

БИОМЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ

УДК 004.942

**МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ НЕЙРОФИДБЕК-ТРЕНИНГА
НА ОСНОВЕ ЭЭГ ДЛЯ РЕАБИЛИТАЦИИ ПАЦИЕНТОВ
С ПОСТТРАВМАТИЧЕСКИМ СТРЕССОВЫМ РАССТРОЙСТВОМ**

М. С. Галушка, аспирант ИНЭП ЮФУ, Таганрог, Россия;
orcid.org/0009-0000-3550-9518, e-mail: galushka1998@gmail.com

В. Ю. Вишневецкий, к.т.н., доцент кафедры ЭГАиМТ ИНЭП ЮФУ, Таганрог, Россия;
e-mail: vuvishnevetsky@srfedu.ru

Целью настоящей работы являются разработка и формальное описание математических и структурных моделей ключевых компонентов системы биологической обратной связи (БОС) на основе портативной электроэнцефалографии (ЭЭГ) для реабилитации пациентов с посттравматическим стрессовым расстройством (ПТСР). Актуальность исследования обусловлена растущей распространенностью ПТСР и необходимостью создания персонализированных, доступных и эффективных методов его коррекции. В статье решаются задачи моделирования процесса выбора стартового протокола нейрофидбек-тренинга на основе интеграции клинических и ЭЭГ-данных, алгоритма обработки одноканального ЭЭГ-сигнала для выделения релевантных нейрофизиологических маркеров, а также контура биоуправления, реализующего нейрофидбек. Представлена модель выбора протокола, основанная на системе продукционных правил, учитывающая клинический профиль пациента, определенный по PCL-5 (PTSD Checklist for DSM-5), и ЭЭГ-паттерны, выявленные при анализе индивидуальной записи покоя. Детализирована модель обработки ЭЭГ-сигнала, включающая этапы предобработки (полосовая и режекторная фильтрация, детекция и исключение артефактов), спектрального анализа по методу Уэлча и расчета мощностных характеристик альфа-, бета- и тета-ритмов. Разработана структурная и функциональная модель контура нейрофидбек-тренинга, описывающая взаимодействие пациента с аппаратно-программным комплексом и алгоритмы адаптации порогов обратной связи на основе целевой производительности. Полученные модели создают теоретическую основу для разработки алгоритмического и программного обеспечения персонализированных БОС-систем для лечения ПТСР, обеспечивая формализованное описание их функционирования и возможность дальнейшей верификации и оптимизации. Результаты моделирования могут быть использованы при создании программного обеспечения для портативных ЭЭГ-устройств, направленных на реабилитацию пациентов с ПТСР.

Ключевые слова: *посттравматическое стрессовое расстройство, биологическая обратная связь, электроэнцефалография, портативные устройства, нейрофидбек, обработка сигналов, адаптивный алгоритм, ПТСР, БОС, ЭЭГ.*

DOI: 10.21667/1995-4565-2026-95-245-254

Введение

Посттравматическое стрессовое расстройство (ПТСР) является серьезным психическим состоянием, развивающимся у некоторых людей после переживания или наблюдения травмирующего события. Традиционные методы лечения ПТСР, такие как психотерапия и фармакотерапия, не всегда обеспечивают достаточную эффективность и могут сопровождаться побочными эффектами [1]. В связи с этим актуальны поиск и разработка инновационных подходов к реабилитации пациентов с ПТСР.

Одним из перспективных неинвазивных методов является биологическая обратная связь (БОС) по электроэнцефалограмме (ЭЭГ), или нейрофидбек [2]. Данный метод основан на обучении пациента саморегуляции мозговой активности путем предоставления ему информации о текущем состоянии его ЭЭГ в режиме реального времени. Использование портативных ЭЭГ-устройств, таких как рассматриваемый в данном исследовании BrainBit Flex (2 – 8 каналов, частота дискретизации 250 Гц), открывает новые возможности для применения нейрофидбека вне клинических условий, повышая доступность и удобство терапии, однако ставит специфические задачи по разработке робастных алгоритмов обработки сигнала и адаптивных моделей управления в условиях ограниченного числа каналов и возможных артефактов [3].

Целью настоящей работы являются разработка и формальное описание математических и структурных моделей ключевых компонентов системы БОС на основе портативной ЭЭГ для реабилитации пациентов с ПТСР. Для достижения цели решались следующие задачи: разработка модели выбора стартового протокола нейрофидбек-тренинга, интегрирующей клинические данные и нейрофизиологические маркеры; создание модели обработки одноканального ЭЭГ-сигнала для выделения релевантных маркеров; формулирование модели контура биоуправления, реализующего нейрофидбек, включая механизмы адаптации.

