

DOI: <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2025.7.15>

УДК: 621.396, 519.6

## СИСТЕМА ПЕРЕДАЧИ БУКВЕННО-ЦИФРОВОЙ ИНФОРМАЦИИ НА ОСНОВЕ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННОГО АНАЛИЗА СИГНАЛА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ

Д.В. Журавлев

Воронежский государственный технический университет  
394006, Россия, г. Воронеж, ул. 20-летия Октября, д. 84

Статья поступила в редакцию 18 апреля 2025 г.

**Аннотация.** В статье рассмотрены этапы разработки системы передачи информации в виде программно-аппаратного комплекса, обеспечивающего ввод буквенно-цифровых символов в вычислительное устройство посредством морганий глазами оператора. Данная система передачи позволяет осуществлять ввод любых букв и символов только с использованием глаз без задействования других наружных органов, таких как руки, ноги, туловище и т. д. Кроме того, для передачи текстовой информации нет необходимости в задействовании речевого аппарата. Ключевой особенностью системы является возможность ее автоматического перевода самим оператором в рабочий или ждущий режим на основе частотного анализа электроэнцефалограммы оператора. Работа системы основана на использовании разработанного одноканального интерфейса «мозг-компьютер», позволяющего в режиме реального времени регистрировать один канал электроэнцефалографического отведения с лобной части головы и передавать сигнал в вычислительное устройство. Благодаря снятию биоэлектрического сигнала с лобной части головы появилась возможность использования электрода «сухого» типа. Нейрокомпьютерный интерфейс

построен на основе системы на кристалле TGAT1-L64. Он выполнен в сверхлегком и энергоэффективном исполнении, позволяющем оператору не снимать его с головы долгое время. В статье описаны основные этапы разработки программно-аппаратного комплекса. Также приведены результаты эмпирико-статистического исследования изменения спектральной плотности мощности в различных частотных диапазонах электроэнцефалографического сигнала в зависимости от различных внешних факторов, воздействующих на человека. Проведен ряд натурных экспериментов, по результатам которых в сигнале выявлены информативные признаки, позволяющие сформировать индексы закрытых/открытых глаз. Сформулированы рекомендации позволяющие оценить влияние психоэмоционального состояния оператора на формируемые индексы внимания и расслабления. На основе рассчитанных индексов получен универсальный индекс переключения режимов работы системы. Разработано комплексное программное обеспечение на языке Python позволяющее проводить: регистрацию и обработку принятых пакетов данных; предобработку электроэнцефалографического сигнала, выделение информативных как амплитудных, так и частотных составляющих; визуализацию окна ввода, детектирование и формирование буквенно-цифровых сообщений; расчет индекса переключения на основе частотного анализа сигнала и автоматизированное переключение системы в рабочий или ждущий режим. Описанные исследования и разработки легли в основу созданной системы передачи буквенно-цифровой информации. Проведена апробация системы, показавшая ее успешную работоспособность и возможность обеспечения средней точности передачи текстовой информации не ниже 98%.

**Ключевые слова:** интерфейс «мозг-компьютер», частотно-временной анализ, передача информации, нейрогарнитуры, программно-аппаратный комплекс, спектральная плотность мощности.

**Финансирование:** Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 24-29-20168, <https://rscf.ru/project/24-29-20168/>

**Автор для переписки:** Журавлев Дмитрий Владимирович, [ddom1@yandex.ru](mailto:ddom1@yandex.ru)

## Введение

Развитие современных технологий диктует все новые и новые подходы к повышению эффективности и развитию всех сфер человеческой деятельности. При этом важной ключевой задачей является создание интерфейсов «мозг-компьютер» (нейроинтерфейсы, ИМК), обеспечивающих обмен информацией между мозгом человека и электронными устройствами.

Неинвазивные ИМК регистрируют через неповрежденные покровы головы человека ритмическую биоэлектрическую активность головного мозга, проявляющуюся в виде колебаний электрических потенциалов (электроэнцефалограмма, ЭЭГ).

В настоящее время существует несколько видов анализа ЭЭГ для выявления информативных управляющих признаков это: временной анализ (линейное предсказание и анализ компонент), частотный анализ (спектральный анализ), частотно-временной анализ (вейвлет-анализ, преобразование Гильберта-Хуанга), нелинейный анализ, методы с применением нейронных сетей [1].

Классификация биопотенциалов мозга по частотным диапазонам была предложена еще в 1925 году и до сих пор является основой современной частотной классификации ЭЭГ [2]. Частотный диапазон ЭЭГ находится в интервале от 0,5 до 120 и более колебаний в секунду. Каждый ритм ЭЭГ связан с конкретными церебральными механизмами и соответствует определенному состоянию мозга. Различают следующие виды ритмов (сортированы по частотам):

- дельта-ритм ( $\delta$ -ритм) (частота 0,5-3 Гц; амплитуда 250-300 мкВ (до 1000 мкВ); регистрируется во время глубокого сна);
- тета-ритм ( $\theta$ -ритм) (частота 4-7 Гц; амплитуда 100-150 мкВ; регистрируется в состоянии неглубокого сна при кислородном голодании мозга);

- альфа-ритм ( $\alpha$ -ритм) (частота 8-13 Гц; амплитуда 20-80 мкВ; регистрируется в условиях покоя преимущественно в теменно-затылочных областях мозга, сильно выражен при закрытых глазах);
- каппа-ритм ( $\kappa$ -ритм) (частота 8-13 Гц; амплитуда 5-40 мкВ; регистрируется в височной области);
- мю-ритм ( $\mu$ -ритм) (частота 8-13 Гц; амплитуда не более 50 мкВ; регистрируется в роландической области);
- тау-ритм ( $\tau$ -ритм), лямбда-ритм ( $\delta$ -ритм), сигма-ритм ( $\delta$ -ритм) (частота 8-13 Гц; регистрируется в области височной коры, отвечает блокадой на звуковые стимулы);
- бета-ритм ( $\beta$ -ритм) (частота 14-35 Гц; амплитуда 10-30 мкВ; регистрируется в лобных долях при наличии внешних раздражителей);
- гамма-ритм ( $\gamma$ -ритм) (частота 30-120+ Гц; амплитуда ниже 10 мкВ; регистрируется при активном обучении и творческой деятельности);

Цель данной работы заключалась в разработке системы передачи буквенно-цифровой информации от оператора в электронно-вычислительную машину (ЭВМ) посредством анализа и интерпретации временной и частотной областей сигнала ЭЭГ.

Для достижения поставленной цели были решены следующие задачи:

- разработан и изготовлен макет сверхлегкого энергоэффективного беспроводного одноканального нейрокомпьютерного интерфейса на основе системы на кристалле TGAT1-L64;
- проведено эмпирико-статистическое исследование показателей мозговой активности человека в зависимости от изменения внешних воздействующих факторов;
- по результатам проведенного исследования разработаны индексы закрытых/открытых глаз и универсальный индекс переключения режимов работы;

- разработано программное обеспечение (ПО) на языке Python, позволяющее: проводить разбор пакетов принимаемого сигнала; формирование и визуализацию буквенно-цифровой информации; предобработку и анализ ЭЭГ сигнала во временной, частотной областях; расчет индексов и переключение режимов работы системы; детектирование амплитудных всплесков на ЭЭГ сигнале и формирование буквенно-цифрового сообщения;
- проведена апробация разработанного программно-аппаратного комплекса (ПАК) на 10-ти испытуемых операторах и показана эффективность разработанной системы передачи информации.

## 1. Обзор материалов предшествующих работ

Частотно-временной анализ ЭЭГ сигналов в настоящее время активно используется в различных прикладных областях медицины, например, для обнаружения биомаркеров ЭЭГ сигналов, соответствующих синдромам эпилепсии. В статье [3] описаны результаты анализа сигналов в бета- и гамма-диапазонах частот.

Также применяется методология, использующая машинное обучение для идентификации эпилептических припадков на основе частотно-временного анализа сигналов ЭЭГ. В статье [4] в качестве аппарата частотно-временного анализа, выделяющего информативные участки, используется вейвлет-преобразование, а далее происходит классификация этих участков с использованием сверточных нейронных сетей.

При распознавании с высокой точностью эмоций человека в статье [5] используется многомерная вариационная модовая декомпозиция (MVMD) для извлечения ансамбля многомерных модулированных колебаний (ММО) из многоканальных сигналов. Далее генерируются многомерные частотно-временные изображения (TF) с использованием функций совместной мгновенной амплитуды (JIA) и совместной мгновенной частоты (JIF), вычисленных на основе извлеченных ММО-изображений. Далее глубокая остаточная сверточная нейронная сеть ResNet-18 настраивается для извлечения скрытых

объектов из изображений TF. Такой метод позволил добиться более высокой точности классификации.

В ИМК также широко используется частотно-временной анализ. Например, авторы статьи [6] для разделения ритмов ЭЭГ, соответствующих конкретной активности мозга на этапе предварительной обработки данных, используют многомерную эмпирическую модовую декомпозицию (MEMD) и ее версию с помехами. Авторами предлагается новая модель быстрой многомерной эмпирической декомпозиции для анализа моторных образов по сигналам ЭЭГ. Эффективность работы модели была опробована на записях ЭЭГ из открытой базы данных «BCI Competition IV».

