

УДК 159.942

DOI: [10.26102/2310-6018/2025.50.3.020](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2025.50.3.020)

Разработка алгоритма БОС-системы для лечения посттравматического стрессового расстройства

М.С. Галушка✉, В.Ю. Вишневецкий

Южный федеральный университет, Таганрог, Российская федерация

Резюме. Посттравматическое стрессовое расстройство (ПТСР) представляет собой сложное психическое расстройство, возникающее в результате переживания травмирующих событий. Симптомы ПТСР включают навязчивые воспоминания, эмоциональную отстраненность, повышенную тревожность и избегающее поведение. Традиционные методы лечения, такие как психотерапия и медикаментозная терапия, имеют ограничения и могут сопровождаться побочными эффектами. Биологическая обратная связь (БОС) по электроэнцефалограмме (ЭЭГ) представляет собой перспективный метод лечения, который помогает пациентам научиться самостоятельно регулировать свою мозговую активность. В данной работе представлен алгоритм БОС-системы, разработанный специально для лечения ПТСР. Проведена комплексная техническая и нейрофизиологическая верификация алгоритма на реальных ЭЭГ-данных, подтвердившая его эффективность и робастность. Алгоритм сочетает в себе тренинг альфа-, SMR- и бета-ритмов, что позволяет комплексно воздействовать на симптомы расстройства. Все этапы алгоритма, включая регистрацию и обработку ЭЭГ, спектральный анализ, выделение целевых ритмов, формирование обратной связи и адаптацию параметров в реальном времени, подробно описаны и обоснованы. Особое внимание уделено индивидуализации подхода: параметры БОС-тренинга адаптируются под пациента, что повышает его эффективность. Разработанная система ориентирована на использование в домашних условиях, что делает терапию доступной и удобной. Сравнительный анализ с существующими методами подчеркивает преимущества предложенного подхода, который позволяет улучшить контроль над симптомами ПТСР и повысить качество жизни пациентов.

Ключевые слова: посттравматическое стрессовое расстройство, ПТСР, биологическая обратная связь, ЭЭГ, альфа-ритм, SMR, бета-ритм, тета-ритм.

Для цитирования: Галушка М.С., Вишневецкий В.Ю. Разработка алгоритма БОС-системы для лечения посттравматического стрессового расстройства. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2025;13(3). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1788> DOI: 10.26102/2310-6018/2025.50.3.020

Development of a neurofeedback algorithm for the treatment of post-traumatic stress disorder

M.S. Galushka✉, V.Yu. Vishnevetsky

Southern Federal University, Taganrog, the Russian Federation

Abstract. Post-traumatic stress disorder (PTSD) is a complex mental health condition triggered by traumatic events and characterized by symptoms such as intrusive thoughts, emotional numbness, heightened anxiety, and avoidant behaviors. Conventional treatments, including psychotherapy and pharmacotherapy, have limitations and may cause side effects. Neurofeedback (NFB) via electroencephalogram (EEG) offers a promising alternative by enabling patients to learn how to self-regulate their brain activity. This study presents a novel NFB system algorithm designed specifically for PTSD treatment. The algorithm integrates alpha, SMR, and beta rhythm training to comprehensively address PTSD symptoms. Each stage of the algorithm is described in detail, from EEG recording and preprocessing to spectral analysis, target rhythm selection, feedback formation, and real-time parameter

adaptation. The approach is tailored to individual needs, dynamically adjusting training parameters to enhance therapeutic outcomes. Designed for home use, the system increases accessibility and convenience, empowering patients to take an active role in their recovery. Comparative analysis with existing methods highlights the advantages of this approach, which effectively targets a wide range of PTSD symptoms. The algorithm represents a significant step toward improving symptom management and enhancing the quality of life for individuals with PTSD.

Keywords: post-traumatic stress disorder, PTSD, neurofeedback, EEG, alpha rhythm, SMR, beta rhythm, theta rhythm.

For citation: Galushka M.S., Vishnevetsky V.Yu. Development of a neurofeedback algorithm for the treatment of post-traumatic stress disorder. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2025;13(3). (In Russ.). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1788> DOI: 10.26102/2310-6018/2025.50.3.020

Введение

Посттравматическое стрессовое расстройство (ПТСР) – это психическое заболевание, которое может возникнуть у людей, переживших или ставших свидетелями травмирующего события. ПТСР характеризуется рядом симптомов, включая навязчивые воспоминания, кошмары, эмоциональную онемелость, повышенную тревожность и избегание.

Традиционные методы лечения ПТСР включают в себя психотерапию и фармакотерапию, однако они не всегда эффективны и могут иметь побочные эффекты [1]. Биологическая обратная связь (БОС) по электроэнцефалограмме (ЭЭГ) предлагает неинвазивный и безопасный подход к лечению ПТСР [2].

БОС по ЭЭГ – это метод, который позволяет людям обучаться контролировать свою мозговую активность в режиме реального времени с помощью визуальной, звуковой или тактильной обратной связи. Обучаясь изменять свою мозговую активность, пациенты могут научиться управлять симптомами ПТСР.

Материалы и методы

Данное исследование было направлено на разработку алгоритма биологической обратной связи для лечения ПТСР. В первую очередь была поставлена задача создания алгоритма для системы, ориентированной на самостоятельное использование пациентами в домашних условиях, что обеспечит доступность, вовлеченность и эффективность терапии. При разработке алгоритма использовались знания из разных областей, включая нейрофизиологию, обработку ЭЭГ-сигналов, принципы БОС-терапии и проектирование пользовательских интерфейсов. Ставилась задача по созданию не только эффективного, но и простого в использовании алгоритма для людей без специальной подготовки.

