otero M., Lea-Carnall C., Prado P., Escobar M.J., El-Deredy W. Modelling neural entrainment and its persistence: influence of frequency of stimulation and phase at the stimulus offset. *Biomed. Phys. Eng. Express* 2022; 8 (4). doi: 10.1088/2057-1976/ac605a.
329. Otero M., Prado-Gutiérrez P., Weinstein A., Escobar M.J., El-Deredy W. Persistence of EEG Alpha Entrainment Depends on Stimulus Phase at Offset. *Front Hum Neurosci.* 2020; 14: 139. doi: 10.3389/fnhum.2020.00139.
330. Oxley T., Opie N. Closed-Loop Neuromodulation: Listen to the Body. *World Neurosurg.* 2019; 122: 415–416. doi: 10.1016/j.wneu.2018.11.132.
331. Papo D. Neurofeedback: Principles, appraisal, and outstanding issues. *Eur. J. Neurosci.* 2019; 49 (11): 1454–1469. doi: 10.1111/ejn.14312.
332. Perenboom M.J., van de Ruit M., Zielman R., van den Maagdenberg A.M., Ferrari M.D., Carpay J.A., Tolner E.A. Enhanced pre-ictal cortical responsivity in migraine patients assessed by visual chirp stimulation. *Cephalalgia* 2020; 40 (9): 913–923. doi: 10.1177/0333102420912725.

333. Petta L.M. Resonance Frequency Breathing Biofeedback to Reduce Symptoms of Subthreshold PTSD with an Air Force Special Tactics Operator: A Case Study. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2017; 42 (2): 139–146. doi: 10.1007/s10484-017-9356-2.
334. Pfeifer G., Garfinkel S.N., Gould van Praag C.D., Sahota K., Betka S., Critchley H.D. Feedback from the heart: Emotional learning and memory is controlled by cardiac cycle, interoceptive accuracy and personality. *Biol. Psychol.* 2017; 126: 19–29. doi: 10.1016/j.biopsycho.2017.04.001.
335. Piccoli E., Cerioli M., Castiglioni M., Larini L., Scarpa C., Dell'Osso B. Recent innovations in non-invasive brain stimulation (NIBS) for the treatment of unipolar and bipolar depression: a narrative review. *Int. Rev. Psychiatry* 2022; 34 (7–8): 715–726. doi: 10.1080/09540261.2022.2132137.
336. Pino O. A randomized controlled trial (RCT) to explore the effect of audio-visual entrainment among psychological disorders. *Acta Biomed.* 2022; 92 (6): e2021408. doi: 10.23750/abm.v92i6.12089.
337. Pohl P., Carlsson G., BunketorpKäll L., Nilsson M., Blomstrand C. Experiences from a multimodal rhythm and music-based rehabilitation program in late phase of stroke recovery – A qualitative study. *PLoS One* 2018; 13 (9): e0204215. doi: 10.1371/journal.pone.0204215.
338. Pokrovskii V.M., Polischuk L.V. Cardiorespiratory synchronism in estimation of regulatory and adaptive organism status. *J. Integr. Neurosci.* 2016; 15 (1): 19–35. doi: 10.1142/S0219635216500060.
339. Plevaya S.A., Eremin E.V., Bulanov N.A., Bakhchina A.V., Kovalchuk A.V., Parin S.B. Event-Related Telemetry of Heart Rate for Personalized Remote Monitoring of Cognitive Functions and Stress under Conditions of Everyday Activity. *Sovremennyyetehnologii v medicine* 2019; 11 (1):109–114. doi: 10.17691/stm2019.11.1.13.
340. Plevaya S.A., Parin S.B., Zemlyanaya A.A., Fedotchev A.I. Dynamics of EEG reactions under combination of resonance scanning and adaptive neurostimulation in patients with post-COVID syndrome. *Opera Med. Physiol.* 2022; 9 (2): 103–109. doi: 10.24412/2500-2295-2022-2-103-109.
341. Plevaya S.A., Savchuk L.V., Fedotchev A.I., Parin S.B. Heart and mind interaction for ADHD. *Opera Med. Physiol.* 2020; 7 (3): 28–31. doi: 10.24411/2500-2295-2020-10008.
342. Poltorak A. Replicating Cortical Signatures May Open the Possibility for “Transplanting” Brain States via Brain Entrainment. *Front Hum Neurosci.* 2021; 15: 710003. doi: 10.3389/fnhum.2021.710003.