Существуют различные методы частотно-временного анализа ЭЭГ сигналов, подробный анализ методов и перспективы их развития подробно описаны в статье [7]. Авторы указывают на то, что, несмотря на разнообразие методов частотно-временного анализа, большинство исследований все же базируются на анализе данных ЭЭГ в виде потенциалов, связанных с событиями (ERP), или мощности, основанной на преобразовании Фурье. Однако при этом не учитываются сигналы без фазовой синхронизации и информация о времени при анализе спектра мощности. В статье также приводится подробное описание организации двух типов фазовой связи: межканальной фазовой синхронизации и взвешенного индекса фазового запаздывания.

В статье [8] подробно описан подход, позволяющий сократить объем данных для частотно-временного анализа, основанный на анализе основных компонент (TF- PCA).

Авторы статьи [9] проводят анализ мгновенной частоты и групповой задержки в сигналах ЭЭГ для выявления информативных признаков. Способ объединяет алгоритмы оценки мгновенной частоты для многокомпонентных сигналов с вспомогательной информацией о времени и частоте для улучшения оценки гребня сигнала в частотно-временном распределении (ЧВР).

В статье [10] показывается, что традиционные методы анализа, такие как кратковременное быстрое преобразование Фурье (БПФ) и вейвлет-преобразование,

не являются идеальными из-за принципа частотно-временной неопределенности и их зависимости от predetermined базовых функций. Гораздо лучшие результаты показывает эмпирическая модовая декомпозиция (EMD) так как метод позволяет извлекать мгновенную информацию о частоте и фазе. Однако данный метод требует увеличения вычислительных ресурсов по сравнению с БПФ. Для оптимизации вычислений авторы разработали массово-параллельную и оптимизированную по производительности графическую реализацию улучшенного полного ансамбля EMD с алгоритмом адаптивного шума.

У разных людей частотные диапазоны различных активностей варьируются в достаточно широких пределах. Поэтому авторы статьи [11] предлагают использовать метод вычисления частотных диапазонов колебаний мозга для конкретного субъекта с помощью преобразования Гильберта-Хуанга, снимающий ограничение на использование фиксированных частотных диапазонов для всех субъектов. Вводятся два новых показателя для количественной оценки мощности и частоты волн ЭЭГ. Эффективность предложенных показателей проверяется на двух наборах данных ЭЭГ кожи головы и сравнивается с четырьмя часто используемыми наборами признаков, извлеченными при вейвлет-преобразовании и преобразовании Гильберта-Хуанга.

Другим вариантом определения наиболее информативного с точки зрения разделения классов частотного диапазона ЭЭГ, дающего наивысшие показатели точности является метод оптимизации основанный на генетическом алгоритме [12]. Начальная обработка данных включала в себя непрерывное вейвлет-преобразование для отслеживания динамики изменения гармонических составляющих. Был проведен расчет коэффициентов вейвлет-разложения в узлах дискретной сетки с равномерным временным сдвигом  $\tau$  и определенными масштабами. В работе предложен алгоритм, позволяющий повысить среднюю точность классификации с 0,76 до 0,83 в автоматизированном режиме.

Основной целью настоящей работы являлась разработка системы передачи информации на основе обработки ЭЭГ сигнала человека. Проведенный анализ

работ посвященных частотно-временному анализу показывает, что в настоящее время ИМК на основе интерпретации частотной активности ЭЭГ сигналов имеют следующие ключевые недостатки: ограниченное число команд формируемых человеком (обычно 2-4 команды); продолжительное время тренировки оператора для достижения точности распознавания команд выше 80% (обычно от 2-х недель и более); наличие нескольких каналов ЭЭГ усложняющих ношение нейрогарнитуры на голове из-за присутствия дополнительных проводов, механизмов крепления, влажных (гелевых электродов) и т.д.

Для организации полнофункциональной системы передачи текстовой информации от оператора в ЭВМ посредством анализа и интерпретации ЭЭГ сигнала недостаточно только частотного анализа. Вследствие этого было принято решение использовать электромиографический/электроокулографический (ЭМГ/ЭОГ) интерфейс ввода текстовой информации в ЭВМ с помощью морганий глазами. Такое решение позволяет передавать в ЭВМ не ограниченное число команд. Однако для обеспечения полнофункциональной работы системы требуется доработка ИМК путем введения автоматизации смены режимов работы на основе частотного анализа ЭЭГ сигнала.

После запуска в рабочее состояние система ввода текста путем морганий требует большого напряжения оператора, которое возникает из-за того, что оператору приходится постоянно контролировать свою мигательную деятельность, не имея возможности расслабиться, выполнить неконтролируемые моргания или вовсе закрыть глаза. А лишние произвольные моргания неизбежно приведут к выбору системой очередного случайного ошибочного символа.

Для того чтобы в процессе работы оператор имел возможность расслабиться либо осуществлять врожденный физиологический защитный рефлекс (мигание или моргание) в произвольном виде не опасаясь того, что в систему будет послана не нужная команда предлагается ввести два режима работы системы (рабочий и ждущий) меняющиеся в автоматическом режиме

в зависимости от величины универсального индекса переключения системы. Такой индекс будет рассчитываться на основе частотно-временного анализа сигнала ЭЭГ, поступающего от оператора.

Для обеспечения полнофункциональной работы системы в двух режимах (работа/отдых) в программное обеспечение целесообразно ввести программный модуль, отслеживающий в режиме реального времени состояние индексов напряженности/расслабленности и переводящий систему в работоспособный или ждущий режим в зависимости от состояния оператора.

Такое исполнение системы позволит использовать всего одно отведение ЭЭГ сигнала с лобной части головы для ввода любой текстовой информации в ЭВМ при помощи ЭМГ/ЭОГ анализа указанного отведения и автоматического переключения режимов работы системы на основе частотного анализа ЭЭГ сигнала с этого же отведения.

Упрощенное исполнение ИМК с одним отведением ЭЭГ накладывает ряд ограничений на места расположения единственного электрода. Располагать электрод желательно в области головы свободной от волосяного покрова. Так как это обеспечит лучший переход кожа-электрод и позволит получить приемлемое качество биоэлектрического сигнала. При этом металлический электрод можно использовать в «сухом» виде даже без применения увлажняющего электропроводного геля. Как известно  $\alpha$ -ритм соответствующий релаксации регистрируется преимущественно в теменной части головы, а в лобной части он выражен хуже или может совсем отсутствовать. Поэтому полагаться на использование  $\alpha$ -ритма для определения расслабленности мозговой активности в нашей системе не стоит.

Синхронизацию  $\beta$ -ритма связывают с процессами внимания, а его регистрация осуществляется преимущественно в лобной части головы, поэтому при анализе частотных составляющих в нашем ИМК будем ориентироваться именно на этот вид ритма.

В монографии [13] рассмотрен вариант построения ИМК на основе соотношения  $\alpha$ - и  $\beta$ - ритмов ЭЭГ. В устройстве используется принцип

изменения амплитуды, следовательно, и спектральной плотности мощности  $\alpha$  - и  $\beta$  - частот ЭЭГ сигналов. ЭЭГ регистрировали с 6-ти электродов (С3, С4, Р3, Р4, Рz и Cz) расположенных в центральных и теменных областях коры головного мозга. Усредненные значения  $\alpha$  - и  $\beta$  -ритмов сглаживались с помощью экспоненциальной функции. Максимальные пороговые значения показателей определялись непрерывно в режиме скользящего окна. Далее в офлайн режиме проходила обработка спектральных характеристик с использованием многофакторного дисперсионного анализа. При вероятности  $p \leq 0.05$  возникающие различия амплитуды принимались во внимание. Таким образом, в результате нейрообратной связи на основе анализа соотношений  $\alpha$  - и  $\beta$  - ритмов удалось достичь точности формирования определенных команд в пределах 81-92% после двухнедельной тренировки испытуемых.

Система имеет достаточно высокую точность, однако, наличие 6-ти электродов, 2-х недельные тренировки оператора и обработка данных в офлайн режиме накладывает определенные трудности на ее использование.

Основная цель настоящего исследования: разработка ПАК на основе носимого малогабаритного ИМК, позволяющего организовать систему передачи информации от оператора в ЭВМ при помощи анализа ЭМГ/ЭОГ/ЭЭГ составляющих биоэлектрического сигнала всего с одного ЭЭГ отведения и обеспечением точности распознавания действий оператора в онлайн режиме не ниже 98%.

Далее проведем разработку и сборку ПАК на основе одноканального ИМК. Также проведем ряд экспериментов и проанализируем варианты управления внешними устройствами, основываясь на распределении спектральной плотности мощности (СПМ) сигнала ЭЭГ в зависимости от частоты. Отличительной особенностью данного ПАК будет являться его малогабаритность, легкость в ношении и способность работы в режиме реального времени.