Постановка задачи моделирования

Для разработки эффективной персонализированной системы БОС-терапии ПТСР на базе портативного ЭЭГ-устройства BrainBit Flex необходимо формализовать ключевые процессы, такие как выбор стартового протокола тренинга, обработка ЭЭГ-сигнала и реализация контура нейрофидбека. Алгоритм выбора стартового протокола должен рекомендовать наиболее подходящий начальный протокол из набора $\{Alpha_Up, SMR_Up, TBR_Theta_Down\}$ на основе исходных клинических данных пациента (P_clin) и его ЭЭГ-паттерна (P_EEG). Последовательность операций обработки ЭЭГ-сигнала предназначена для преобразования сырого одноканального ЭЭГ-сигнала $x_raw(t)$ (активный электрод Pz, референтный на мочке уха) в количественные нейрофизиологические маркеры (мощности альфа-, бета-, тета-ритмов и их соотношения). Эти маркеры используются как для выбора протокола, так и для генерации обратной связи. Описание контура нейрофидбека включает динамическое взаимодействие между мозговой активностью пациента и аппаратно-программным комплексом, правила генерации обратной связи и адаптации пороговых значений для поддержания оптимального уровня сложности тренинга.

Модель выбора стартового протокола нейрофидбек-тренинга

Модель предназначена для определения рекомендуемого стартового протокола БОС на основе данных о клиническом состоянии пациента и его нейрофизиологических особенностях.

Входные данные для модели включают клинические и нейрофизиологические характеристики пациента.

Клинические данные (P_clin) представляют собой категориальную переменную, определяемую на основе результатов стандартизированного опросника PCL-5 (Posttraumatic Stress Disorder Checklist for DSM-5) [4]. Опросник оценивает выраженность симптомов ПТСР по четырем кластерам DSM-5 (B, C, D, E). Категоризация пациента осуществляется следующим образом: профиль *ГИПЕРВОЗБУЖДЕНИЕ* определяется при сумме баллов по кластеру E (изменения в возбуждении и реактивности) $> X1$ (больше 10 баллов из 24 возможных) и при сумме баллов по кластерам C и D $< Y1$ (меньше 12 баллов из 40). Профиль *КОГНИТИВНО-ДИССОЦИАТИВНЫЙ* определяется при сумме баллов по кластерам C (избегание) и D (негативные изменения в когнициях и настроении) $> X2$ (больше 15 баллов) и при сумме баллов по кластеру E $< Y2$ (меньше 8 баллов). Профиль *СМЕШАННЫЙ* определяется при

сумме баллов по кластеру $E > X3$ (больше 9 баллов) и одновременно сумме баллов по кластерам C и $D > Y3$ (например, >14 баллов). Наконец, профиль *НЕВЫРАЖЕННЫЙ* определяется, если общая сумма баллов по $PCL-5 < Z$ (меньше 33 или, если ни один из вышеперечисленных профилей не является доминирующим) [5]. Важно отметить, что указанные пороговые значения Xn , Yn , Z могут быть изменены после проведения пилотных исследований и оценки их результатов.

Нейрофизиологические данные (P_EEG) также являются категориальной переменной, характеризующей ЭЭГ-паттерн пациента в состоянии покоя. Для ее определения проводится калибровочная ЭЭГ-запись в течение 60 секунд, во время которой пациент сидит спокойно, неподвижно, с закрытыми глазами. Записанный сигнал обрабатывается согласно модели, описанной далее в разделе «Модель обработки ЭЭГ-сигнала для выделения нейрофизиологических маркеров» (полосовая фильтрация 4 – 30 Гц, режекция 50/60 Гц, детекция и исключение артефактных сегментов). По «чистым» сегментам ЭЭГ рассчитываются усредненные абсолютные мощности: Pow_Alpha_base (8 – 12 Гц), $Pow_Beta_high_base$ (например, 18 – 30 Гц), Pow_Theta_base (4 – 8 Гц) и соотношение $TBR_base = Pow_Theta_base / Pow_Beta_total_base$ (где $Pow_Beta_total_base$ 13 – 30 Гц). Категоризация P_EEG осуществляется путем сравнения этих базовых маркеров с пороговыми значениями, основанными на литературе по количественной ЭЭГ (QEEG) [6, 7]. Паттерн *ГИПЕР* диагностируется, если $Pow_Alpha_base < Th_Alpha_Low$ (меньше 10 мкВ²) и/или $Pow_Beta_high_base > Th_Beta_High$ (больше > 12 мкВ²), что указывает на дефицит релаксации и/или избыточную корковую активацию. Паттерн *ГИПО* определяется, если $TBR_base > Th_TBR_High$ (больше 2,5 – 3,0) и/или $Pow_Theta_base > Th_Theta_High$ (больше 15 мкВ²), что может указывать на избыток медленноволновой активности. При отсутствии значимых отклонений от референтных диапазонов ЭЭГ-паттерн классифицируется как *НОРМА*. Пороговые значения $Th_$ являются ориентировочными и требуют адаптации с учетом специфики оборудования и конкретной группы испытуемых или будущих пользователей системы.