343. Potter S.M., El Hady A., Fetz E.E. Closed-loop neuroscience and neuroengineering. *Front. Neural. Circuits* 2014; 8: 115. doi: 10.3389/fncir.2014.00115.
344. Prokopenko S.V., Dyadyuk T.V., Mozheyko E.Yu., et al. Use of computer stimulating programs in patients with post-stroke cognitive impairment. *Neurology, Neuropsychiatry, Psychosomatics* 2017; 9 (3): 48–53. doi: 10.14412/2074-2711-2017-3-48-53.
345. Prosky J., Cagle J., Sellers K.K., Gilron R., de Hemptinne C., Schmitgen A., Starr P.A., Chang E.F., Shirvalkar P. Practical Closed-Loop Strategies for Deep Brain Stimulation: Lessons From Chronic Pain. *Front. Neurosci.* 2021; 15: 762097. doi: 10.3389/fnins.2021.762097.
346. Provenza N.R., Matteson E.R., Allawala A.B., Barrios-Anderson A., Sheth S.A., Viswanathan A., McIngvale E., Storch E.A., Frank M.J., McLaughlin N.C.R., Cohn J.F., Goodman W.K., Borton D.A. The Case for Adaptive Neuromodulation to Treat Severe Intractable Mental Disorders. *Front. Neurosci.* 2019; 13: 152. doi: 10.3389/fnins.2019.00152.
347. Provenzano DA, Heller JA, Hanes MC (). Current Perspectives on Neurostimulation for the Management of Chronic Low Back Pain: A Narrative Review. *J. Pain Res.* 2021; 14: 463–479. doi: 10.2147/JPR.S249580.
348. Qiao J., Wang Y., Wang S. Natural frequencies of neural activities and cognitions may serve as precise targets of rhythmic interventions to the aging brain. *Front. Aging Neurosci.* 2022; 14: 988193. doi: 10.3389/fnagi.2022.988193.
349. Qu X., Wang Z., Cheng Y. et al. Neuromodulatory effects of transcranial magnetic stimulation on language performance in healthy participants: Systematic review and meta-analysis. *Front. Hum Neurosci.* 2022; 16: 1027446. doi: 10.3389/fnhum.2022.1027446.
350. Quadt L., Critchley H.D., Garfinkel S.N. (). The neurobiology of interoception in health and disease. *Ann. NY Acad. Sci.* 2018; 1428 (1): 112–128. doi: 10.1111/nyas.13915.
351. Radstaak M., Geurts S.A., Brosschot J.F., Kompier M.A. Music and psychophysiological recovery from stress. *Psychosom. Med.* 2014; 76 (7): 529–537. doi: 10.1097/PSY.0000000000000094.
352. Ramsay I.S., Lynn P., Schermitzler B., Sponheim S. Individual alpha peak frequency is slower in schizophrenia and related to deficits in visual perception and cognition. *Sci. Rep.* 2021; 11 (1): 17852. doi: 10.1038/s41598-021-97303-6.
353. Rebello-Sanchez I., Vasquez-Avila K., Parente J., Pacheco-Barrios K., De Melo P.S., Teixeira P.E.P., Jong K., Caumo W., Fregni F. Insights and Future Directions on the Combined Effects of Mind-Body Therapies with Transcranial Direct Current Stimulation: An Evidence-based Review. *J. Int. Soc. Phys. Rehabil. Med.* 2022; 5 (4): 129–148. doi: 10.4103/ijprm.jisprm-000167.