## 2. Аппаратная реализация ИМК

Для самостоятельной реализации ИМК в лабораторных условиях возможна разработка аппаратной части с использованием различных проектов «открытого типа» [14-18]. Аппаратные реализации устройств регистрации изготовленных по материалам данных проектов положительно себя зарекомендовали для использования в различных научно-исследовательских задачах по регистрации и анализу ЭЭГ сигналов [19-21]

Приведенные проекты «открытого типа» позволяют регистрировать от 8-ми до 32-х каналов ЭЭГ они достаточно малогабаритны и энергоэффективны. Однако было предположено, что для построения нашей системы достаточно всего одного отведения ЭЭГ, причем снимаемого с лобной части головы без использования специальных электродов и гелей, обеспечивающих повышенную электропроводность. Вследствие этого использование многоканальных систем не целесообразно и как следствие возможна еще большая миниатюризация аппаратуры с увеличением ее энергоэффективности. Одним из аппаратных решений, обеспечивающих регистрацию одного отведения ЭЭГ сигнала с передачей полученной информации по радиоканалу в ЭВМ в режиме реального времени, является система на кристалле TGAT1-L64, разработанная компанией NeuroSky (США). [22]

На основе данной микросхемы был построен макет ИМК, внешний вид которого показан на рис. 1. Устройство крепления электродов и платы регистрации сигнала выполнено по принципу построения конструкции нейрогарнитуры типа «паук», которая выполнена в виде подвижных пластиковых сегментов распечатанных на 3D принтере. Нейрогарнитура позволяет легко адаптироваться к любому размеру и форм-фактору черепной коробки и надежно удерживает на голове электрод с устройством регистрации сигнала, включая аккумуляторную батарею.



Рис. 1. Макет интерфейса «мозг-компьютер» для проведения частотно-временного анализа сигнала ЭЭГ.

Для более плотной фиксации нейрогарнитуры на голове, соединения пластиковых сегментов усилены резиновыми кольцами. Регистрирующий электрод располагается в конце центрального сегмента (белого цвета) расположенного непосредственно над лобной частью головы. Остальные сегменты служат для обеспечения фиксации нейрогарнитуры на голове. Отрицательный вывод канала регистрации прикрепляется к левому уху оператора при помощи клипсы. К правому уху прикрепляется электрод активного шумоподавления.

Модуль регистрации ЭЭГ сигнала построен на основе микросхемы TGAT1-L64 представляющей собой аналого-цифровую систему на кристалле размером 3х3 мм. Модуль регистрации формирует сигнал с одного электроэнцефалографического отведения ЭЭГ относительно ушного отведения.

Дополнительное подавление шумов происходит путем введения обратной связи через ушной электрод шумоподавления. Полученный таким образом сигнал пропускается через настраиваемый режекторный фильтр для ослабления помех частотой 50 Гц от силовой сети 220 В.

Обобщенная блок-схема модуля регистрации ЭЭГ сигнала представлена на рис. 2.

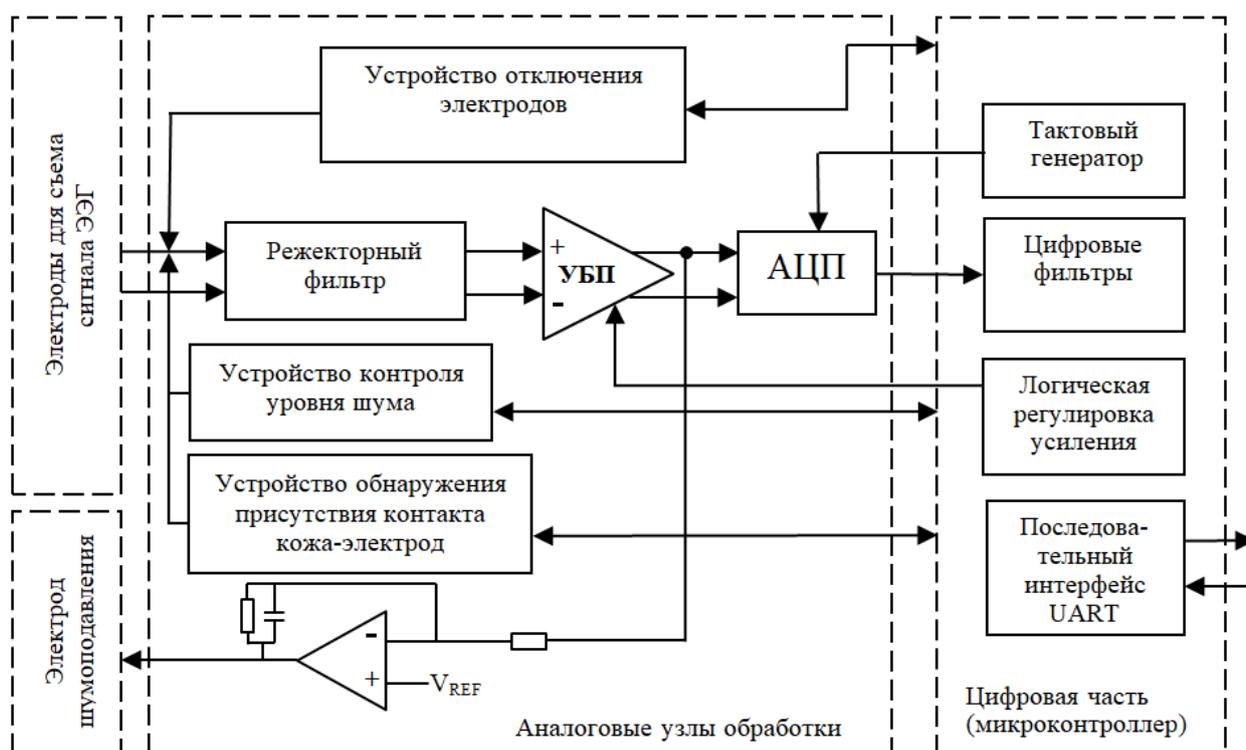


Рис. 2. Обобщенная блок-схема модуля регистрации ЭЭГ сигнала.

Далее сигнал усиливается дифференциальным усилителем биопотенциалов (УБП) с настраиваемым коэффициентом усиления и поступает на вход дифференциального аналого-цифрового преобразователя (АЦП) для оцифровки. Все основные действия по обработке сигнала, расчету показателей и формированию пакетов данных для отправки на внешнее устройство посредством модуля радиоканала происходят в цифровой части модуля.

Основные характеристики модуля регистрации ЭЭГ сигнала, следующие:

- количество отведений ЭЭГ сигнала: 1;
- обнаружение сигнала сверхнизкого уровня: есть;
- адаптивная фильтрация помех: есть;
- частотная полоса регистрируемого сигнала: 3-100 Гц;
- максимальный уровень входного шума по напряжению (от пика до пика): 10 мВ;
- частота дискретизации ЭЭГ сигнала: 512 Гц;
- разрядность АЦП: 12 Бит;

- расчетные показатели: коэффициент уровня внимания; коэффициент уровня расслабления; уровни мощности ЭЭГ сигнала в различных диапазонах волн (дельта-ритм, тета-ритм, альфа-ритм, бета-ритм, гамма-ритм);
- защита от перенапряжения на входе: 4 КВ при контактном разряде, 8 КВ при разряде по воздуху;
- напряжение питания: 2.97 ~ 3.63 В;
- потребляемый ток при напряжении питания 3,3 В: 15 мА;
- интерфейс связи: UART; скорость передачи 1200, 9600, 57600 бод (8-ми битовая посылка с одним стоп битом и без контроля четности);
- размер модуля: 27.9 x 15.2 x 2.5мм;
- вес: 350 мг.

Данные, сформированные цифровой частью модуля регистрации ЭЭГ передаются через стандартный профиль (SPP) последовательного порта радио-интерфейса стандарта Bluetooth в виде последовательного потока байтов.

Модуль регистрации ЭЭГ TGAT1-L64 самостоятельно рассчитывает значения коэффициентов уровней внимания и расслабления в относительных единицах в диапазоне от 0 до 100. Данные показатели рассчитываются, основываясь в основном на величинах энергетических уровней ЭЭГ сигнала  $\alpha$ -ритма и  $\gamma$ -ритма. Однако из-за расположения электрода в лобной части нам целесообразно ориентироваться на обработку  $\beta$ -ритма. Поэтому было принято решение провести расчет индексов внимания и расслабления самостоятельно.

Модуль TGAT1-L64 также рассчитывает и передает по радиоканалу СПМ сигнала во всех частотных диапазонах ЭЭГ. Входной сигнал ЭЭГ при этом обрабатывается фильтром скользящего среднего.

Для расчета коэффициентов уровней внимания, концентрации и стресса на основе значений мощности сигнала были использованы следующие формулы:

$$K_{\text{внимания}} = \left[ \frac{S(\omega)_{\alpha} + S(\omega)_{\gamma}}{S(\omega)_{\delta} + S(\omega)_{\theta} + S(\omega)_{\alpha} + S(\omega)_{\beta} + S(\omega)_{\gamma}} \right] \times 100, \quad (1)$$

$$K_{\text{концентрации}} = \left[ \frac{S(\omega)_{\beta}}{S(\omega)_{\delta} + S(\omega)_{\theta} + S(\omega)_{\alpha} + S(\omega)_{\beta} + S(\omega)_{\gamma}} \right] \times 100, \quad (2)$$

$$K_{\text{стресса}} = \left[ \frac{S(\omega)_{\delta} + S(\omega)_{\theta}}{S(\omega)_{\delta} + S(\omega)_{\theta} + S(\omega)_{\alpha} + S(\omega)_{\beta} + S(\omega)_{\gamma}} \right] \times 100, \quad (3)$$

где  $S(\omega)_{\alpha}$  – СПМ ЭЭГ сигнала в частотном диапазоне  $\alpha$ -ритма;

$S(\omega)_{\beta}$  – СПМ ЭЭГ сигнала в частотном диапазоне  $\beta$ -ритма;

$S(\omega)_{\gamma}$  – СПМ ЭЭГ сигнала в частотном диапазоне  $\gamma$ -ритма;

$S(\omega)_{\delta}$  – СПМ ЭЭГ сигнала в частотном диапазоне  $\delta$ -ритма;

$S(\omega)_{\theta}$  – СПМ ЭЭГ сигнала в частотном диапазоне  $\theta$ -ритма.