Логика принятия решения реализуется в виде детерминированной системы продукционных правил. Выходная переменная $Protocol \in \{Alpha_Up, SMR_Up, TBR_Theta_Down\}$.

R1: ЕСЛИ $P_clin = ГИПЕРВОЗБУЖДЕНИЕ$ И $P_EEG = ГИПЕР$ ТО $Protocol = Alpha_Up$
 R2: ЕСЛИ $P_clin = ГИПЕРВОЗБУЖДЕНИЕ$ И $P_EEG = ГИПО$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R3: ЕСЛИ $P_clin = ГИПЕРВОЗБУЖДЕНИЕ$ И $P_EEG = НОРМА$ ТО $Protocol = Alpha_Up$
 R4: ЕСЛИ $P_clin = КОГНИТИВНО-ДИССОЦИАТИВНЫЙ$ И $P_EEG = ГИПЕР$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R5: ЕСЛИ $P_clin = КОГНИТИВНО-ДИССОЦИАТИВНЫЙ$ И $P_EEG = ГИПО$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R6: ЕСЛИ $P_clin = КОГНИТИВНО-ДИССОЦИАТИВНЫЙ$ И $P_EEG = НОРМА$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R7: ЕСЛИ $P_clin = СМЕШАННЫЙ$ И $P_EEG = ГИПЕР$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R8: ЕСЛИ $P_clin = СМЕШАННЫЙ$ И $P_EEG = ГИПО$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R9: ЕСЛИ $P_clin = СМЕШАННЫЙ$ И $P_EEG = НОРМА$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R10: ЕСЛИ $P_clin = НЕВЫРАЖЕННЫЙ$ И $P_EEG = ГИПЕР$ ТО $Protocol = Alpha_Up$
 R11: ЕСЛИ $P_clin = НЕВЫРАЖЕННЫЙ$ И $P_EEG = ГИПО$ ТО $Protocol = SMR_Up$
 R12: ЕСЛИ $P_clin = НЕВЫРАЖЕННЫЙ$ И $P_EEG = НОРМА$ ТО $Protocol = SMR_Up$

Общий принцип построения правил заключается в сопоставлении клинического профиля пациента (P_clin) и его нейрофизиологического состояния (P_EEG) с известными терапевтическими эффектами различных протоколов нейрофидбека. Протокол $Alpha_Up$ (повышение альфа-ритма) выбирается преимущественно для состояний, характеризующихся

гипервозбуждением, тревогой, дефицитом релаксации. Протокол *SMR_Up* (повышение сенсомоторного ритма, 12 – 15 Гц) рекомендуется при проблемах с концентрацией внимания, импульсивностью, а также при некоторых формах тревожности и нарушениях сна, часто назначается при «КОГНИТИВНО-ДИССОЦИАТИВНОМ» профиле или ЭЭГ-паттерне «ГИПО» [8]. Протокол *TBR_Theta_Down* (снижение тета/бета соотношения и/или тета-ритма) применяется при избыточной медленноволновой активности (ЭЭГ-паттерн «ГИПО») [9]. Например, правило R1 (*ГИПЕРВОЗБУЖДЕНИЕ* и *ГИПЕР ЭЭГ* → *Alpha_Up*) логично, так как и клинические проявления, и ЭЭГ-маркеры указывают на состояние, для коррекции которого протокол *Alpha_Up* является адекватным [10].

Модель обработки ЭЭГ-сигнала для выделения нейрофизиологических маркеров

Исходный ЭЭГ-сигнал $x_{raw}(t)$, получаемый с одного дифференциального канала устройства BrainBit Flex (активный электрод Pz, референтный электрод на одной мочке уха, «земля» – на другой), представляется как:

$$x_{raw}(t) = s_{Pz}(t) - s_{Ref_ear}(t) + n_{bio}(t) + n_{tech}(t) + n_{amp}(t),$$

где $s_{Pz}(t)$ – целевая нейронная активность под Pz; $s_{Ref_ear}(t)$ – активность под референтным ушным электродом; $n_{bio}(t)$ – биологические артефакты (ЭМГ, ЭОГ); $n_{tech}(t)$ – технические артефакты (сетевая наводка, артефакты движения); $n_{amp}(t)$ – шум усилителя.

