

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ШЕСТНАДЦАТИКАНАЛЬНОГО КОМПЛЕКСА РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ РАЗЛИЧНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА С ЦЕЛЬЮ ИХ ДАЛЬНЕЙШЕЙ ИНТЕРПРЕТАЦИИ

Д.В. Журавлёв, А.А. Проводников

Воронежский государственный технический университет, г. Воронеж, Россия

Аннотация: проведена апробация изготовленного по материалам открытого проекта шестнадцатиканального мобильного комплекса регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Аппаратно-программный комплекс регистрации ЭЭГ позволяет проводить регистрацию неинвазивным способом 16-ти монополярных ЭЭГ каналов, содержащих биоэлектрические сигналы головного мозга человека. Все составные элементы комплекса регистрации конструктивно расположены на шлеме-основе из твердого пластика. Шлем надевается на голову и удерживает на себе до 32-х вкручивающихся штырьковых электродов, платы электронного устройства регистрации и обработки сигналов, радиопередатчики, аккумуляторные батареи. Регистрируемые сигналы ЭЭГ в режиме реального времени передаются по радиоканалу (стандарт Wi-Fi) на ЭВМ для последующей обработки. Сигналы ЭЭГ, полученные в ЭВМ, подаются в пакет прикладных программ MATLAB для последующей обработки. Сигналы ЭЭГ в ЭВМ формируются в виде стандартных цифровых отсчетов и, соответственно, могут быть переданы в любую программу обработки данных. Сигналы ЭЭГ должны быть подвергнуты математической обработке для выявления определенных состояний головного мозга и формирования паттернов ЭЭГ, служащих ориентирами при подготовке управляющих сигналов на внешние исполнительные устройства. При математической обработке полученных сигналов был проведен анализ частотного состава ЭЭГ, проведены специальные преобразования сигналов и вспомогательные операции для идентификации необходимых паттернов ЭЭГ сигналов. В первую очередь была проведена фильтрация полученных сигналов полосовым фильтром и алгебраической функцией вейвлета Добеши 8-го уровня. Затем были собраны контрольные образцы мозговой деятельности при выполнении трех типов активностей. Обнаружена корреляция между экспериментами и контрольными образцами. Сделанные наработки могут быть использованы для упрощения установки входных параметров искусственных нейронных сетей, применяемых для обработки и анализа сигналов ЭЭГ

Ключевые слова: нейроинтерфейс, ЭЭГ, аналого-цифровой преобразователь ADS1299IPAG, неинвазивная диагностика, вейвлет преобразование, фильтрация сигнала

Введение

Наш мозг является основным движущим фактором развития нашей цивилизации. Принимая во внимание её прогрессивное движение вперед, целесообразно найти автоматизированные способы и методы взаимодействия мозговой активности с внешним миром путем установления связи мозг-компьютер. Это позволит управлять любыми устройствами с помощью улавливания изменений биоэлектрических потенциалов мозга и их расшифровывания [1].

Нейроинтерфейс - это система обмена информацией между мозгом человека и электронным оборудованием. Это технология, которая позволяет человеку взаимодействовать с внешним миром на основе расшифровывания электроэнцефалограммы (ЭЭГ), электрической активности головного мозга. Желание человека совершать действия отражается в изменении ЭЭГ, которая декодируется компьютером. «Активность мозга» может выражаться по-

разному, поэтому задача создания интерфейса мозг-компьютер усложняется и решается постепенно [2].

Существуют однонаправленные и двунаправленные нейронные интерфейсы. Однонаправленные либо получают сигналы от мозга, либо отправляют их ему. Соответственно, двунаправленные могут делать это в обе стороны одновременно. Далее рассмотрим разработку шестнадцатиканального комплекса для регистрации ЭЭГ, который разрабатывался с целью создания, в том числе однонаправленного нейроинтерфейса.