По шкале от 0 до 100 значения коэффициентов в интервале от 40 до 60 считаются нейтральными. Значения от 60 до 80 считаются слегка повышенными. Значения от 80 до 100 являются явно повышенными и указывают на значительное преобладание того или иного уровня эмоций. Аналогично этому при снижении уровней можно провести классификацию по следующим признакам. В диапазоне от 20 до 40 классифицировать как снижение уровня, а в диапазоне от 1 до 20 как явное понижение уровня показателя. Значение показателя равное нулю показывает на то, что в силу каких-либо причин (например, высокий уровень шума) показатель не может быть рассчитан. Приведенные выкладки были использованы в разработанном программном обеспечении на языке Python.

Модуль TGAT1-L64 имеет возможность передавать «сырые» необработанные данные ЭЭГ сигнала, представляющие собой 16-ти разрядное (16 бит) целое число со знаком в диапазоне от  $-32768$  до  $32767$ . Первый байт содержит старшие биты значения сигнала, а второй байт младшие. Чтобы получить исходное закодированное таким образом значение необходимо сдвинуть побитно первый

байт влево на 8 бит. Вывод необработанных данных проводится с частотой дискретизации 512 Гц (512 раз в секунду или примерно 1 раз каждые 2 мс).

Как было сказано выше, в модуле TGAT1-L64 проводится автоматический расчет СПМ ЭЭГ сигнала для каждого из 8-ми общепризнанных частотных диапазонов: дельта волн (0,5-2,75 Гц), тета волн (3,5-6,75 Гц), нижнего диапазона альфа волн (7,5-9,25 Гц), верхнего диапазона альфа волн (10-11,75 Гц), нижнего диапазона бета волн (13-16,75 Гц), верхнего диапазона бета волн (18-29,75 Гц), нижнего диапазона гамма волн (31-39,75 Гц) и среднего диапазона гамма волн (41-49,75 Гц). Вывод обработанных данных из микросхемы TGAT1-L64 происходит 1 раз в секунду.

### **3. Эмпирико-статистическое исследование**

Важнейшей и наиболее актуальной задачей при разработке ИМК является повышение надежности и достоверности функционирования. Отсюда следует, что паттерны (признаки) ЭЭГ, формируемые оператором должны быть максимально однозначно интерпретированы.

В идеале формируемые мозгом человека паттерны должны представлять собой уникальные пространственно-энергетические конструкции, которые будут легко различимы среди фоновой активности ЭЭГ.

Ряд исследований показывает, что формирование таких уникальных паттернов возможно после тренировок определенного вида, связанных с технологией биологической обратной связи (БОС) [13].

Используя частотный анализ, проведем эмпирико-статистическое исследование реакции показателей мозговой активности в зависимости от различных внешних факторов, воздействующих на человека.

При воздействии различных раздражающих факторов на органы чувств человека возникают связанные с событиями потенциалы (ССП). Такие СПП можно назвать сенсорными СПП. Однако СПП также возникают при выполнении человеком различных когнитивных задач (например, рутинных задач на ЭВМ). Эти СПП называют когнитивными.

Для того чтобы охватить максимально широкую область факторов влияющих на возникновение ССП в нашем эмпирико-статистическом исследовании были использованы стимулы, разделенные на 4 эксперимента.

Эксперимент №1. Объект находится в положении сидя в полной темноте. При этом глаза закрыты, объект пытается максимально расслабиться и не допустить воздействия раздражающих факторов на мозг (набор данных S1).

Эксперимент №2. Объект находится в положении сидя с открытыми глазами при слабом освещении. Объект формирует простейшие когнитивные ССП путем выполнения действий на ЭВМ, требующих применять умственные действия и операции (набор данных S2).

Эксперимент №3. Объект находится в неподвижном положении стоя с открытыми глазами. При этом объект наблюдает перед собой яркий свет и старается не применять мыслительную активность с умственной деятельностью (набор данных S3).

Эксперимент №4. Объект находится в неподвижном положении стоя с открытыми глазами. При этом объект наблюдает перед собой яркий свет. Одновременно с этим руки подняты вверх, соединены ладонями друг с другом и отведены за спину. Данное физическое упражнение вызывает значительное напряжение мышц шейного отдела позвоночника, подавляя тем самым любые когнитивные действия (набор данных S4).

Чтобы добиться высокой стационарности ЭЭГ сигнала каждое измерение проводилось только после того, как сигнал ЭЭГ принимал квазистационарный характер. Для накопления большего количества расчетных данных и усреднения показателей длительность измерений составляла не менее 6 минут. Сглаживание данных проводилось методом наименьших квадратов.

Для того чтобы проанализировать изменения частотных составляющих ЭЭГ сигнала в зависимости от активности мозга объекта были построены графики зависимостей СПМ (приведенные в относительных единицах) от времени для различных частотных диапазонов (Рис. 3-6).

На графиках приведены значения СПМ для экспериментов с 4-мя условиями: S1 – сидя в темноте (глаза закрыты); S2 – сидя при свете с выполнением когнитивных действий (глаза открыты); S3 – стоя при свете (глаза открыты); S4 – стоя при свете напряжение мышц области шеи для подавления когнитивных действий (глаза открыты).

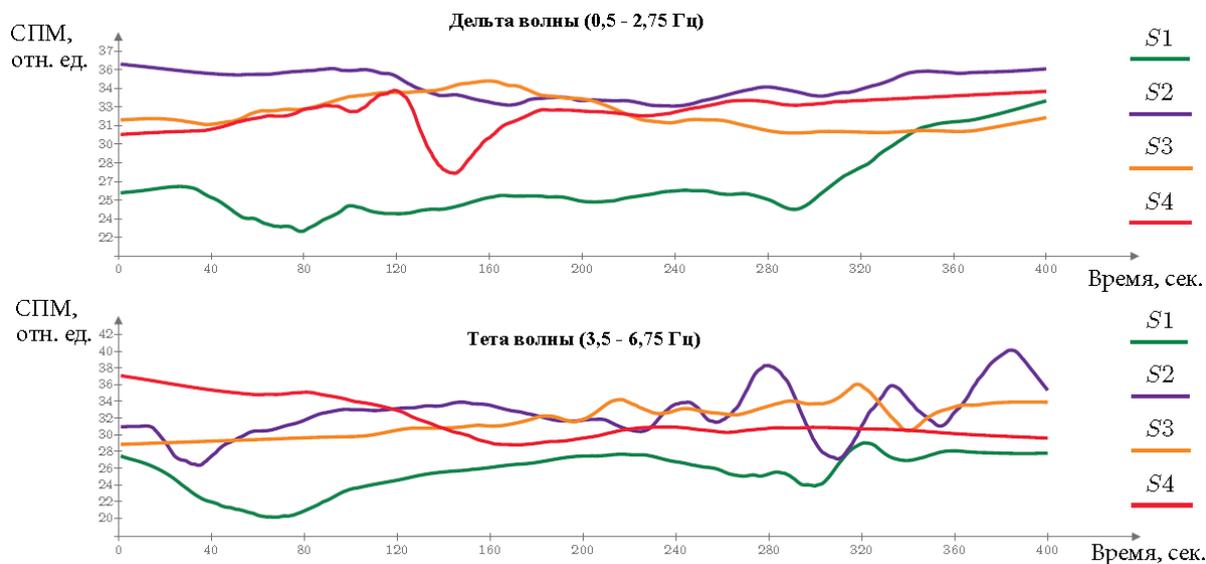


Рис. 3. Зависимости СПМ от времени в диапазонах  $\delta$ -волн и  $\theta$ -волн.