354. Renton T., Tibbles A., Topolovec-Vranic J. Neurofeedback as a form of cognitive rehabilitation therapy following stroke: A systematic review. *PLoS One*. 2017; 12 (5): e0177290. doi: 10.1371/journal.pone.0177290.
355. Riganello F., Prada V., Soddu A., di Perri C., Sannita WG. Circadian Rhythms and Measures of CNS/Autonomic Interaction. *Int. J. Environ. Res. Public Health*. 2019; 16 (13): 2336. doi: 10.3390/ijerph16132336.
356. Ros T., Baars B., Lanius R.A., Vuilleumier P. Tuning pathological brain oscillations with neurofeedback: a systems neuroscience framework. *Front. Hum. Neurosci*. 2014; 8: 1008. doi: 10.3389/fnhum.2014.01008.
357. Roy C., Dalla Bella S., Pla S., Lagarde J. Multisensory integration and behavioral stability. *Psychol. Res*. 2021; 85 (2): 879–886. doi: 10.1007/s00426-019-01273-4.
358. Roy C., Lagarde J., Dotov D., Dalla Bella S. Walking to a multisensory beat. *Brain Cogn*. 2017; 113: 172–183. doi: 10.1016/j.bandc.2017.02.002.
359. Ruch S., Schmidig F.J., Knüsel L., Henke K. Closed-loop modulation of local slow oscillations in human NREM sleep. *Neuroimage* 2022; 264: 119682. doi: 10.1016/j.neuroimage.2022.119682.
360. Salansky N., Fedotchev A., Bondar A. Responses of the nervous system to low frequency stimulation and EEG rhythms: clinical implications. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 1998; 22 (3): 395–409. doi: 10.1016/s0149-7634(97)00029-8.
361. Sanders P.J., Thompson B., Corballis P.M., Maslin M., Searchfield G.D. A review of plasticity induced by auditory and visual tetanic stimulation in humans. *Eur. J. Neurosci*. 2018; 48 (4): 2084–2097. doi: 10.1111/ejn.14080.
362. Sato N. Fast entrainment of human electroencephalogram to a theta-band photic flicker during successful memory encoding. *Front. Hum. Neurosci*. 2013; 7: 208. doi: 10.3389/fnhum.2013.00208.
363. Savchuk L.V., Polevaya S.A., Parin S.B., Bondar A.T., Fedotchev A.I. Resonance Scanning and Analysis of the Electroencephalogram in Determining the Maturity of Cortical Rhythms in Younger Schoolchildren. *Biophysics* 2022; 67 (2): 274–280. doi: 10.1134/S000635092202018X.
364. Schneider J., Lewis P.A., Koester D., Born J., Ngo H.V. Susceptibility to auditory closed-loop stimulation of sleep slow oscillations changes with age. *Sleep* 2020; 43 (12): zsa111. doi: 10.1093/sleep/zsa111.