На первом этапе осуществляется предобработка сигнала. Предобработка $x(t) = H(x_{raw}(t))$ включает последовательное применение нескольких операций. Сначала выполняется полосовая фильтрация (H_{bpf}) с использованием цифрового фильтра Баттерворта 4-го порядка с частотами среза $f_{low} = 4$ Гц и $f_{high} = 30$ Гц. Этот диапазон охватывает основные ЭЭГ-ритмы и подавляет низкочастотные дрейфы и высокочастотный шум. Затем производится режекторная фильтрация (H_{notch}) цифровым фильтром Баттерворта 2-го порядка для подавления сетевой наводки 50 Гц. Амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) данных фильтров, подтверждающие их соответствие поставленным задачам, представлены на рисунке 1.

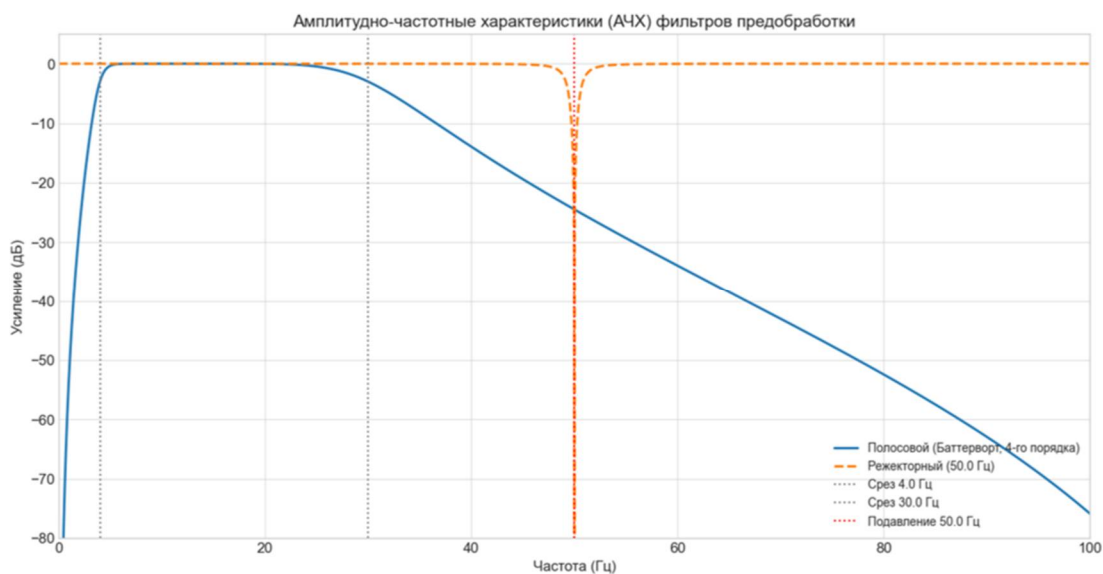


Рисунок 1 – Амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) фильтров линейной предобработки
Figure 1 – Amplitude-frequency characteristics (AFC) of linear preprocessing filters

На втором этапе решается более сложная задача подавления нестационарных биологических артефактов (электромиограммы), которые не могут быть устранены линейной фильтрацией. Для этой цели применяется специализированный адаптивный алгоритм (*H_artifact_rejection*). Сигнал анализируется в скользящих неперекрывающихся эпохах длительностью 1 секунда. Эпоха маркируется как артефактная и исключается, если размах в ней превышает порог $Th_ampl = 100 \text{ мкВ}$. Эффективность его работы наглядно продемонстрирована на рисунке 2.

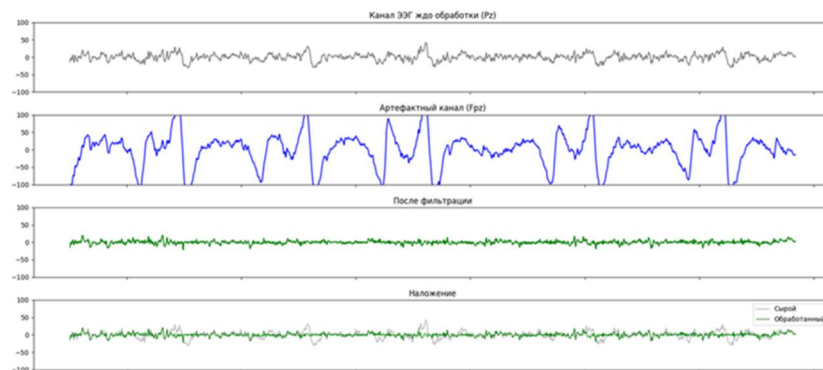


Рисунок 2 – Демонстрация работы адаптивного алгоритма на реальном ЭЭГ-сигнале
Figure 2 – Demonstration of adaptive algorithm operation on a real EEG signal

Работоспособность и корректность предложенной модели обработки были также подтверждены количественно. В таблице 1 представлены объективные метрики, рассчитанные для сегмента реального сигнала до и после применения полного цикла очистки.