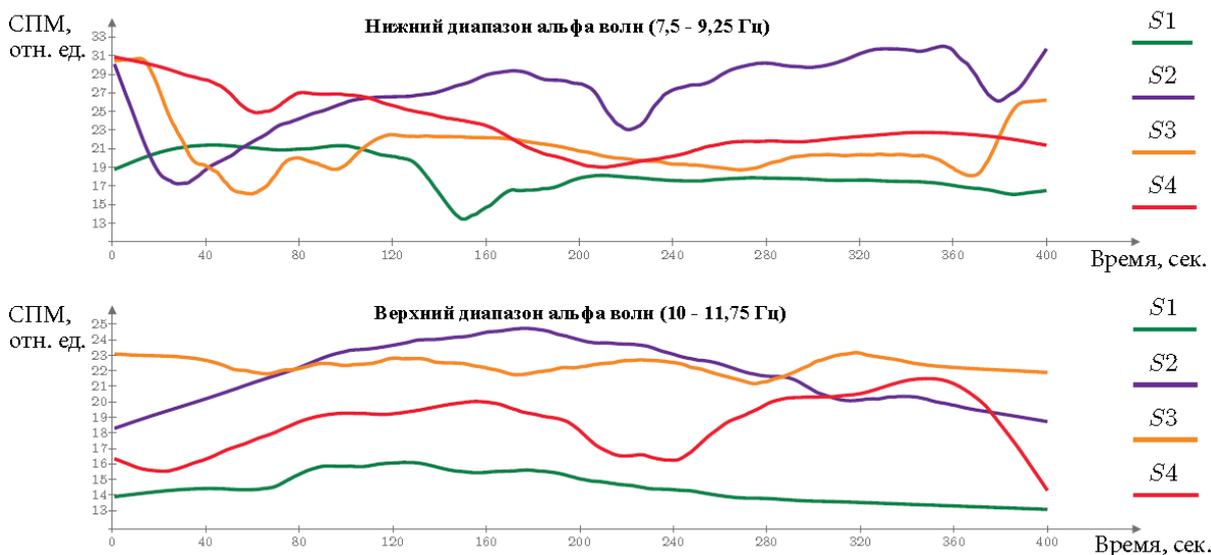


Рис. 4. Зависимости СПМ от времени в диапазоне  $\alpha$ -волн.

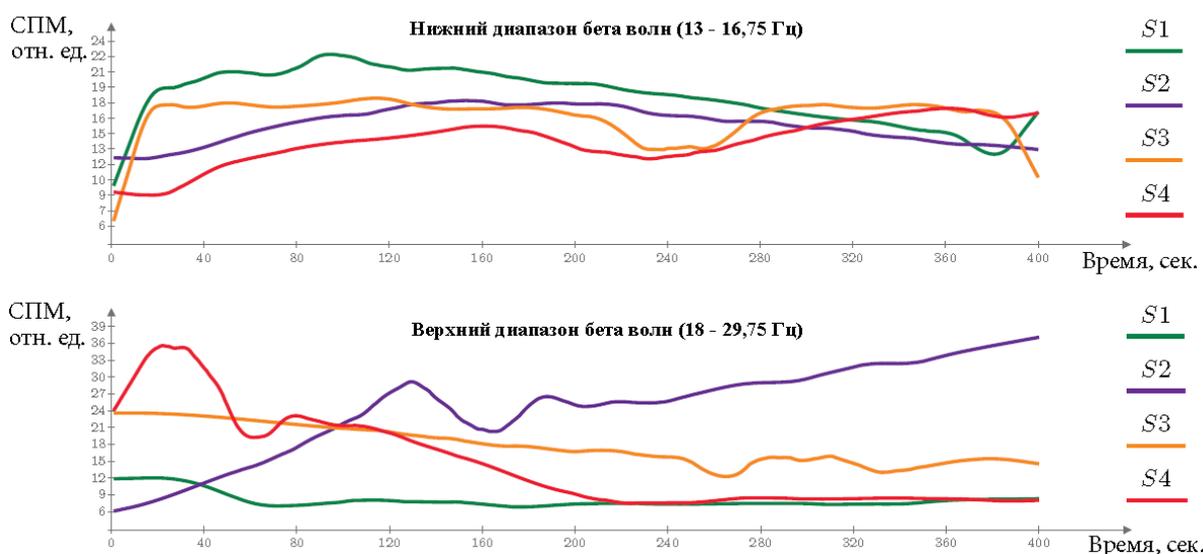


Рис. 5. Зависимости СПМ от времени в диапазоне  $\beta$ -волн.

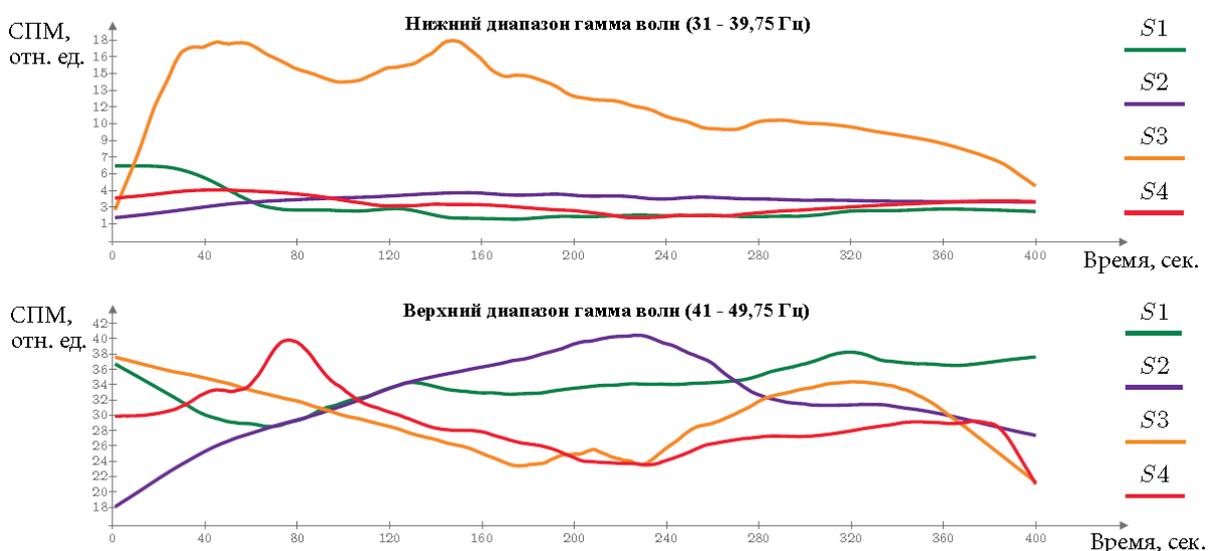


Рис. 6. Зависимости СПМ от времени в диапазоне  $\gamma$ -волн.

Анализируя приведенные графики, можно сделать следующие выводы:

- в диапазоне волн от  $\delta$  до  $\alpha$  прослеживается сильное уменьшение значений СПМ сигнала при закрытых глазах в положении сидя;
- в верхнем диапазоне  $\beta$ -волн прослеживается сильное увеличение значений СПМ сигнала при выполнении когнитивных действий с открытыми глазами;
- в нижнем диапазоне  $\gamma$ -волн прослеживается сильное увеличение составляющих в положении стоя с открытыми глазами (причем напряжение шейного отдела снижает данный эффект).

Модуль TGAT1-L64 автоматически в режиме реального времени проводит расчет индексов внимания и расслабления, позволяющих по изменению частотных составляющих ЭЭГ сигнала судить о психоэмоциональном состоянии оператора. Зависимости значений данных индексов (в относительных единицах) от времени для наших 4-х наборов данных приведены на рис. 7.

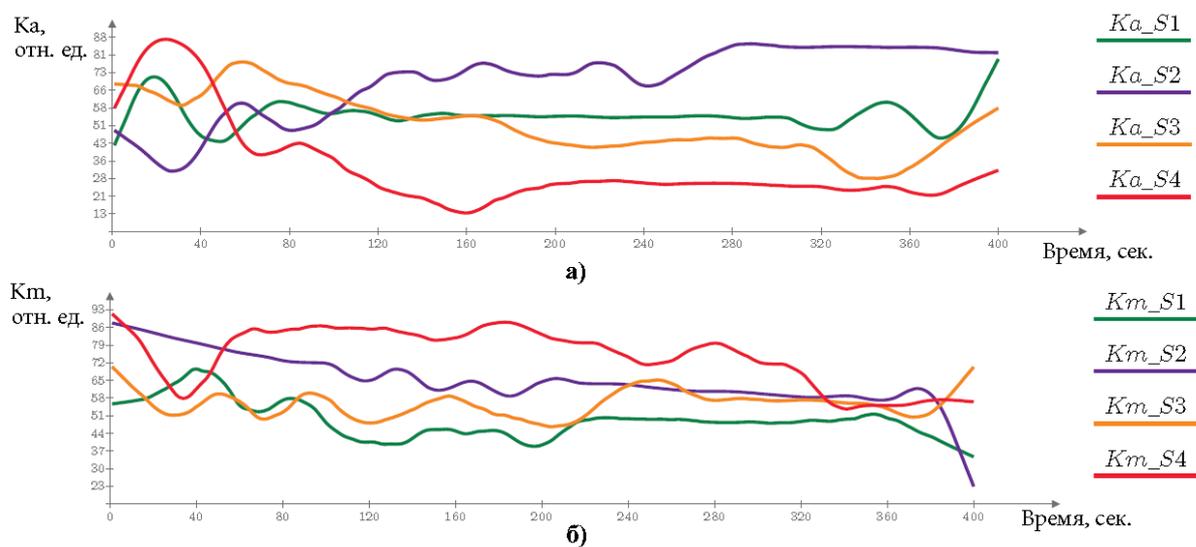


Рис. 7. Зависимости индексов внимания и расслабления от времени:  
а) – индексы внимания; б) – индексы расслабления.

Анализируя представленные на рис. 7 графики можно сделать выводы:

- когнитивные действия оператора, проводимые при эксперименте №2 (набор данных S2) приводят к возрастанию значений индексов внимания  $Ka\_S2$  для набора данных S2 (рис. 7а) относительно индексов внимания для остальных наборов данных;
- принудительное подавление когнитивных действий оператора путем напряжения мышц шейных отделов, проведенное при эксперименте №4 (набор данных S4) приводят к возрастанию значений индексов расслабления  $Ka\_S4$  для набора данных S4 (рис. 7б) относительно индексов расслабления для остальных наборов данных.