Аналоги

Анализ российского и мирового рынков показывает высокую доступность различных типов оборудования для приема сигналов мозговой активности неинвазивными методами с поверхности головы при использовании металлических электродов и усилителей ЭЭГ. Однако средняя стоимость 16-канального ЭЭГ комплекса составляет порядка 100 тыс. рублей. По-

этому существует острая необходимость в разработке, отладке и апробации универсальных ЭЭГ комплексов, построенных на широкодоступной элементной базе. Данные ЭЭГ комплексы позволят широкому кругу радиоинженеров или просто научным работникам самостоятельно собирать и налаживать аппаратуру регистрации ЭЭГ.

Кратко рассмотрим основные аналоги построенного комплекса регистрации ЭЭГ. Изготовленный комплекс позволяет применять его как в качестве беспроводной стандартной медицинской системы регистрации ЭЭГ, так и в качестве беспроводной нейро-гарнитуры, благодаря простоте одевания на голову и малогабаритности конструкции. Поэтому в качестве аналогов рассмотрим как обычные беспроводные медицинские ЭЭГ системы, так и беспроводные нейро-гарнитуры.

Среди Российских беспроводных профессиональных медицинских ЭЭГ систем, присутствующих на сегодняшнем рынке, целесообразно выделить: Мицар-ЭЭГ-Смарт (ООО «МИЦАР», Россия, г. Санкт-Петербург), 24/32/64 канала, «мокрые» электроды; «Нейрополиграф» (ООО НМФ «Нейротех», Россия, г. Таганрог), 24 канала, «мокрые» электроды; «Энцефалан-ЭЭГР-19/26» («Медиком МТД», Россия, г. Таганрог), 26 каналов, «мокрые» электроды; Нейрон-Спектр-СМ (Нейрософт, Россия, г. Иваново), 21 канал, «мокрые» электроды; NeoRecCap (ООО "Медицинские Компьютерные Системы", г. Москва), 8 каналов, «мокрые» электроды.

Среди нейро-гарнитур выделим нижеследующие. Нейро-гарнитура BrainReader (ИНЭУМ им. Брука, Россия, г. Москва), количество каналов 8, частота дискретизации до 400 Гц, «сухие» электроды. Нейроплэй-8С (Нейроботикс, Россия, г. Зеленоград), количество каналов 8, частота дискретизации до 125 Гц, «сухие» электроды. ЕРОС Х (EMOTIV, Австралия), 14 каналов, работает с сигналом с разрешением от 14 до 16 бит на канал в диапазоне частот от 0,16 Гц до 43 Гц, в качестве электродов используются пропитанные солевым раствором войлочные подушечки. Unicorn Brain Interface (Unicorn Hybrid Black) (Компания g.tec medical engineering, Австрия), 8 каналов, «сухие» электроды. BrainBit (ООО "НейроМД", Россия, г. Таганрог), 4 канала, «сухие» электроды. MindWave Mobile 2 (NeuroSky, США), 1 канал, частота дискретизации 512 Гц, «сухие» электроды.

Рассмотренное оборудование показывает, что, несмотря на передовые технические характеристики профессиональных медицинских ЭЭГ систем, очень существенным недостатком является их цена (порядка 100 тыс. руб. для 16-ти канального изделия). Цена некоторых нейро-гарнитур значительно ниже. Например, стоимость MindWave Mobile 2 около 20 тыс. руб. Однако регистрирует она лишь одно отведение ЭЭГ. При этом подавляющее большинство рассмотренных ЭЭГ комплексов имеют фиксированное количество регистрируемых каналов ЭЭГ без возможности наращивания либо сокращения.

Рассматриваемый далее беспроводной шестнадцатиканальный комплекс регистрации ЭЭГ позволяет легко наращивать либо сокращать количество каналов, имеет возможность использования как «мокрых», так и «сухих» электродов. При этом вся аппаратная часть построена на широкодоступной элементной базе и полная стоимость ЭЭГ комплекса значительно ниже аналогов.

Технические особенности ЭЭГ комплекса для электроэнцефалографических исследований

Беспроводной шестнадцатиканальный комплекс регистрации ЭЭГ был реализован на основе материалов Open Source проекта, доработан и адаптирован под текущие научно-исследовательские задачи [3].