В начале работы был проведен тщательный анализ научной литературы по теме ПТСР. Прежде всего изучались нейрофизиологические механизмы этого расстройства: изменения в работе мозга, ритмах его активности и их связь с эмоциями, вниманием и памятью. Особое внимание уделялось тому, как БОС-терапия может влиять на эти механизмы, способствуя перестройке мозга и регуляции им своей активности. Подробно рассматривалось, как именно нарушаются альфа-, бета- и SMR-ритмы у людей с ПТСР, и как БОС-терапия может помочь их восстановлению.

Далее изучались современные методы регистрации и анализа ЭЭГ, включая различные типы электродов, системы регистрации и методы обработки сигналов. Рассматривались алгоритмы фильтрации, подавления артефактов, спектрального анализа и выделения целевых ритмов мозговой активности. Анализировались различные

инструменты для точного и надежного измерения ЭЭГ, пригодные для использования в домашних условиях.

Также был проведен обзор существующих алгоритмов БОС-тренинга для лечения ПТСР, включая протоколы, основанные на альфа-, бета- и SMR-тренинге. Были проанализированы преимущества и недостатки различных подходов, чтобы определить наиболее перспективные параметры для дальнейшей разработки.

Также были изучены принципы разработки пользовательских интерфейсов, которые способствуют вовлечению и мотивации пациентов к проведению БОС-тренинга, что включает в себя рассмотрение принципов игрофикации, предоставления обратной связи в доступной и понятной форме, а также создания индивидуализированного и адаптивного опыта. Были рассмотрены различные форматы представления обратной связи, такие как визуальная, аудиальная и тактильная, и как они могут быть эффективно интегрированы в БОС-систему.

Алгоритм БОС-системы включает в себя следующие этапы:

- 1) регистрация ЭЭГ;
- 2) предобработка сигнала;
- 3) спектральный анализ;
- 4) выделение целевых ритмов;
- 5) формирование обратной связи;
- 6) адаптация параметров.

Регистрация электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов – первый и важнейший этап работы любой БОС-системы. Качество регистрации напрямую влияет на точность дальнейшего анализа и эффективность БОС-тренинга. Традиционно для регистрации ЭЭГ используются многоканальные электроэнцефалографы с применением стандартной системы наложения электродов «10–20», где количество каналов варьируется от 4 до 21, обеспечивая различную степень детализации регистрации мозговой активности. Существуют также упрощенные системы с меньшим количеством электродов, предназначенные для регистрации ограниченного набора ритмов мозговой активности. Для разрабатываемой системы, ориентированной на домашнее использование, оптимальным является использование одноканальной системы с электродом, размещенным в области *Pz*. Такой выбор обусловлен максимальной доступностью одноканальных систем, их простотой использования и достаточной информативностью для данной задачи. Область *Pz*, расположенная в теменной зоне по средней линии головы, демонстрирует высокую чувствительность к изменениям бета-ритма, что делает ее подходящей для регистрации и модуляции этого ритма [3].

С точки зрения анатомии и физиологии, область *Pz* соответствует зоне проекции задней части поясной извилины и прекунеуса. Эти области мозга играют важную роль в процессах внимания, эмоциональной регуляции и обработки информации, связанной с самосознанием. Избыточная активность бета-ритма в этих областях может способствовать возникновению тревоги, беспокойства и других симптомов, характерных для ПТСР. Фокусируясь на подавлении бета-ритма в области *Pz*, БОС-тренинг направлен на нормализацию активности этих ключевых областей мозга, что может способствовать снижению выраженности симптомов ПТСР.

Следующим этапом является предобработка ЭЭГ-сигнала. Предобработка ЭЭГ-сигнала является критически важным этапом для обеспечения точности последующего анализа и эффективности БОС-тренинга. Целью предобработки является удаление артефактов и шумов, которые могут исказить полезный сигнал и повлиять на результаты анализа. Этот этап включает в себя усиление сигнала, фильтрацию и подавление артефактов.

Слабый электрический сигнал ЭЭГ, измеряемый в микровольтах (мкВ), требует усиления для его последующей обработки и анализа. Усиление сигнала производится с использованием малошумящих усилителей, которые минимизируют добавление шума в процесс усиления. Коэффициент усиления выбирается таким образом, чтобы привести сигнал к диапазону, подходящему для дальнейшей цифровой обработки, обычно в пределах от ± 1 до ± 10 вольт. Усиление также помогает увеличить соотношение сигнал/шум (SNR), что улучшает качество данных [4].

После этого применяется фильтрация для выделения целевых частотных диапазонов и удаления нежелательных шумов и помех. Для выделения альфа-ритма (8–12 Гц) используется полосовой фильтр с частотами среза 7 Гц и 13 Гц, а для бета-ритма (13–30 Гц) – с частотами среза 12 Гц и 30 Гц. Для реализации этих фильтров используется цифровой фильтр Баттерворта 4-го порядка, который обеспечивает хорошую резкость фильтрации с минимальным искажением сигнала. Также применяются режекторные фильтры для подавления сетевых помех на частоте 50 Гц или 60 Гц (в зависимости от региона). Режекторный фильтр с узкой полосой пропускания эффективно подавляет помехи от электрической сети, не влияя на целевые частотные диапазоны [5].