Несмотря на выраженные различия значений приведенных индексов, они не могут служить четким триггером, позволяющим формировать управляющие команды на включение либо отключение разрабатываемой системы передачи

информации в зависимости от состояния оператора. Вследствие этого было принято решение разработки собственных индексов закрытых  $K_{ec}$  и открытых  $K_{eo}$  глаз, позволяющих четко определять то или иное действие. Данные индексы были рассчитаны по следующим формулам:

$$K_{ec} = \left[ \frac{S(\omega)_\gamma}{S(\omega)_\delta + S(\omega)_\theta + S(\omega)_\alpha + S(\omega)_\beta + S(\omega)_\gamma} \right] \times 100 + a, \quad (4)$$

$$K_{eo} = \left[ \frac{S(\omega)_\delta + S(\omega)_{\beta\_top}}{S(\omega)_\delta + S(\omega)_\theta + S(\omega)_\alpha + S(\omega)_\beta + S(\omega)_\gamma} \right] \times 100 + a, \quad (5)$$

где  $S(\omega)_{\beta\_top}$  – спектральная плотность мощности ЭЭГ сигнала в верхнем частотном диапазоне  $\beta$ -волн (18–29,75 Гц);  $a$  – коэффициент масштабирования.

На рис. 8 приведены зависимости рассчитанных индексов закрытых/открытых глаз от времени. Используя закрывание/открывание глаз, для запуска/останова работы системы, оператору не придется совершать каких-либо движений или когнитивных действий, а ярко выраженные частотные изменения ЭЭГ сигнала позволят формировать управляющие воздействия с высокой достоверностью. Из рисунков отчетливо видно, что индексы для набора данных S1 (соответствующего закрытым глазам) значительно отличаются от индексов для наборов данных S2-S4 (соответствующих открытым глазам). Для нормализации значений индексов и приведения их к виду, позволяющему однозначно достоверно формировать сигналы, соответствующие закрытым/открытым глазам был разработан универсальный индекс  $K_u$  переключения режимов работы системы, который рассчитывается по формуле:

$$K_u = K_{ec} - K_{eo}. \quad (6)$$

Рассчитанные универсальные индексы представлены на рис. 8.

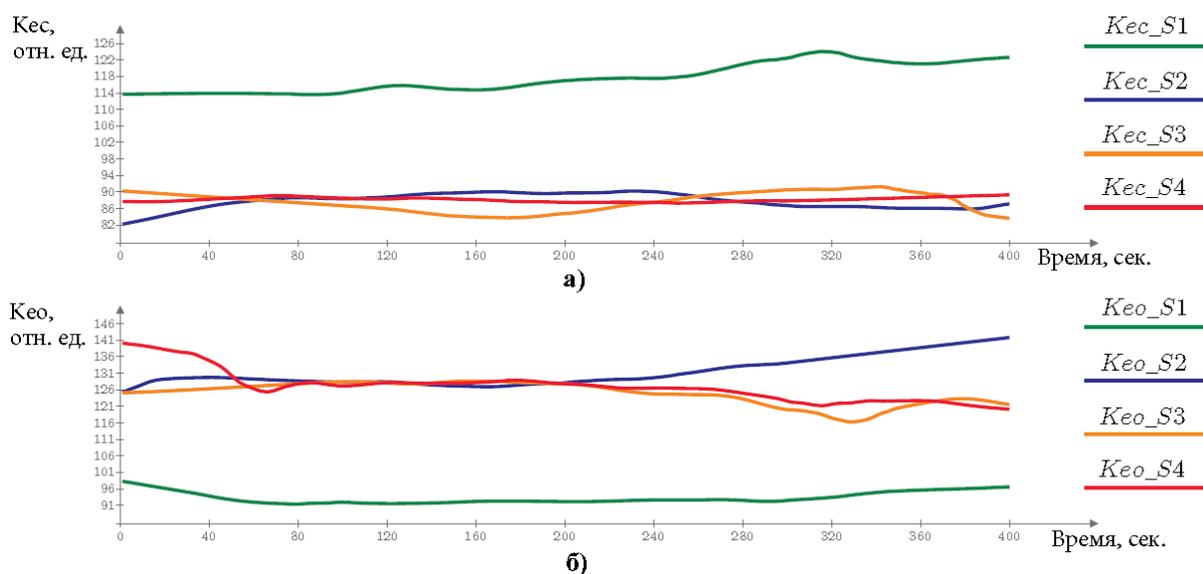


Рис. 8. Зависимости рассчитанных индексов закрытых/открытых глаз от времени: а) индексы закрытых глаз; б) индексы открытых глаз.

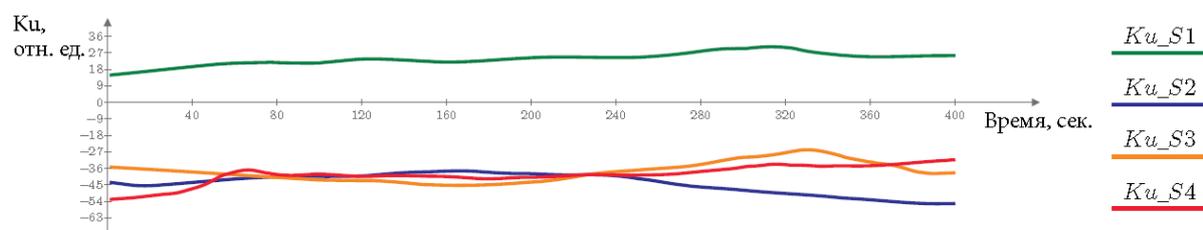


Рис. 9. Зависимости рассчитанных универсальных индексов переключения режимов работы от времени для наборов данных S1-S4.

Таким образом, экспериментальным путем был установлен порог срабатывания триггера формирования команды закрытых/открытых глаз. Если значение индекса  $K_u > 0$  (соответствует закрытым глазам), то формируется команда перехода системы в ждущий режим. Если значение индекса  $K_u < 0$ , то формируется команда перехода системы в рабочий режим.

Для экспериментального подтверждения работоспособности системы по формированию управляющих воздействий на основе предложенного универсального индекса переключения режимов работы был разработан простой макет. Макет состоял из разработанной нейрогарнитуры (рис. 1) и передвижного роботизированного устройства в виде машинки (рис. 10).

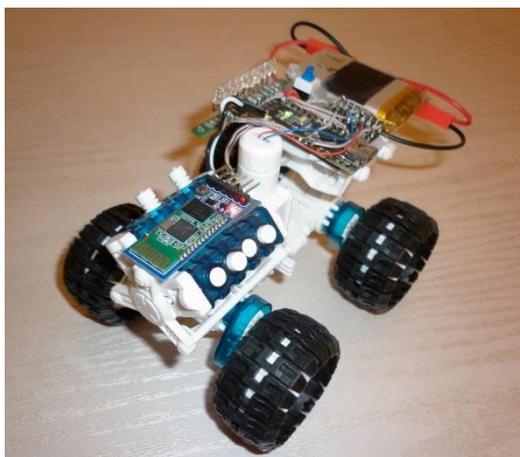


Рис. 10. Макет роботизированного устройства.

Нейрогарнитура посредством радиоканала стандарта Bluetooth была соединена напрямую с микроконтроллером (ATmega328P) роботизированного устройства на основе макетной платы Arduino nano. Все операции по обработке принятых с нейрогарнитуры значений СПМ, расчету универсальных индексов, формированию сигналов на блок управления шасси, формированию сигналов на цветовую шкалу индикации проводились в микроконтроллере ATmega328P с помощью разработанной программы. Открытые глаза оператора позволяли формировать команду на движение роботизированного устройства вперед, а закрытые назад. Уровень значений рассчитанного индекса переключения визуализировался на светодиодной шкале, расположенной на роботизированном устройстве. Шкала представляла собой линию из 10-ти светодиодов различных цветов. Средний 5-й светодиод соответствовал нулевому значению уровня  $K_u$ . Первый светодиод соответствовал минимальному значению  $K_u$ , а последний 10-й максимальному.

Общая блок-схема аппаратной части системы по формированию управляющих воздействий на основе закрывания/открывания глаз представлена на рис. 11.

Было проведено 100 экспериментов на 10-ти испытуемых операторах. В результате проведенных экспериментов средняя точность распознавания состояния закрытых/открытых глаз составила 98%.

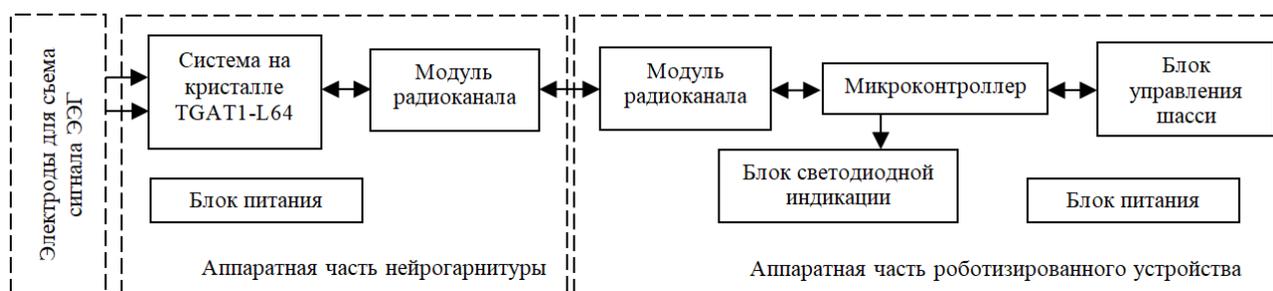


Рис. 11. Упрощенная блок-схема аппаратной части системы по формированию управляющих воздействий.