Таблица 1 – Количественная оценка эффективности алгоритма очистки ЭЭГ-сигнала
Table 1 – Quantitative evaluation of EEG signal cleaning algorithm effectiveness

Метрика	До очистки	После очистки	Изменение
Соотношение альфа-ритма, %	8,66	17,76	+9,11
Среднеквадратическое отклонение	9,65	4,56	-52,8 %
Корреляция с артефактом	0,776	-0,030	-0,806

Данные таблицы объективно подтверждают эффективность фильтрации: среднеквадратическое отклонение сигнала, отражающее его общую мощность (включая шум), снизилось более чем вдвое (-52,8 %), а корреляция с артефактным каналом практически обнулилась. Важнейшим результатом для задач нейробиофидбека является более чем двукратное увеличение относительной мощности целевого альфа-ритма, что свидетельствует об успешном выделении полезного нейрофизиологического маркера из зашумленного сигнала.

Для получения устойчивой оценки спектральной плотности мощности (СПМ) $P(f)$ используется метод Уэлча [11]. Предобработанный и очищенный от артефактов сигнал $x(t)$ разбивается на перекрывающиеся сегменты $x_k(t)$ длиной $L = 512$ отсчетов (2,048 секунды при $Fs = 250 \text{ Гц}$). Перекрытие сегментов O составляет 50 % (256 отсчетов). К каждому сегменту применяется оконная функция Ханна $w(n)$ ($x_k_w(n) = x_k(n) * w(n)$), после чего вычисляется дискретное преобразование Фурье (ДПФ): $X_k(m) = FFT\{x_k_w(n)\}$. Периодограмма для каждого сегмента рассчитывается как $P_k(f_m) = (1/(Fs * U)) * |X_k(m)|^2$, где U – нормировочный коэффициент окна Ханна ($\approx 0,375$). Итоговая СПМ $P(f_m)$ получается усреднением периодограмм по K сегментам: $P(f_m) = (1/K) * \sum P_k(f_m)$ СПМ рассчитывается каждые $\Delta t_feedback$, равные одной секунде.

На основе СПМ $P(f)$ рассчитываются нейрофизиологические маркеры. Абсолютная мощность (Pow_Abs) для заданного частотного диапазона ($Band$) вычисляется как $Pow_Abs(Band) = \Delta f * \Sigma P(f_m)$ для $f_m \in Band$. Используются диапазоны: Тета (4 – 8 Гц), Альфа (8 – 12 Гц), SMR (12 – 15 Гц), Бета (13 – 30 Гц). Относительная мощность (Pow_Rel) определяется как $Pow_Rel(Band) = Pow_Abs(Band) / Pow_Total$, где Pow_Total – мощность в широком диапазоне (4 – 30 Гц). Также рассчитывается соотношение Тета/Бета (TBR) как $TBR = Pow_Abs(Theta) / Pow_Abs(Beta_total)$.

Модель контура нейрофидбек-тренинга

На рисунке 3 изображена система БОС, включающая в себя объект управления (ЦНС пациента), канал измерения (электроды, усилитель, АЦП BrainBit Flex), блок обработки сигнала, блок управления (здатчик, элемент сравнения, логика обратной связи, блок адаптации порога), блок формирования обратной связи, канал воздействия (экран, наушники) и канал обратной связи пользователя.