Наконец, проводится подавление артефактов, таких как мигание глаз, движения глаз и мышечная активность, которые могут существенно искажать ЭЭГ-сигнал. Поскольку используется одноканальная система, анализ независимых компонент (ICA), который часто применяют для устранения артефактов в ЭЭГ, не применим к данной системе. Вместо этого для подавления артефактов используется адаптивное вычитание эталонного сигнала [6]. Для этого используется дополнительный электрод, размещенный в зоне *Fpz*. Сигнал, регистрируемый этим электродом, отражает активность лобных мышц и может использоваться в качестве эталонного сигнала для вычитания мышечных артефактов из сигнала *Pz*. Применяется алгоритм адаптивного вычитания, который динамически подстраивается под изменения в амплитуде мышечных артефактов. Этот метод основывается на предположении, что мышечные артефакты в сигналах *Pz* и *Fpz* имеют коррелированную природу. Коэффициент адаптации ($\alpha(t)$) определяет, какая доля сигнала *Fpz* ($SFpz(t)$) будет вычитаться из сигнала *Pz* ($SPz(t)$), чтобы минимизировать влияние мышечных артефактов. Оценка мышечного артефакта $M(t)$ вычисляется по формуле:

$$M(t) = \alpha(t) \cdot SFpz(t). \quad (1)$$

Очищенный сигнал *Pz* ($SPz_оч(t)$) получается по следующей формуле:

$$SPz_оч(t) = SPz(t) - M(t). \quad (3)$$

Коэффициент адаптации динамически изменяется, алгоритм адаптивного вычитания, такой как алгоритм наименьших квадратов (LMS), обновляет коэффициент адаптации на каждой итерации, основываясь на ошибке $e(t)$ между сигналом *Pz* и оценкой артефакта, так чтобы минимизировать эту ошибку. Обновление коэффициента адаптации происходит по следующей формуле:

$$\alpha(t + 1) = \alpha(t) + \mu \cdot e(t) \cdot SFpz(t), \quad (4)$$

где μ – скорость обучения алгоритма. Скорость обучения (μ) алгоритма LMS определяет, насколько быстро коэффициент адаптации ($\alpha(t)$) будет меняться на каждой итерации. Слишком большое значение μ может привести к нестабильности алгоритма, в то время как слишком малое значение μ может замедлить процесс адаптации. Оптимальное значение μ выбирается эмпирически и может настраиваться индивидуально для каждого пользователя, наилучшие результаты показывают значения от 0,01 до 0,1.

Для подавления артефактов, связанных с миганием глаз и движениями глаз, используются дополнительные цифровые фильтры. Для подавления низкочастотных артефактов, вызванных миганиями глаз, применяется высокочастотный фильтр Баттерворта 2-го порядка с частотой среза 0,5–4 Гц. Этот фильтр пропускает только частоты выше 0,5–4 Гц, эффективно уменьшая влияние миганий, которые в основном проявляются на более низких частотах.

После выполнения предобработки ЭЭГ-сигнал становится более чистым и подходит для последующего спектрального анализа и БОС-тренинга.

Следующим важным этапом является спектральный анализ. Спектральный анализ позволяет разложить ЭЭГ-сигнал на составляющие его частоты и оценить их мощность. Существует несколько методов спектрального анализа, таких как преобразование Фурье, вейвлет-преобразование, авторегрессионный анализ и другие [7].

В данной работе для спектрального анализа ЭЭГ-сигнала выбран метод быстрого преобразования Фурье (БПФ). БПФ является наиболее распространенным и эффективным методом спектрального анализа ЭЭГ, предоставляющим высокую точность и скорость вычислений. Этот метод позволяет разложить сложный ЭЭГ-сигнал на простые синусоидальные колебания разных частот и определить амплитуду каждой частотной составляющей, что, в свою очередь, позволяет оценить соотношение мощностей различных ритмов мозговой активности. Эта информация критически важна для диагностики и терапии ПТСР, так как позволяет выявить отклонения в мощностях определенных ритмов, связанных с симптомами расстройства.

Несмотря на то, что такие методы, как вейвлет-преобразование, могут предоставить более детальную информацию о временной динамике различных частот, быстрое преобразование Фурье остается оптимальным выбором для данной БОС-системы благодаря низкой вычислительной сложности, точности и достаточной информативности для анализа целевых ритмов.

После проведения спектрального анализа ЭЭГ-сигнала, следующим важным этапом является выделение целевых ритмов мозговой активности, на которые будет направлено воздействие БОС-тренинга. В данной системе основной акцент делается на модуляции альфа-ритма (8–12 Гц), связанного с состоянием расслабления и снижения тревожности, бета-ритма (13–30 Гц), связанного с активным бодрствованием, концентрацией внимания и, при избыточной активности, с тревожностью и беспокойством, SMR-ритма (12–15 Гц), связанного с сенсомоторной интеграцией и спокойным бодрствованием, и тета-ритма (4–7 Гц), связанного с состоянием релаксации, и, при избыточной мощности, с рассеянностью и замедлением когнитивных процессов. Важную роль также играют соотношения между этими ритмами, которые могут отражать различные состояния мозга [8].