Фактически после выявления закономерности изменений спектральных характеристик (различных видов ССП) в зависимости от внешних стимулов была разработана методика управления любым роботизированным устройством в режиме реального времени, позволяющая извлекать из ЭЭГ информативные паттерны для управления. Паттернами являются уникальные различимые пространственно-частотные конструкции, отражаемые величиной значений универсального индекса переключения. Данное исследование показало, что, используя определенные сценарии стимульной и когнитивной активности можно не только формировать такие паттерны, но и усиливать их выраженность по сравнению с фоновой активностью. Однако, для управления роботизированным устройством или передачи набора команд в ЭВМ недостаточно одного четко детектируемого параметра ЭЭГ. Таких параметров должно быть не менее 4-х. Поэтому далее для организации системы передачи буквенно-цифровых сообщений в ЭВМ будем использовать моргательную активность оператора.

#### 4. Программная реализация и апробация системы

Модуль распознавания морганий и ввода буквенно-цифровых сообщений в ЭВМ был написан на языке Python. За основу работы модуля был взят программный код, представленный в работе [23].

Регистрируемый в режиме реального времени сигнал с одного отведения ЭЭГ поступал по радиоканалу стандарта Bluetooth на ЭВМ с запущенным программным обеспечением. Программное обеспечение осуществляло

предобработку сигнала, выделение признаков, формирование визуальной информации, регистрацию выбранных символов, выбор режима работы системы. Упрощенная блок-схема взаимодействия блоков разработанного ПО приведена на рис. 12.

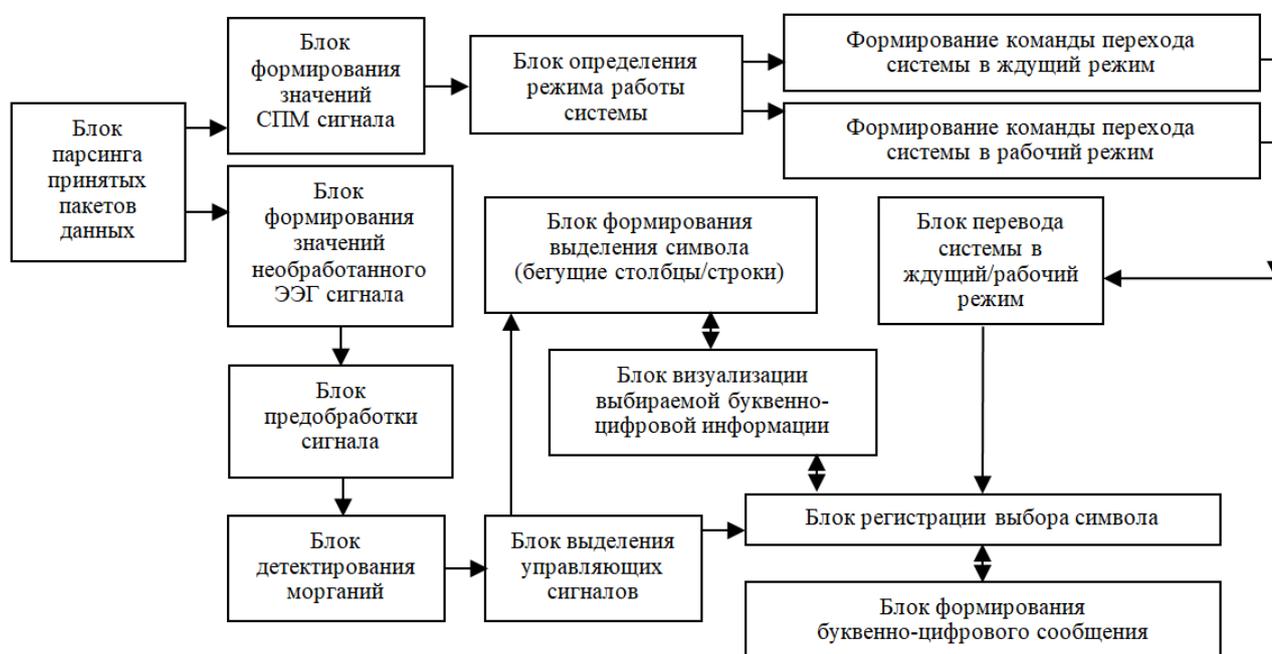


Рис. 12. Упрощенная блок-схема взаимодействия блоков программной реализации системы.

Микросхема TGAT1-L64 передает как необработанный ЭЭГ сигнал, так и рассчитанные значения СПМ сигнала в различных частотных диапазонах. Для детектирования морганий по сигналу необработанному сигналу ЭЭГ был использован пороговый метод, позволяющий проводить детектирование амплитудных импульсов, соответствующих морганиям глазами с точностью до 98%. На рис. 13 представлен пример ЭЭГ сигнала с тремя актами моргательных движений. Установленный порог срабатывания (50 мкВ) в блоке детектирования морганий позволяет достоверно отличать все 3 артефакта.

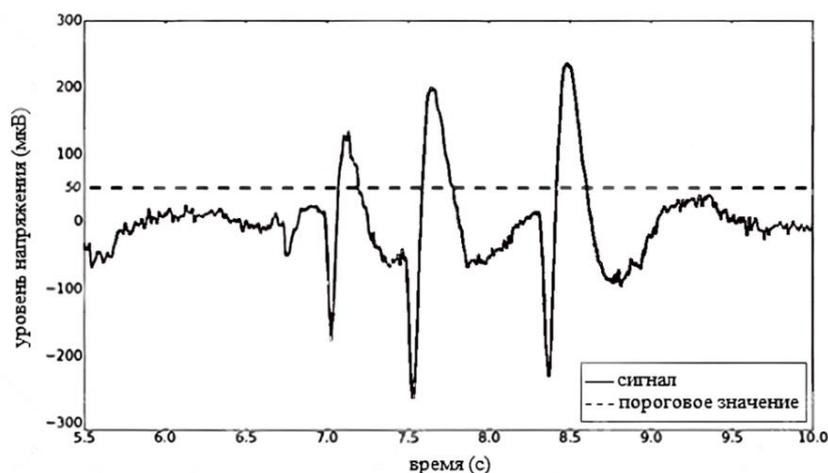


Рис. 13. ЭЭГ сигнал с артефактами от морганий глазами.

Основная суть метода ввода символов посредством морганий глазами состоит в следующем. Программный блок формирования выделения символа производит выделение строк или столбцов в автоматическом режиме. Визуализацию матрицы всех возможных букв, цифр, символов на экране ЭВМ осуществляет блок визуализации. Далее блок выделяет первую верхнюю строку, ожидает 1 сек. и выделяет вторую строку. Таким образом, последовательно выделяется каждая из строк (с первой до последней). Цикл повторяется бесконечное число раз, если система находится в рабочем режиме (глаза оператора открыты). Для того чтобы остановить перебор строк оператору достаточно один раз моргнуть. После этого блок регистрации выбора символа запоминает номер выбранной строки. Далее блок формирования выделения символа переходит к последовательному перебору строк в аналогичном режиме. Внешний вид различных состояний окна визуализации при работе системы представлен на рис. 14.

Блок регистрации выбора символа ожидает следующего моргания оператора и определяет значение буквы, цифры или символа находящееся на пересечении строки со столбцом, которые выбрал оператор. Значение буквы, цифры или символа передается в блок формирования буквенно-цифрового сообщения. После этого весь процесс повторяется. Система находится в работоспособном состоянии, пока у оператора открыты глаза. За этим следит блок определения режима работы системы посредством частотного анализа ЭЭГ

сигнала. После того как оператор закроет глаза блок определения режима работы системы переводит систему в ждущий режим, и работа всех блоков по формированию и выделению буквенно-цифровой информации приостанавливается.