365. Schutter D.J.L.G., Smits F., Klaus J. Mind matters: A narrative review on affective state-dependency in non-invasive brain stimulation. *Int. J. Clin. Health Psychol.* 2023; 23 (3): 100378. doi: 10.1016/j.ijchp.2023.100378.
366. Shaffer F., Ginsberg J.P. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Front. Public Health.* 2017; 5: 258. doi: 10.3389/fpubh.2017.00258
367. Shaffer F., McCraty R., Zerr C.L. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Front. Psychol.* 2014; 5: 1040. doi: 10.3389/fpsyg.2014.01040
368. Shaltout H.A., Lee S.W., Tegeler C.L., Hirsch J.R., Simpson S.L., Gerdes L., Tegeler C.H. Improvements in Heart Rate Variability, Baroreflex Sensitivity, and Sleep After Use of Closed-Loop Allostatic Neurotechnology by a Heterogeneous Cohort. *Front Public Health* 2018; 6: 116. doi: 10.3389/fpubh.2018.00116.
369. Shen Q.R., Hu M.T., Feng W., Li K.P., Wang W. Narrative Review of Noninvasive Brain Stimulation in Stroke Rehabilitation. *Med Sci Monit.* 2022; 28. e938298. doi: 10.12659/MSM.938298.
370. Shirinpour S., Alekseichuk I., Mantell K., Opitz A. Experimental evaluation of methods for real-time EEG phase-specific transcranial magnetic stimulation. *J. Neural. Eng.* 2021; 17 (4): 046002. doi: 10.1088/1741-2552/ab9dba.
371. Shirvalkar P., Veuthey T.L., Dawes H.E., Chang E.F. Closed-Loop Deep Brain Stimulation for Refractory Chronic Pain. *Front ComputNeurosci.* 2018;12: 18. doi: 10.3389/fncom.2018.00018.
372. Sitaram R., Ros T., Stoeckel L., Haller S., Scharnowski F., Lewis-Peacock J., Weiskopf N., Blefari M.L., Rana M., Oblak E., Birbaumer N., Sulzer J. Closed-loop brain training: the science of neurofeedback. *Nat. Rev. Neurosci.* 2017; 18 (2): 86–100. doi: 10.1038/nrn.2016.164.
373. Slutzky M.W., Flint R.D. Physiological properties of brain-machine interface input signals. *J. Neurophysiol.* 2017; 118 (2): 1329–1343. doi: 10.1152/jn.00070.2017
374. Sprugnoli G., Rossi S., Rotenberg A., Pascual-Leone A., El-Fakhri G., Golby A.J., Santarnecchi E. Personalised, image-guided, noninvasive brain stimulation in gliomas: Rationale, challenges and opportunities. *EBioMedicine* 2021; 70: 103514. doi: 10.1016/j.ebiom.2021.103514.
375. Stanyer E.C., Baniqued P.D.E., Awais M., Kouara L., Davies A.G., Killan E.C., Mushtaq F. The impact of acoustic stimulation during sleep on memory and sleep architecture: A meta-analysis. *J. Sleep Res.* 2022; 31 (3): e13385. doi: 10.1111/jsr.13385.

376. Stecher H.I., Notbohm A., Kasten F.H., Herrmann C.S. A Comparison of Closed Loop vs. Fixed Frequency tACS on Modulating Brain Oscillations and Visual Detection. *Front. Hum. Neurosci.* 2021; 15: 661432. doi: 10.3389/fnhum.2021.661432.
377. Stefanou M.I., Baur D., Belardinelli P., Bergmann T.O., Blum C., Gordon P.C., Nieminen J.O., Zrenner B., Ziemann U., Zrenner C. Brain State-dependent Brain Stimulation with Real-time Electroencephalography-Triggered Transcranial Magnetic Stimulation. *J. Vis. Exp.* 2019; 150. doi: 10.3791/59711.
378. Steffen P.R., Austin T., DeBarros A., Brown T. The Impact of Resonance Frequency Breathing on Measures of Heart Rate Variability, Blood Pressure, and Mood. *Front. Public Health* 2017; 5: 222. doi: 10.3389/fpubh.2017.00222
379. Sun F.T., Morrell M.J. Closed-loop neurostimulation: the clinical experience. *Neurotherapeutics* 2014; 11 (3): 553–563. doi: 10.1007/s13311-014-0280-3.
380. Syrov N., Bredichin D., Kaplan A. Processing of Sensory Information is Affected by BCI Feedback Being Perceived. *Communications in Computer and Information Science* 2020; 1224: 575–580.
381. Takabatake K., Kunii N., Nakatomi H., Shimada S., Yanai K., Takasago M., Saito N. Musical Auditory Alpha Wave Neurofeedback: Validation and Cognitive Perspectives. *Appl. Psychophysiol. Biofeedback* 2021; 46 (4): 323–334. doi: 10.1007/s10484-021-09507-1.
382. Takeuchi Y., Berényi A. Oscillotherapeutics - Time-targeted interventions in epilepsy and beyond. *Neurosci. Res.* 2020; 152: 87–107. doi: 10.1016/j.neures.2020.01.002.
383. Takeuchi Y., Li Q., Kawano T., Nagai J., Mima T. Editorial: Oscillotherapeutics - toward real-time control of pathological oscillations in the brain. *Front. Behav. Neurosci.* 2022; 16: 1021616. doi: 10.3389/fnbeh.2022.1021616.
384. Tan E.K.W., Au Y.Z., Moghaddam G.K., Occhipinti L.G., Lowe C.R. Towards Closed-Loop Integration of Point-of-Care Technologies. *Trends Biotechnol.* 2019; 37 (7): 775–788. doi: 10.1016/j.tibtech.2018.12.004.
385. Tegeler C.L., Gerdes L., Shaltout H.A., Cook J.F., Simpson S.L., Lee S.W., Tegeler C.H. Successful use of closed-loop allostatic neurotechnology for post-traumatic stress symptoms in military personnel: self-reported and autonomic improvements. *Mil. Med. Res.* 2017; 4 (1): 38. doi: 10.1186/s40779-017-0147-0.
386. Tegeler C.L., Munger Clary H., Shaltout H.A., Simpson S.L., Gerdes L., Tegeler C.H. Cereset Research Standard Operating Procedures for Insomnia: A Randomized, Controlled Clinical Trial. *Glob. Adv. Integr. Med. Health* 2023; 12: 27536130221147475. doi: 10.1177/27536130221147475.