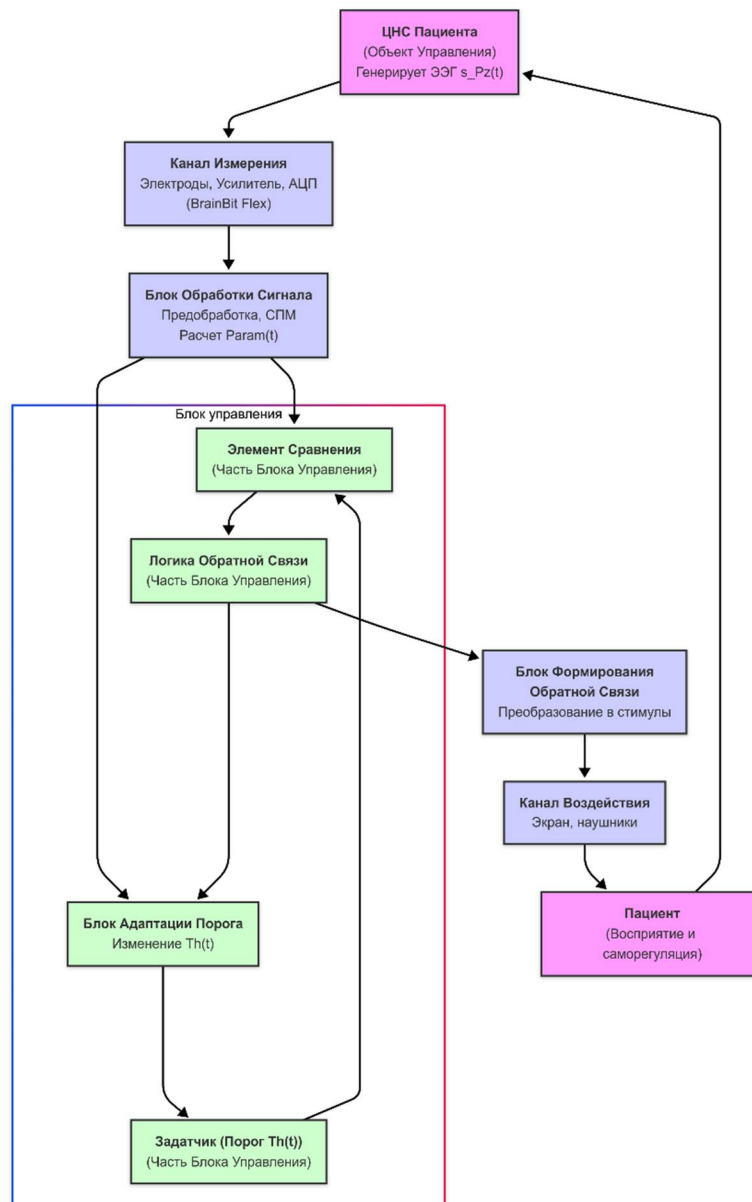


Рисунок 3 – Структурная схема системы
Picture 3 – System structural diagram

Основное правило нейроридбека определяет условия предоставления положительной или отрицательной/нейтральной обратной связи в зависимости от текущего значения параметра $Param(t)$ относительно порога $Th(t)$ и выбранного протокола:

ЕСЛИ ($Protocol = Alpha_Up$ ИЛИ $Protocol = SMR_Up$) ТО
 ЕСЛИ $Param(t) \geq Th(t)$ ТО $FB(t) = Positive_Feedback$
 ИНАЧЕ $FB(t) = Negative / Neutral_Feedback$
 ИНАЧЕ ЕСЛИ ($Protocol = TBR_Theta_Down$) ТО
 ЕСЛИ $Param(t) \leq Th(t)$ ТО $FB(t) = Positive_Feedback$
 ИНАЧЕ $FB(t) = Negative / Neutral_Feedback$

Модель адаптации порога динамически изменяет $Th(t)$. Сначала оценивается производительность ($Performance(t)$) как процент времени за адаптационный интервал ΔT_adapt , в течение которого пациент успешно удерживал целевой параметр ЭЭГ: $Performance(t) = (Время_успеха_за_ \Delta T_adapt / \Delta T_adapt) * 100 \%$. Адаптационный интервал ΔT_adapt устанавливается равным 30 секундам, что обеспечивает баланс между скоростью реакции системы и стабильностью оценки. Целевая производительность ($TargetPerformance$) задается выбором одного из трех уровней сложности: легкий (60%), средний (70%) или сложный (80%). Направление изменения порога для усложнения тренинга ($direction$) равно +1 для протоколов $Alpha_Up$, SMR_Up и -1 для TBR_Theta_Down . Новый порог $Th(t + \Delta t_adapt)$ рассчитывается после каждого интервала ΔT_adapt по формуле:

$$Th(t + \Delta t_adapt) = Th(t) + direction * step_size * (Performance(t) - TargetPerformance).$$

Коэффициент скорости адаптации $step_size$ устанавливается как $step_size = 0.02$ от текущего значения порога $Th(t)$ (2% от $Th(t)$), обеспечивая плавную адаптацию.

Моделируемый контур является: замкнутой, адаптивной системой биоуправления с дискретным временем, нелинейной и нестационарной.

Обсуждение результатов моделирования

Представленные модели формализуют ключевые аспекты системы нейроридбек-тренинга для ПТСР на основе портативной ЭЭГ. Модель выбора стартового протокола, использующая как клиническую оценку по PCL-5, так и объективные QEEG-маркеры, позволяет персонализировать терапию с начального этапа. Модель обработки ЭЭГ-сигнала, включающая конкретные параметры фильтрации, детекции артефактов и спектрального анализа методом Уэлча, обеспечивает извлечение необходимых нейрофизиологических маркеров из одноканальных данных. Модель контура нейроридбека детально описывает динамическое взаимодействие в системе и механизм адаптации порога на основе целевой производительности, что важно для поддержания вовлеченности пациента и эффективности тренинга.

Основными ограничениями предложенных моделей являются необходимость эмпирической валидации и возможной донастройки предложенных пороговых значений для классификации P_clin и P_EEG , а также параметров $step_size$ и Th_ampl . Также следует учитывать упрощения, связанные с использованием одноканальной ЭЭГ, особенно в части сложных артефактов, и детерминированный характер модели выбора протокола, который в будущем может быть усовершенствован. Тем не менее, разработанные модели представляют собой важный шаг к созданию научнообоснованной и практически реализуемой системы БОС-терапии ПТСР.