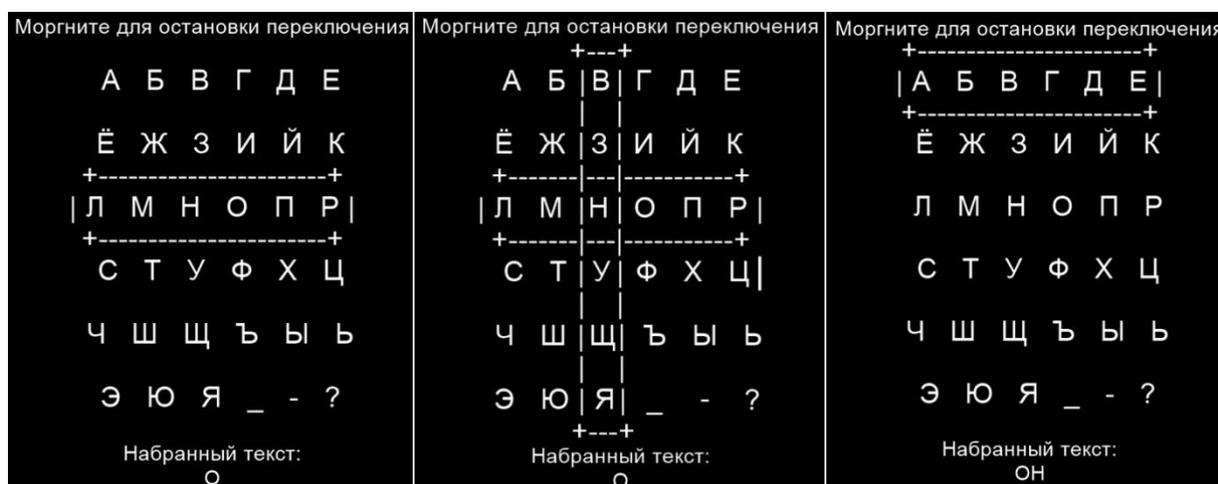


Рис. 14. Внешний вид окна визуализации выбора символов, в различных его состояниях.

Блок регистрации выбора символа ожидает следующего моргания оператора и определяет значение буквы, цифры или символа находящееся на пересечении строки со столбцом, которые выбрал оператор. Значение буквы, цифры или символа передается в блок формирования буквенно-цифрового сообщения. После этого весь процесс повторяется. Система находится в работоспособном состоянии, пока у оператора открыты глаза. За этим следит блок определения режима работы системы посредством частотного анализа ЭЭГ сигнала. После того как оператор закроет глаза блок определения режима работы системы переводит систему в ждущий режим, и работа всех блоков по формированию и выделению буквенно-цифровой информации приостанавливается.

Для апробации системы были проведены тестовые сеансы работы системы продолжительностью не менее 10 мин. для каждого сеанса. Всего было привлечено 10 операторов как мужского так женского пола. Каждый оператор осуществил не менее 10-ти сеансов работы в различные временные интервалы и дни недели. В результате средняя точность распознавания символов

и состояний работы системы (рабочий/ждущий режим) составила 98%. Данная точность обусловлена значительной не стационарностью ЭЭГ сигнала, представляющего собой сложную пространственно-временную структуру.

## Заключение

В работе проведено комплексное исследование и разработка ИМК, позволяющего скрытно передавать информацию от оператора в ЭВМ, при помощи морганий глазами. Ключевым отличием разработанной системы от известных ранее стала возможность автоматической смены режимов работы системы на основе частотного анализа ЭЭГ сигнала.

Был разработан макет одноканального сверхлегкого нейроинтерфейса, способного находиться на голове оператора продолжительное время, без причинения ему значительных неудобств. Благодаря снятию ЭЭГ сигнала с лобной части головы появилась возможность использования «сухого» электрода, обусловленная предъявлением менее жестких требований к качеству регистрируемого сигнала. Так как амплитудные всплески от морганий глазами и значения СПМ сигнала  $\gamma$  -,  $\delta$  - и верхней части  $\beta$  -диапазонов в лобной части головы выражены максимально сильно.

Благодаря сверхнизкому потреблению питания устройство регистрации ЭЭГ сигнала позволяет находиться в непрерывном работоспособном состоянии на голове у оператора до 12 часов.

Использование ЭМГ/ЭОГ интерфейса ввода текстовой информации в сочетании с разработанной автоматизацией смены режимов работы на основе частотного анализа ЭЭГ сигнала позволили значительно увеличить число команд (практически число команд определяется количеством различных оператором символов на экране монитора) формируемых оператором и повысить точность распознавания команд до 98% по сравнению с аналогами.

Для того чтобы разработать универсальный индекс переключения режимов работы было проведено комплексное эмпирико-статистическое

исследование реакции показателей мозговой активности в зависимости от различных внешних факторов, воздействующих на человека.

Было установлено, что максимальное изменение СПМ ЭЭГ сигнала при закрывании/открывании глаз дают  $\gamma$ -,  $\delta$ - и верхняя часть  $\beta$ -диапазонов волн. В соответствии с этим были разработаны индексы закрытых  $K_{ec}$  и открытых  $K_{eo}$  глаз, позволяющие четко определять то или иное действие. Данные индексы легли в основу формирования универсального индекса переключения режимов работы системы.

Разработанное на языке Python программное обеспечение позволило провести весь цикл регистрации, обработки сигнала, выделения информативных признаков, визуализации и формирования буквенно-цифровой информации.

Разработанная система может быть использована для скрытой невербальной передачи буквенно-цифровой информации без использования рук ног и других частей тела (кроме глаз). Система обеспечивает точность распознавания команд не хуже 98%.

**Финансирование:** Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 24-29-20168, <https://rscf.ru/project/24-29-20168/>

### Литература

1. Неробкова Л.Н. и др. Клиническая электроэнцефалография. Фармакоэлектроэнцефалография //М.: ГЭОТАР-Медиа. – 2020.
2. Баарс Б., Гейдж Н. Мозг, познание, разум //Введение в когнитивные нейронауки. – 2014. – №. 2. – С. 2014-2014.
3. Hu D. K. et al. Discovering EEG biomarkers of Lennox–Gastaut syndrome through unsupervised time–frequency analysis //Epilepsia. – 2025.
4. Sampaio D. D. et al. Intelligent Methodology Using Machine Learning for Epileptic Seizure Identification Based on Time-Frequency Analysis of EEG Signals //Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering (CILAMCE). – 2024.

5. Padhmashree V., Bhattacharyya A. Human emotion recognition based on time–frequency analysis of multivariate EEG signal //Knowledge-Based Systems. – 2022. – Т. 238. – С. 107867.
6. Jiao Y. et al. EEG rhythm separation and time–frequency analysis of fast multivariate empirical mode decomposition for motor imagery BCI //Biological Cybernetics. – 2024. – Т. 118. – №. 1. – С. 21-37.
7. Morales S., Bowers M. E. Time-frequency analysis methods and their application in developmental EEG data //Developmental cognitive neuroscience. – 2022. – Т. 54. – С. 101067.
8. Buzzell G. A. et al. A practical introduction to EEG time-frequency principal components analysis (TF-PCA) //Developmental cognitive neuroscience. – 2022. – Т. 55. – С. 101114.
9. Jurdana V. et al. Method for Automatic Estimation of Instantaneous Frequency and Group Delay in Time–Frequency Distributions with Application in EEG Seizure Signals Analysis //Sensors. – 2023. – Т. 23. – №. 10. – С. 4680.
10. Wang Z., Juhasz Z. GPU Implementation of the Improved CEEMDAN Algorithm for Fast and Efficient EEG Time–Frequency Analysis //Sensors. – 2023. – Т. 23. – №. 20. – С. 8654.
11. Zheng J. et al. Time-frequency analysis of scalp EEG with Hilbert-Huang transform and deep learning //IEEE Journal of biomedical and health informatics. – 2021. – Т. 26. – №. 4. – С. 1549-1559.
12. Sotnikov P., Finagin K., Vidunova S. Selection of optimal frequency bands of the electroencephalogram signal in eye-brain-computer interface //Procedia Computer Science. – 2017. – Т. 103. – С. 168-175.
13. Кирой В. и др. Нейротехнологии: Нейро-БОС и интерфейс «мозг–компьютер». – Litres, 2018.
14. Официальный сайт проекта «FreeEEG32». URL: <https://github.com/neuroidss> (дата обращения: 15.04.2025).
15. Официальный сайт проекта «HackEEG». URL: <https://github.com/starcat-io/hackeeeg-shield> (дата обращения: 15.04.2025).

16. Официальный сайт проекта «Ironbci». URL: <https://github.com/Ildaron/ironbci> (дата обращения: 15.04.2025).
17. Официальный сайт проекта «OpenBCI\_ESP32». URL: [https://github.com/ribbotson/OpenBCI\\_ESP32](https://github.com/ribbotson/OpenBCI_ESP32) (дата обращения: 15.04.2025).
18. Официальный сайт проекта «OpenBCI». URL: <https://github.com/OpenBCI/> (дата обращения: 15.04.2025).
19. Cardona-Álvarez Y. N. et al. A novel OpenBCI framework for EEG-based neurophysiological experiments //Sensors. – 2023. – Т. 23. – №. 7. – С. 3763.
20. Mansouri M. T. et al. Telemetric electroencephalography recording in anesthetized mice—a novel system using minimally-invasive needle electrodes with a wireless OpenBCI™ Cyton Biosensing Board //MethodsX. – 2023. – Т. 10. – С. 102187.
21. Kremenska A., Lekova A. New Nodes for Node-RED Library within OpenBCI Category for EEG-Based Brain-Machine Interface Design and Integration in IoT. – 2024.
22. Аппаратные платформы для ЭЭГ от компании Neurosky. URL: <https://neurosky.com/biosensors/eeg-sensor/biosensors/> (дата обращения: 15.04.2025).
23. Библиотека EEG python для базового анализа и построения графиков ЭЭГ. URL: <https://github.com/mikbuch/pyseeg> (дата обращения: 15.04.2025).

**Для цитирования:**

Журавлев Д.В. Система передачи буквенно-цифровой информации на основе частотно-временного анализа сигнала электроэнцефалограммы. // Журнал радиоэлектроники. – 2025. – №. 7. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2025.7.15>