Выбор целевых ритмов и их соотношений осуществляется индивидуально, на основе анализа ЭЭГ пациента и его текущего психологического состояния. При анализе фоновой ЭЭГ оценивается средняя мощность альфа-, бета-, SMR- и тета-ритмов в области P_z , а также соотношения между этими ритмами. Соотношение бета/альфа (B/A ratio) может указывать на уровень тревожности и напряжения, при этом увеличение этого соотношения часто свидетельствует о повышенной активации. Соотношение тета/бета (T/B ratio) может отражать когнитивные процессы, где увеличение этого соотношения может указывать на рассеянность и недостаток концентрации. Соотношение SMR/тета (SMR/T ratio) позволяет оценить сенсомоторную интеграцию и эмоциональную стабильность, а соотношение SMR/бета (SMR/B ratio) отражает баланс между вниманием и эмоциональной регуляцией. При этом, если анализ показывает избыточную мощность бета-ритма и увеличенное соотношение бета/альфа, что характерно для состояния повышенной тревожности и возбуждения, то целевым ритмом

для начала тренинга выбирается бета-ритм, направленный на его снижение, при этом обращается внимание на соотношение бета/альфа. Недостаток мощности альфа-ритма и нарушенное соотношение бета/альфа, может указывать на недостаточное расслабление, и в таком случае, целевым ритмом становится альфа-ритм, направленный на его усиление. Аналогично, недостаток мощности SMR-ритма и нарушенное соотношение SMR/тета и SMR/бета может свидетельствовать о проблемах с сенсомоторной интеграцией, что делает SMR-ритм целевым для тренинга. Избыток тета-ритма и нарушенное соотношение тета/бета может указывать на рассеянность, что может быть скорректировано путем снижения тета-ритма или модуляции других ритмов. Если же соотношения ритмов находятся в пределах нормы, то выбор целевого ритма может быть основан на индивидуальных предпочтениях пациента или на специфических целях тренинга.

Также проводится субъективная оценка психологического состояния пациента с помощью стандартных опросников, таких как шкала тревоги Спилбергера, шкала депрессии Бека и шкала оценки импульсивности, что позволяет установить корреляцию между субъективными симптомами и объективными показателями ЭЭГ, включая соотношения ритмов. Выбор целевых ритмов и их соотношений не является статичным, и в процессе тренинга они могут быть скорректированы в зависимости от динамики изменений ЭЭГ и психологического состояния пациента, опираясь на соотношения ритмов. Например, если в процессе бета-тренинга у пациента наблюдается выраженное снижение тревожности и увеличение альфа-ритма, то фокус тренинга может быть переключен на альфа-ритм, SMR-ритм или на нормализацию соотношения бета/альфа.

Таким образом, фокусируясь на модуляции альфа-, бета-, SMR- и тета-ритмов и их соотношений, разработанная БОС-система предоставляет гибкий инструмент для персонализированной коррекции уровня тревожности, расслабленности, эмоциональной стабильности, когнитивных процессов и моторного контроля, основанный на объективных ЭЭГ-данных и субъективных оценках состояния пациента. При этом важно учитывать, что все эти ритмы и их соотношения взаимосвязаны, и модуляция одного ритма или их соотношения может влиять на мощность других ритмов и их соотношения, и наоборот.

Далее идет этап формирования обратной связи, который является ключевым этапом в БОС-тренинге, поскольку именно обратная связь позволяет пациенту осознавать изменения в своей мозговой активности и обучаться ее регуляции. Для того чтобы БОС-тренинг был максимально эффективным и комфортным, важно предоставить пациенту обратную связь в наиболее подходящей для него форме. Существует три основных типа обратной связи: визуальная, аудиальная и тактильная, каждый из которых имеет свои преимущества и недостатки [9].

Визуальная обратная связь, наиболее распространенная в БОС-системах, может быть представлена в различных формах, позволяя пациенту наглядно видеть изменения в своей мозговой активности. Например, яркость объекта на экране может увеличиваться при усилении желаемой мозговой активности, как при увеличении мощности альфа-ритма, и уменьшаться при ее ослаблении. Цвет объекта также может меняться, например, от красного к зеленому, отражая степень успешности пациента в регуляции своей мозговой активности. Кроме того, размер объекта может увеличиваться или уменьшаться в зависимости от изменений в мозговой активности, а также может меняться форма или положение объекта на экране, например, двигаясь вверх или вниз, вращаясь или меняя свою форму. Визуальная обратная связь интуитивно понятна и может быть представлена в виде графиков, диаграмм, изображений, анимации, а также в игровой форме, которая является наиболее вовлекающей и мотивирующей, особенно для пациентов, использующих БОС-систему самостоятельно в домашних условиях.

Например, пациент может управлять персонажем в игре с помощью своей мозговой активности: увеличивать скорость движения персонажа при усилении альфа-ритма или преодолевать препятствия при подавлении бета-ритма.

Аудиальная обратная связь предоставляет информацию о мозговой активности через звуковые сигналы. Громкость звука может изменяться, увеличиваясь при усилении желаемой мозговой активности и уменьшаясь при ее ослаблении. Также может меняться высота звука или его тембр, отражая успешность пациента в регуляции своей мозговой активности, например, меняясь от более приятного к менее приятному. Можно использовать и музыкальные мелодии, где приятная музыка звучит при успешной регуляции мозговой активности, а менее приятная – при неуспешной. Аудиальная обратная связь может быть особенно полезна для пациентов с нарушениями зрения.

Тактильная обратная связь основана на предоставлении информации о мозговой активности через тактильные ощущения. Это может быть вибрация, интенсивность которой меняется в зависимости от изменений в мозговой активности, или давление, которое может меняться на определенных участках тела в зависимости от мозговой активности. Тактильная обратная связь может быть эффективна для пациентов, у которых снижена чувствительность к визуальным или аудиальным стимулам.

Выбор оптимальной формы обратной связи зависит от индивидуальных предпочтений пациента, а также от целей и задач БОС-тренинга. В некоторых случаях возможно использование комбинации разных форм обратной связи.

Завершающим этапом является адаптация параметров тренинга в режиме реального времени. Данный этап критически важен, поскольку он позволяет поддерживать оптимальный уровень сложности и мотивации пациента на протяжении всего сеанса.