Заключение

В работе представлены математические и структурные модели, описывающие основные компоненты и процессы системы нейрофидбек-тренинга на основе портативной ЭЭГ для реабилитации пациентов с ПТСР. Разработаны модель выбора стартового протокола тренинга, интегрирующая клинические данные (на основе PCL-5) и ЭЭГ-маркеры (на основе анализа 60-секундной записи покоя); модель обработки одноканального ЭЭГ-сигнала, включающая предобработку с детектированием артефактов, спектральный анализ методом Уэлча ($L = 512$, $O = 50\%$) и расчет нейрофизиологических маркеров; и модель контура нейрофидбека с адаптивным алгоритмом изменения порогов на основе целевой производительности ($\Delta T_{adapt} = 30$ с, $step_size = 2\%$ от $Th(t)$). Эти модели обеспечивают формальную основу для разработки программного обеспечения системы, позволяют проводить симуляции и направляют дальнейшие экспериментальные исследования по оценке ее эффективности. Предложенный подход способствует созданию персонализированных и доступных инструментов для помощи пациентам с ПТСР. Дальнейшая работа будет направлена на программную реализацию представленных моделей и их всестороннюю экспериментальную апробацию с целью создания и валидации эффективного инструмента для практического использования в реабилитации пациентов с ПТСР.

Библиографический список

1. **Bisson J.I.** Psychological therapies for chronic post-traumatic stress disorder (PTSD) in adults / J.I. Bisson, N.P. Roberts, M. Andrew, R. Cooper, C. Lewis // Cochrane Database of Systematic Reviews. 2013. Vol. 12.
2. **Hammond D.C.** Neurofeedback with anxiety and affective disorders / D. C. Hammond // Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America. 2005. Vol. 14. No. 1. Pp. 105-123.
3. **Krigolson O.E.** Choosing MUSE: Validation of a Low-Cost, Portable EEG System for ERP Research / O.E. Krigolson, C.C. Williams, A. Norton, C.D. Hassall, F.L. Colino // Frontiers in Neuroscience. 2017. Vol. 11. Art. No.109.
4. **Blevins C.A.** The Posttraumatic Stress Disorder Checklist for DSM-5 (PCL-5): Development and initial psychometric evaluation / Blevins C.A., Weathers F.W., Davis M.T., Witte T.K., Domino J.L. // Journal of Traumatic Stress. 2015. 28(6). Vol. 28. No. 6.
5. National Center for PTSD. PTSD Checklist for DSM-5 (PCL-5) [Электронный ресурс] / U.S. Department of Veterans Affairs. URL: <https://www.ptsd.va.gov/professional/assessment/adult-sr/ptsd-checklist.asp> (дата обращения: 27.05.2025).
6. **Signal T.** The electrical aftermath: Brain signals of posttraumatic stress disorder filtered through a clinical lens / T. Signal, K. Tattersall, C. Gorio // Clinical Neurophysiology Practice. 2021. Vol. 6. Pp. 203-216.
7. **Thatcher R.W.** Handbook of Quantitative Electroencephalography and EEG Biofeedback / R.W. Thatcher. 2nd ed. San Diego: Academic Press, 2012. P. 576.
8. **Sterman M.B.** Physiological origins and functional correlates of EEG rhythmic activities: validation of SMR neurofeedback / M.B. Sterman // Biofeedback. 2010. Vol. 38. No. 2. Pp. 61-66.
9. **Arns M.** Efficacy of neurofeedback treatment in ADHD: the effects on inattention, impulsivity and hyperactivity: a meta-analysis / M. Arns, S. de Ridder, U. Strehl, M. Breteler, A. Coenen // Clinical EEG and Neuroscience. 2009. Vol. 40. No. 3. Pp. 180-189.
10. **Kolk B.A.** A randomized controlled study of neurofeedback for chronic PTSD / B.A. van der Kolk, J. Hodgdon, M. Gafen, R. Musicaro, M.K. Suvak, E. Hamlin, J. Spinazzola // PLoS ONE. 2016. Vol. 11. No. 12. Art. No. e0166752.
11. **Welch P.D.** (1967). The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. IEEE Transactions on audio and electroacoustics, 15(2). Pp. 70-73.