387. Tegeler C.L., Shaltout H.A., Lee S.W., Simpson S.L., Gerdes L., Tegeler C.H. Pilot Trial of a Noninvasive Closed-Loop Neurotechnology for Stress-Related Symptoms in Law Enforcement: Improvements in Self-Reported Symptoms and Autonomic Function. *Glob. Adv. Health Med.* 2020; 9: 2164956120923288. doi: 10.1177/2164956120923288.
388. Tereshin A.E., Kiryanova V.V., Konstantinov K.V., Reshetnik D.A., Efimova M.Y., Karjagina M.V., Savelyeva E.K. Bioacoustic correction in cognitive rehabilitation of patients with focal brain lesions. *Herald of Restorative Medicine* 2019; 5 (93): 47–56.
389. Tervo A.E., Nieminen J.O., Lioumis P., Metsomaa J., Souza V.H., Sinisalo H., Stenroos M., Sarvas J., Ilmoniemi R.J. Closed-loop optimization of transcranial magnetic stimulation with electroencephalography feedback. *Brain Stimul.* 2022; 15 (2): 523–531. doi: 10.1016/j.brs.2022.01.016.
390. Thibault R.T., Lifshitz M., Raz A. The self-regulating brain and neurofeedback: experimental science and clinical promise. *Cortex* 2016; 74: 247–261. doi: 10.1016/j.cortex.2015.10.024
391. Tolin D.F., Davies C.D., Moskow D.M., Hofmann S.G. Biofeedback and Neurofeedback for Anxiety Disorders: A Quantitative and Qualitative Systematic Review. *Adv. Exp. Med. Biol.* 2020; 1191: 265–289. doi: 10.1007/978-981-32-9705-0\_16.
392. Tonti E., Budini M., Vingolo E.M. Visuo-Acoustic Stimulation's Role in Synaptic Plasticity: A Review of the Literature. *Int. J. Mol. Sci.* 2021; 22 (19): 10783. doi: 10.3390/ijms221910783.
393. Trainor L. Science and music: the neural roots of music. *Nature* 2008; 453 (7195): 598–599.
394. Valenchon N., Bouteiller Y., Jourde H.R., L'Heureux X., Sobral M., Coffey E.B.J., Beltrame G. The Portiloop: A deep learning-based open science tool for closed-loop brain stimulation. *PLoS One* 2022; 17 (8): e0270696. doi: 10.1371/journal.pone.0270696.
395. Valeriani D., Cinel C., Poli R. Brain-Computer Interfaces for Human Augmentation. *Brain Sci.* 2019; 9 (2): 22. doi: 10.3390/brainsci9020022.
396. Vosskuhl J., Strüber D., Herrmann C.S. Non-invasive Brain Stimulation: A Paradigm Shift in Understanding Brain Oscillations. *Front. Hum. Neurosci.* 2018; 12: 211. doi: 10.3389/fnhum.2018.00211.
397. Wakim J.H., Smith S., Guinn C. The efficacy of music therapy. *J. Perianesth. Nurs.* 2010; 25 (4): 226–232.
398. Wang Y., Xu N., Wang R., Zai W. Systematic review and network meta-analysis of effects of noninvasive brain stimulation on post-stroke cognitive impairment. *Front. Neurosci.* 2022; 16: 1082383. doi: 10.3389/fnins.2022.1082383.