Основная цель адаптации – обеспечить достаточный уровень вызова для пациента, чтобы стимулировать нейропластичность и способствовать обучению регуляции мозговой активности. В то же время, задача не должна быть слишком сложной, чтобы избежать фрустрации и поддерживать интерес пациента к тренингу.

Существует несколько методов адаптации параметров БОС-тренинга.

Пороговая адаптация – один из наиболее распространенных методов. Он основан на изменении порога, необходимого для получения обратной связи, в зависимости от успехов пациента. Если пациент успешно регулирует свою мозговую активность, порог постепенно повышается, увеличивая сложность задачи. Если пациент испытывает трудности, порог снижается, чтобы облегчить задачу и поддержать его мотивацию.

Адаптация сложности задачи – еще один эффективный метод адаптации. В этом случае сложность задачи (например, требуемый уровень мощности целевого ритма или сложность игрового задания) изменяется в зависимости от динамики изменений ЭЭГ. Если пациент демонстрирует устойчивый прогресс, сложность задачи постепенно увеличивается. Если прогресс отсутствует или наблюдается ухудшение показателей, сложность задачи снижается.

Также могут применяться более сложные алгоритмы адаптации, учитывающие множество параметров, таких как вариабельность сердечного ритма, кожно-гальваническая реакция, температура кожи и другие физиологические показатели.

Применение адаптивных алгоритмов позволяет персонализировать БОС-тренинг и сделать его более эффективным для каждого пациента [10].

Для подтверждения работоспособности и эффективности предложенного алгоритма была проведена серия экспериментов по регистрации реальных ЭЭГ-данных с использованием портативного нейроинтерфейса (250 Гц). Сигналы регистрировались с основного (Pz) и референтного (Fpz) каналов.

Верификация включала три этапа:

1. Анализ очистки от артефактов: Запись сигнала в условиях намеренно создаваемых высокоамплитудных помех (моргания, движения лицевых мышц).

2. Анализ сохранности полезного сигнала: Запись в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами.

3. Нейрофизиологическая валидация: Запись в двух контрастных состояниях – «Релаксация» и «Когнитивный стресс» – для оценки способности системы детектировать изменения в релевантных биомаркерах.

Для количественной оценки использовались спектральные и статистические метрики, включая долю мощности альфа-ритма, среднеквадратичное отклонение (STD) и соотношение мощностей бета/альфа-ритмов.

Результаты

В ходе экспериментальной верификации были получены данные, подтверждающие работоспособность и эффективность предложенного алгоритма.

Применение гибридного адаптивного фильтра к данным, записанным в условиях интенсивных помех, показало высокое качество очистки сигнала. На Рисунке 1 представлен пример работы алгоритма на фрагменте сигнала с артефактами моргания и мышечного напряжения.