UDC 004.942

MODELING OF NEUROFEEDBACK TRAINING SYSTEM BASED ON PORTABLE EEG FOR REHABILITATION OF PATIENTS WITH POST-TRAUMATIC STRESS DISORDER

M. S. Galushka, post-graduate student, Institute of Nanotechnologies, Electronics and Equipment Engineering, Southern Federal University, Taganrog, Russia;
orcid.org/0009-0000-3550-9518, e-mail: galushka1998@gmail.com

V. Yu. Vishnevetskiy, PhD (in technical sciences), Associate Professor, Department of Electronic Devices and Medical Engineering Technologies, Institute of Nanotechnologies, Electronics and Equipment Engineering, Southern Federal University, Taganrog, Russia;
e-mail: vuvishnevetsky@sfnu.ru

The aim of this work is to develop and formally describe mathematical and structural models of key components for a biofeedback (BFB) system based on portable electroencephalography (EEG) for the rehabilitation of patients with post-traumatic stress disorder (PTSD). The relevance of the study is due to the growing prevalence of PTSD and the need to create personalized, accessible, and effective methods for its correction. The article addresses the tasks of modeling the process for selecting an initial neurofeedback training protocol based on the integration of clinical and EEG data, an algorithm for processing single-channel EEG signals to extract relevant neurophysiological markers, and a biocontrol loop that implements neurofeedback. A protocol selection model based on a production rule system, considering patient's clinical profile (determined by PCL-5) and EEG patterns (identified from individual resting-state recordings), is presented. A detailed model for EEG signal processing is provided, including preprocessing stages (band-pass and notch filtering, artifact detection and rejection), spectral analysis using Welch's method, and calculation of power characteristics for alpha, beta, and theta rhythms. A structural and functional model of neurofeedback training loop is developed, describing the interaction between a patient and hardware-software complex, as well as threshold adaptation algorithms based on target performance. The obtained models create a theoretical basis for the development of algorithmic and software solutions for personalized BFB systems for PTSD treatment, providing a formalized description of their functioning and the possibility for further verification and optimization. The modeling results can be used in creating software for portable EEG devices aimed at improving the psycho-emotional state of patients with PTSD.

Keywords: post-traumatic stress disorder, biofeedback, electroencephalography, portable devices, neurofeedback, signal processing, control system, adaptive algorithm, rehabilitation.

DOI: 10.21667/1995-4565-2026-95-245-254

References

1. **Bisson J.I.** Psychological therapies for chronic post-traumatic stress disorder (PTSD) in adults J.I. Bisson, N.P. Roberts, M. Andrew, R. Cooper, C. Lewis. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2013, vol. 12.
2. **Hammond D.C.** Neurofeedback with anxiety and affective disorders. *Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America*. 2005, vol. 14, no. 1, pp. 105-123.
3. **Krigolson O.E.** Choosing MUSE: Validation of a Low-Cost, Portable EEG System for ERP Research O.E. Krigolson, C.C. Williams, A. Norton, C.D. Hassall, F.L. Colino. *Frontiers in Neuroscience*. 2017, vol. 11. Art. No. 109.
4. **Blevins C.A.** The Posttraumatic Stress Disorder Checklist for DSM-5 (PCL-5): Development and initial psychometric evaluation. Blevins C.A., Weathers F.W., Davis M.T., Witte T.K., Domino J.L. *Journal of Traumatic Stress*. 2015. 28(6), vol. 28, no. 6.
5. National Center for PTSD. PTSD Checklist for DSM-5 (PCL-5) [Ehlektronnyj resurs]. U.S. Department of Veterans Affairs. URL: <https://www.ptsd.va.gov/professional/assessment/adult-sr/ptsd-checklist.asp> (data obrashcheniya: 27.05.2025).
6. **Signal T.** The electrical aftermath: Brain signals of posttraumatic stress disorder filtered through a clinical lens. T. Signal, K. Tattersall, C. Gorio. *Clinical Neurophysiology Practice*. 2021, vol. 6, pp. 203-216.

7. **Thatcher R.W.** Handbook of Quantitative Electroencephalography and EEG. 2nd ed. San Diego: Academic Press, 2012, p. 576.
8. **Sterman M.B.** Physiological origins and functional correlates of EEG rhythmic activities: validation of SMR neurofeedback. *Biofeedback*. 2010, vol. 38, no. 2, pp. 61-66.
9. **Arns M.** Efficacy of neurofeedback treatment in ADHD: the effects on inattention, impulsivity and hyperactivity: a meta-analysis. M. Arns, S. de Ridder, U. Strehl, M. Breteler, A. Coenen. *Clinical EEG and Neuroscience*. 2009, vol. 40, no. 3, pp. 180-189.
10. **Kolk B.A.** A randomized controlled study of neurofeedback for chronic PTSD. B.A. van der Kolk, J. Hodgdon, M. Gapen, R. Musicaro, M.K. Suvak, E. Hamlin, J. Spinazzola. *PLoS ONE*. 2016, vol. 11, no. 12, art. No. e0166752.
11. **Welch P.D.** (1967). The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short, modified periodograms. *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*. 15(2), pp. 70-73.