399. Weiss D., Massano J. Approaching adaptive control in neurostimulation for Parkinson disease: Autopilot on. *Neurology* 2018; 90 (11): 497–498. doi: 10.1212/WNL.0000000000005111.
400. Weiss E., Kann M., Wang Q. Neuromodulation of Neural Oscillations in Health and Disease. *Biology (Basel)* 2023; 12 (3): 371. doi: 10.3390/biology12030371.
401. Wendt K., Denison T., Foster G., Krinke L., Thomson A., Wilson S., Widge A.S. Physiologically informed neuromodulation. *J Neurol Sci.* 2022; 434: 120121. doi: 10.1016/j.jns.2021.120121.
402. Wickramasuriya D.S., Amin M.R., Faghih R.T. Skin Conductance as a Viable Alternative for Closing the Deep Brain Stimulation Loop in Neuropsychiatric Disorders. *Front. Neurosci.* 2019; 13: 780. doi: 10.3389/fnins.2019.00780.
403. Wood S., Sage J.R., Shuman T., Anagnostaras S.G. Psychostimulants and cognition: a continuum of behavioral and cognitive activation. *Pharmacol. Rev.* 2013; 66 (1): 193–221. doi: 10.1124/pr.112.007054.
404. Wunderlin M., Züst M.A., Hertenstein E., Fehér K.D., Schneider C.L., Klöppel S., Nissen C. Modulating overnight memory consolidation by acoustic stimulation during slow-wave sleep: a systematic review and meta-analysis. *Sleep* 2021; 44 (7): zsa296. doi: 10.1093/sleep/zsa296.
405. Yang H., Luo Y., Hu Q., Tian X., Wen H. Benefits in Alzheimer's Disease of Sensory and Multisensory Stimulation. *J. Alzheimers Dis.* 2021; 82 (2): 463–484. doi: 10.3233/JAD-201554.
406. Yoo I.G. Electroencephalogram-based neurofeedback training in persons with stroke: A scoping review in occupational therapy. *NeuroRehabilitation.* 2021; 48 (1): 9–18. doi: 10.3233/NRE-201579.
407. Yoshimoto S., Jiang F., Takeuchi T., Wilkins A.J., Webster M.A. Adaptation and visual discomfort from flicker. *Vision Res.* 2019; 160: 99–107. doi: 10.1016/j.visres.2019.04.010.
408. Yu B., Funk M., Hu J., Feijs L. Unwind: A musical biofeedback for relaxation assistance. *Behav. Inf. Technol.* 2018; 37: 800–814. doi: 10.1080/0144929X.2018.1484515.
409. Yuliati A., Weber A.R.B. Use of Continuous EEG Monitoring in Children Presenting With Encephalopathy Following Convulsive Status Epilepticus. *J. Clin. Neurophysiol.* 2019; 36 (3): 181–185. doi: 10.1097/WNP.0000000000000566.
410. Zaccaro A., Piarulli A., Laurino M., Garbella E., Menicucci D., Neri B., Gemignani A. How Breath-Control Can Change Your Life: A Systematic Review on Psycho-Physiological Correlates of Slow Breathing. *Front. Hum. Neurosci.* 2018; 12: 353. doi: 10.3389/fnhum.2018.00353.