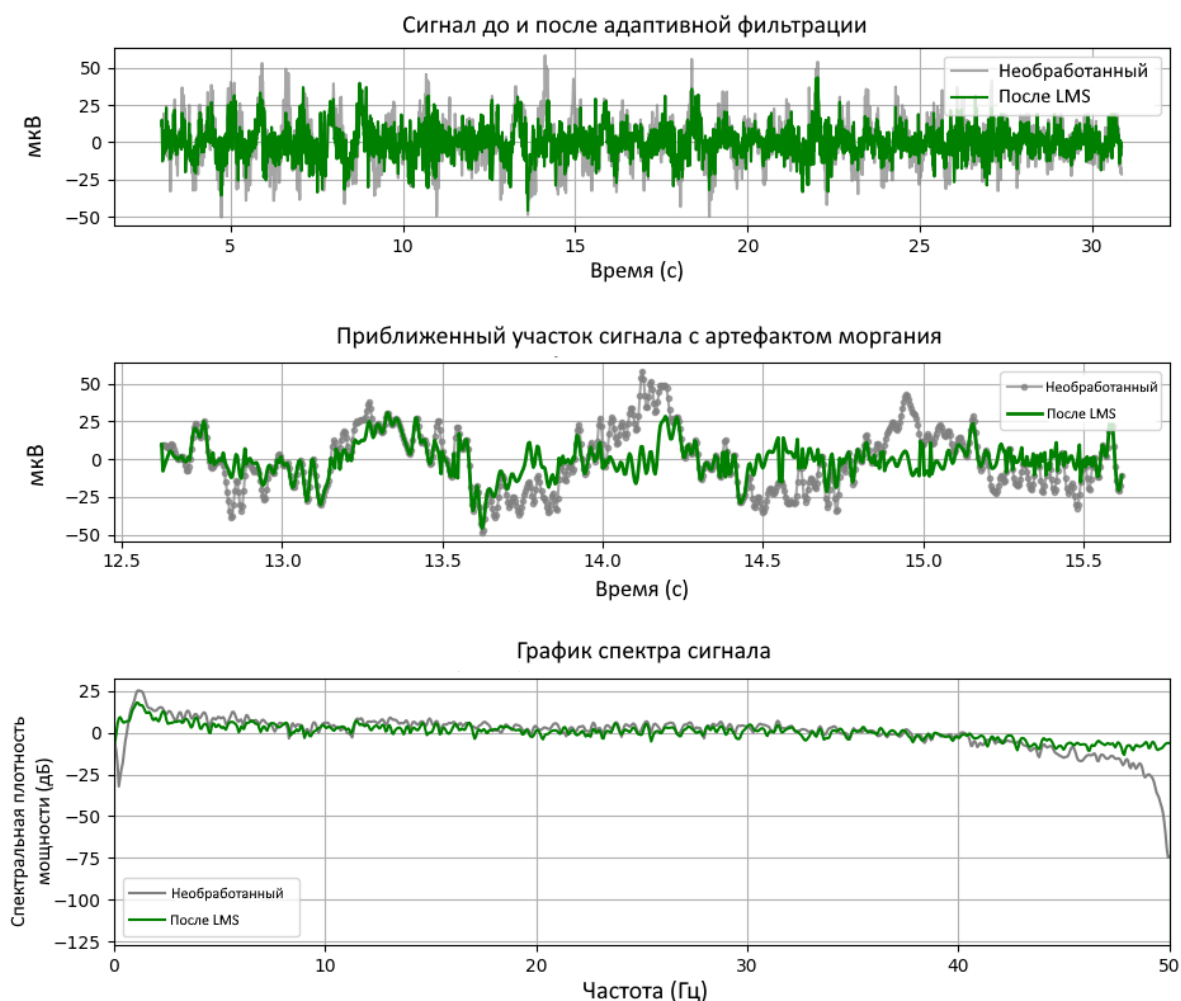


Рисунок 1 – Результаты очистки ЭЭГ-сигнала от высокоамплитудных артефактов
Figure 1 – Results of cleaning the EEG signal from high-amplitude artifacts

Для количественной оценки эффективности разработанного гибридного фильтра были выбраны метрики, отражающие два основных требования к очистке ЭЭГ: подавление шума и сохранность полезного сигнала.

1. Доля мощности альфа-ритма используется как показатель «прояснения» нейрофизиологического сигнала. Увеличение этого показателя после фильтрации свидетельствует о том, что удаление широкополосного шума делает видимым и более выраженным ключевой ритм покоя.

2. Среднеквадратичное отклонение (СКО) на «тихом» участке оценивает влияние фильтра на фоновую активность. Ожидается, что этот показатель либо останется почти неизменным (если фоновый шум некоррелирован), либо умеренно снизится (если фильтр успешно удаляет низкоуровневые коррелированные помехи, такие как мышечный тонус). Значительный рост СКО указывал бы на то, что фильтр сам генерирует шум.

3. Коэффициент корреляции Пирсона между основным (Pz) и референтным (Fpz) каналами напрямую измеряет степень удаления общей артефактной компоненты. Радикальное снижение этого показателя до значений, близких к нулю, является прямым доказательством успешной очистки.

В Таблице 1 представлены результаты расчета данных метрик для сигнала, записанного в условиях интенсивных помех.

Таблица 1 – Количественные показатели качества сигнала до и после очистки.

Table 1 – Quantitative indicators of signal quality before and after cleaning.

Метрика	До LMS	После LMS	
Доля альфа-ритма, %	7,66%	11,99%	+4,32%
СКО на спокойном участке	11,49	8,03	–30,1%
Корреляция с артефактом	0,511	0,120	–0,391

Данные таблицы демонстрируют достижение поставленных целей: доля альфа-ритма увеличилась на 4,32 %, подтверждая сохранность и «прояснение» полезного сигнала. В то же время, STD на тихом участке снизилось на 30,1 %, что свидетельствует об успешном удалении низкоуровневого фонового шума. Наиболее показательным является радикальное падение корреляции с артефактным каналом с 0,511 до 0,120, что напрямую доказывает эффективность работы адаптивного фильтра. На Рисунке 1 представлен пример работы алгоритма.

Для оценки способности системы различать психофизиологические состояния был выбран коэффициент бета/альфа, являющийся установленным нейрофизиологическим маркером когнитивного напряжения и тревоги. Именно этот показатель часто является мишенью в протоколах БОС-терапии, направленных на релаксацию.

На Рисунке 2 представлено сравнение спектральной плотности мощности в состояниях релаксации и когнитивного стресса, наглядно иллюстрирующее перераспределение энергии между частотными диапазонами.

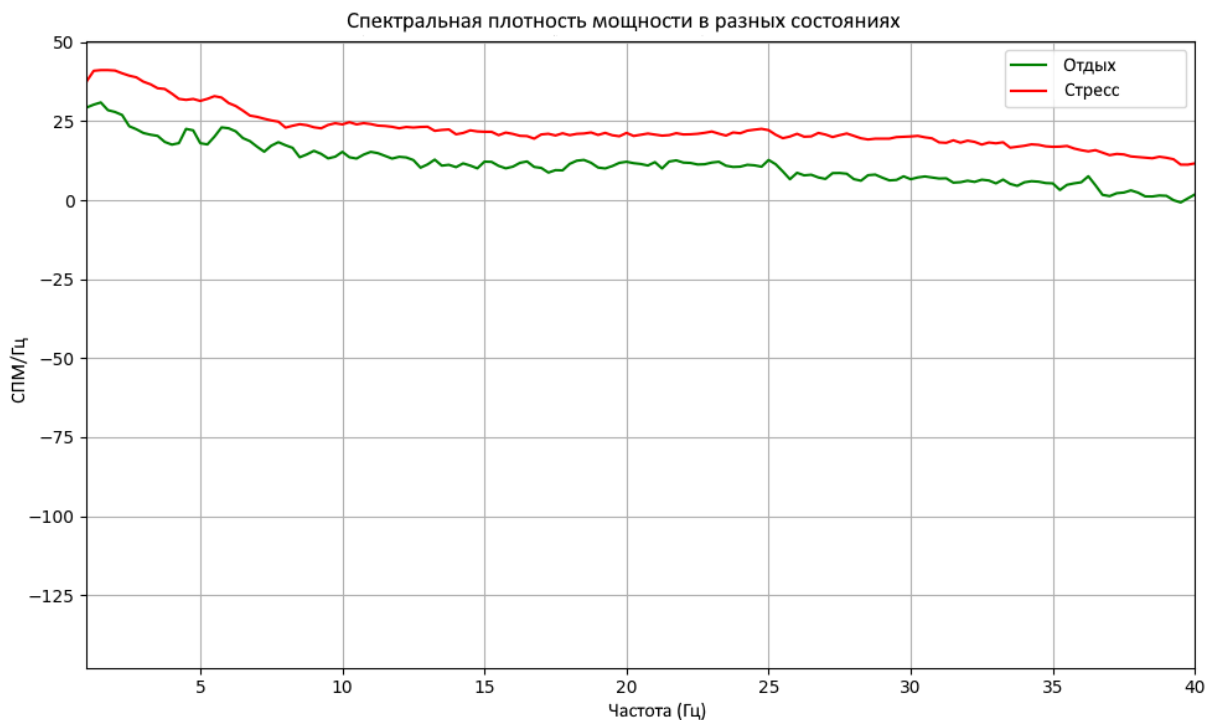


Рисунок 2 – Сравнение спектральной плотности мощности в состояниях релаксации и когнитивного стресса

Figure 2 – Comparison of spectral power density in states of relaxation and cognitive stress

Сравнительный анализ (Рисунок 3) показал, что при переходе от релаксации к стрессу соотношение бета/альфа статистически и практически значимо возрастает с 1,49 до 1,89, что подтверждает высокую чувствительность и адекватность системы.

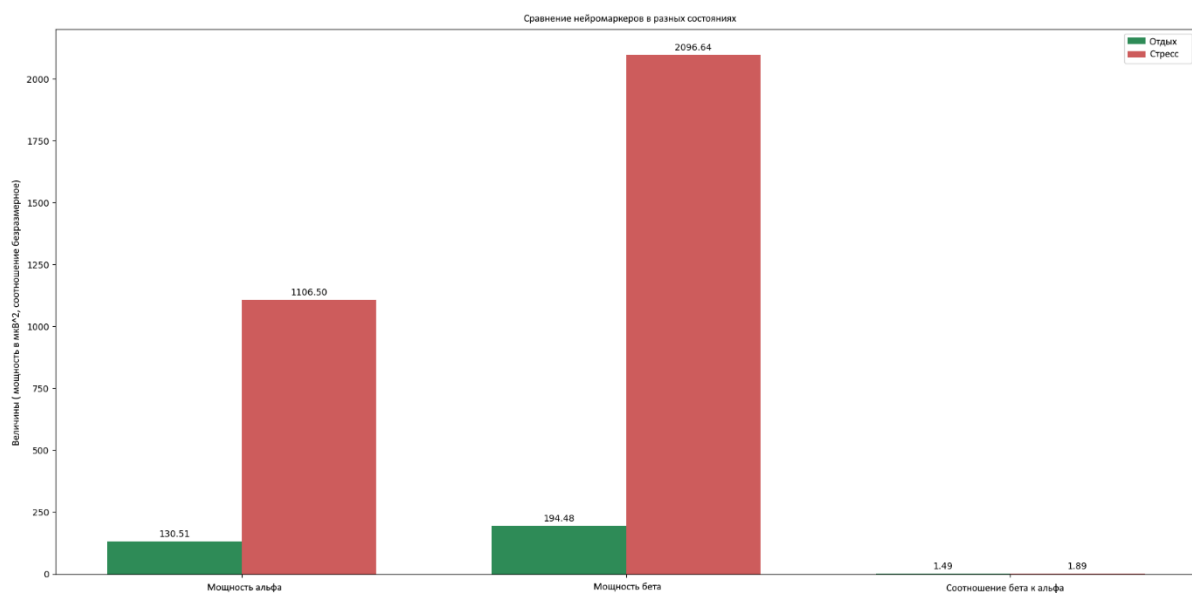


Рисунок 3 – Сравнение нейрофизиологических маркеров в состояниях релаксации и стресса

Figure 3 – Comparison of neurophysiological markers in states of relaxation and stress

Обсуждение

Проведенное исследование было направлено на разработку и верификацию алгоритма для БОС-системы. Полученные результаты позволяют сделать ряд выводов о его эффективности и состоятельности.

В отличие от чисто теоретических моделей, данная работа представляет конкретную техническую реализацию и ее всестороннюю проверку на реальных ЭЭГ-данных. Ключевым элементом, обеспечивающим работоспособность системы, является предложенный гибридный алгоритм очистки сигнала. Как показано в Таблице 1, после его применения значительно возрастает доля полезного альфа-ритма (+4,32 %) и радикально снижается корреляция с артефактным каналом ($-0,391$). Это доказывает, что даже в условиях малоканальной регистрации можно достичь высокого качества сигнала, достаточного для терапевтического применения.

Важнейшим аспектом является подтвержденная нейрофизиологическая адекватность системы. Результаты, представленные на Рисунках 2 и 3, наглядно демонстрируют, что вычисляемые параметры напрямую отражают психофизиологическое состояние испытуемого. Способность алгоритма надежно детектировать рост соотношения бета/альфа при когнитивном напряжении является прямым доказательством его пригодности для реализации терапевтических протоколов, нацеленных на снижение тревожности и гипервозбуждения.

Таким образом, заявленные в статье принципы работы БОС-системы получают прочную, экспериментально доказанную техническую основу.

Следует подчеркнуть, что данная работа представляет собой техническую верификацию алгоритма на данных одного здорового добровольца и не является клиническим исследованием. Целью не являлась оценка терапевтического эффекта, которая требует отдельных клинических исследований на репрезентативной выборке пациентов с использованием методов статистического анализа. Дальнейшая работа будет направлена на клиническую апробацию разработанной системы.