411. Zanos S. Closed-Loop Neuromodulation in Physiological and Translational Research. *Cold. Spring. Harb. Perspect. Med.* 2019; 9 (11): a034314. doi: 10.1101/cshperspect.a034314.
412. Zarubin G., Gundlach C., Nikulin V., Villringer A., Bogdan M. Transient Amplitude Modulation of Alpha-Band Oscillations by Short-Time Intermittent Closed-Loop tACS. *Front. Hum. Neurosci.* 2020; 14: 366. doi: 10.3389/fnhum.2020.00366.
413. Zeller C.J., Züst M.A., Wunderlin M., Nissen C., Klöppel S. The promise of portable remote auditory stimulation tools to enhance slow-wave sleep and prevent cognitive decline. *J. Sleep Res.* 2023: e13818. doi: 10.1111/jsr.13818.
414. Zeng L., Guo M., Wu R., Luo Y., Wei P. The Effects of Electroencephalogram Feature-Based Transcranial Alternating Current Stimulation on Working Memory and Electrophysiology. *Front. Aging Neurosci.* 2022; 14: 828377. doi: 10.3389/fnagi.2022.828377.
415. Zhang G., Cui Y., Zhang Y., Cao H., Zhou G., Shu H., Yao D., Xia Y., Chen K., Guo D. Computational exploration of dynamic mechanisms of steady state visual evoked potentials at the whole brain level. *Neuroimage* 2021; 237: 118166. doi: 10.1016/j.neuroimage.2021.118166.
416. Zhang X., Huai Y., Wei Z., Yang W., Xie Q., Yi L. Non-invasive brain stimulation therapy on neurological symptoms in patients with multiple sclerosis: A network meta analysis. *Front. Neurol.* 2022; 13: 1007702. doi: 10.3389/fneur.2022.1007702.
417. Zhigalov A., Kaplan A.J., Palva M. Modulation of critical brain dynamics using closed-loop neurofeedback stimulation. *Clin. Neurophysiol.* 2016; 127 (8): 2882.
418. Zhou X., Miller J.P. Commentary: The Emerging Role of Biomarkers in Adaptive Modulation of Clinical Brain Stimulation. *Neurosurgery* 2019; 85 (3): E440-E441. doi: 10.1093/neuros/nyz097.
419. Zhuang X., Tran T., Jin D., Philip R., Wu C. Aging effects on contrast sensitivity in visual pathways: A pilot study on flicker adaptation. *PLoS One* 2021; 16 (12): e0261927. doi: 10.1371/journal.pone.0261927.
420. Zrenner B., Zrenner C., Gordon P.C. et al. Brain oscillation-synchronized stimulation of the left dorsolateral prefrontal cortex in depression using real-time EEG-triggered TMS. *Brain Stimul.* 2020; 13 (1): 197–205. doi: 10.1016/j.brs.2019.10.007.

**ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ РАЗНЫХ ПРОТОКОЛОВ  
НЕЙРОБИОУПРАВЛЕНИЯ ДЛЯ КОРРЕКЦИИ СТРЕСС-  
ИНДУЦИРОВАННЫХ СОСТОЯНИЙ**

*Учебно-методическое пособие*

Авторы:

Софья Александровна Полевая  
Сергей Борисович Парин  
Александр Иванович Федотчев  
Людмила Владимировна Савчук  
Ольга Юрьевна Некрич  
Елена Александровна Мухина

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение  
высшего образования  
«Национальный исследовательский Нижегородский государственный  
университет им. Н.И. Лобачевского».  
603022, Нижний Новгород, проспект Гагарина, 23.