Заключение

В настоящей работе была успешно решена задача разработки и всесторонней верификации алгоритма для БОС-системы, предназначенной для коррекции нейрофизиологических маркеров ПТСР. Предложенный подход, основанный на гибридном адаптивном фильтре и анализе ключевых ЭЭГ-ритмов, был реализован в виде программного прототипа и прошел комплексную проверку на реальных данных.

В ходе экспериментальной верификации было доказано, что:

1. Разработанный гибридный адаптивный фильтр эффективно подавляет как высокоамплитудные, так и низкоуровневые артефакты (ЭОГ, ЭМГ), что подтверждается радикальным снижением корреляции с референтным каналом.

2. Алгоритм очистки является безопасным для полезного сигнала: после его применения не происходит искажения фоновой ЭЭГ, а доля мощности ключевого альфа-ритма в общем спектре сигнала значимо возрастает, свидетельствуя о «прояснении» нейронной активности.

3. Система обладает высокой нейрофизиологической адекватностью: продемонстрирована ее способность надежно детектировать изменения в соотношении бета/альфа-ритмов при смене психофизиологического состояния пользователя с релаксации на когнитивное напряжение.

Таким образом, можно заключить, что разработанный и верифицированный алгоритм представляет собой надежную и технически состоятельную основу для создания доступных и эффективных БОС-систем. Он решает одну из главных проблем

малоканальных носимых нейроинтерфейсов – качественную очистку сигнала в реальном времени.

Дальнейшая работа будет направлена на интеграцию данного алгоритма в полноценный программный комплекс с интуитивным пользовательским интерфейсом и на проведение пилотных клинических исследований для оценки терапевтической эффективности предложенного БОС-протокола на выборке пациентов с ПТСР.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Martin A., Naunton M., Kosari S., Peterson G., Thomas J., Christenson J.K. Treatment Guidelines for PTSD: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*. 2021;10(18). <https://doi.org/10.3390/jcm10184175>
2. Askovic M., Soh N., Elhindi J., Harris A.W.F. Neurofeedback for Post-Traumatic Stress Disorder: Systematic Review and Meta-Analysis of Clinical and Neurophysiological Outcomes. *European Journal of Psychotraumatology*. 2023;14(2). <https://doi.org/10.1080/20008066.2023.2257435>
3. Hatton Sh.L., Rathore Sh., Vilinsky I., Stowasser A. Quantitative and Qualitative Representation of Introductory and Advanced EEG Concepts: An Exploration of Different EEG Setups. *Journal of Undergraduate Neuroscience Education*. 2023;21(2):A142–A150.
4. O’Sullivan M., Temko A., Bocchino A., O’Mahony C., Boylan G., Popovici E. Analysis of a Low-Cost EEG Monitoring System and Dry Electrodes Toward Clinical Use in the Neonatal ICU. *Sensors*. 2019;19(11). <https://doi.org/10.3390/s19112637>
5. Pise A.W., Rege P.P. Comparative Analysis of Various Filtering Techniques for Denoising EEG Signals. In: *2021 6th International Conference for Convergence in Technology (I2CT): 02–04 April 2021, Maharashtra, India*. IEEE; 2021. P. 1–4. <https://doi.org/10.1109/I2CT51068.2021.9417984>
6. Rosanne O., Albuquerque I., Cassani R., Gagnon J.-F., Tremblay S., Falk T.H. Adaptive Filtering for Improved EEG-Based Mental Workload Assessment of Ambulant Users. *Frontiers in Neuroscience*. 2021;15. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.611962>
7. Zhang H., Zhou Q.-Q., Chen H., et al. The Applied Principles of EEG Analysis Methods in Neuroscience and Clinical Neurology. *Military Medical Research*. 2023;10. <https://doi.org/10.1186/s40779-023-00502-7>
8. Marzbani H., Marateb H.R., Mansourian M. Methodological Note: Neurofeedback: A Comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications. *Basic and Clinical Neuroscience*. 2016;7(2):143–158. <https://doi.org/10.15412/j.bcn.03070208>
9. Chang M., Yokota Yu., Ando H., Maeda T., Naruse Ya. Comparison and Combination of Gamified Neurofeedback Training and General Behavioral Training. *PLoS ONE*. 2022;17(12). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0278762>
10. Weaver Sh.S., Birn R.M., Cisler J.M. A Pilot Adaptive Neurofeedback Investigation of the Neural Mechanisms of Implicit Emotion Regulation Among Women with PTSD. *Frontiers in Systems Neuroscience*. 2020;14. <https://doi.org/10.3389/fnsys.2020.00040>

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Галушка Михаил Сергеевич, аспирант, Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, Таганрог, Российская Федерация.
e-mail: mgalushka@sfedu.ru

Mikhail S. Galushka, Postgraduate, Southern Federal University, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Taganrog, the Russian Federation.

Вишневецкий Вячеслав Юрьевич, кандидат технических наук, доцент, Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, Таганрог, Российская Федерация.

e-mail: vuvishevetsky@sfedu.ru

ORCID: [0000-0002-3953-0207](https://orcid.org/0000-0002-3953-0207)

Vyacheslav Yu. Vishnevetsky, Candidate of Engineering Sciences, Associate Professor, Southern Federal University, Institute of Nanotechnology, Electronics and Instrumentation, Taganrog, the Russian Federation.

Статья поступила в редакцию 16.01.2025; одобрена после рецензирования 29.06.2025; принята к публикации 24.07.2025.

The article was submitted 16.01.2025; approved after reviewing 29.06.2025; accepted for publication 24.07.2025.