Технически аппаратная реализация комплекса для ЭЭГ исследований осуществлена в виде нескольких печатных плат, имеющих возможность установки друг над другом. Это позволяет быстро устанавливать именно те платы, которые требуются, в зависимости от собираемой конфигурации изделия. Все электронные платы вместе с аккумуляторной батареей жестко крепятся на пластиковом шлеме-держателе. Шлем-держатель имеет также множество резьбовых отверстий для ввинчивания электродов. Электроды в зависимости от исследовательских задач могут быть расположены практически над любой зоной поверхности головы. Универсальность ввинчивающихся держателей для электродов позволяет использовать любые типы электродов, как пассивные «сухие»/«мокрые» электроды, так и активные «сухие»/«мокрые» электроды различных видов.

Внешний вид аппаратной реализации комплекса регистрации ЭЭГ в 8-канальном исполнении совместно со шлемом-держателем представлен на рис. 1.

Основная «материнская плата», содержащая микроконтроллер для обработки данных, расположена в пластиковом корпусе и имеет несколько штырьковых соединителей для крепления к ней дополнительных печатных плат. На рис. 1 видно, что к «материнской» печатной плате прикреплена плата радиопередачи для беспроводной связи с персональным компьютером.

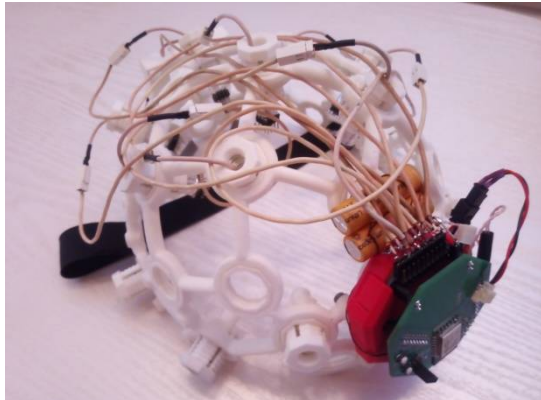


Рис. 1. Аппаратная реализация собранного ЭЭГ комплекса в 8-канальном исполнении

Основу «материнской» печатной платы (ПП) составляет микроконтроллер семейства PIC32MX250. Микроконтроллер проводит всю цифровую обработку сигнала и передачу его на приемопередатчик модуля радиоканала. Также микроконтроллер управляет всеми системами устройства, основной из которых модуль усиления и аналого-цифровой обработки сигнала. Модуль усиления и аналого-цифровой обработки сигнала построен на микросхеме ADS1299IPAG. Данная микросхема включает в себя 8 дифференциальных каналов, соответственно, 8 дифференциальных малошумящих усилителей со встроенными программируемыми коэффициентами усиления. Также в микросхему входит 24-битный 8-канальный сигма-дельта АЦП одновременной выборки. Также имеется встроенный осциллятор, усилитель смещения, источники опорных напряжений, последовательный интерфейс, совместимый с SPI. Также микросхема имеет входной мультиплексор для переключения входных каналов в режим подачи тестовых сигналов, измерения сопротивления кожа-электрод и т.д. Микросхема ADS1299-х может работать со скоростью от 250 SPS до 16 kSPS. Ключевая особенность данной микросхемы состоит в том, что она позволяет включать множество 8-канальных микросхем в каскад, одновременно синхронизируя их одним тактовым генератором. При этом все

подключенные микросхемы оказываются синхронизированы по времени и осуществляют одновременные выборки сигналов. Такое соединение позволяет провести необходимое наращивание каналов регистрации ЭЭГ.

Проектирование «материнской» ПП выполнено в программе KiCad EDA. Плата имеет 4 слоя металлизации (верхний, нижний и два внутренних). Внутренние слои соединены один с AGND другой с шиной питания.

На рис. 2 показаны все 4 слоя металлизации «материнской» ПП.

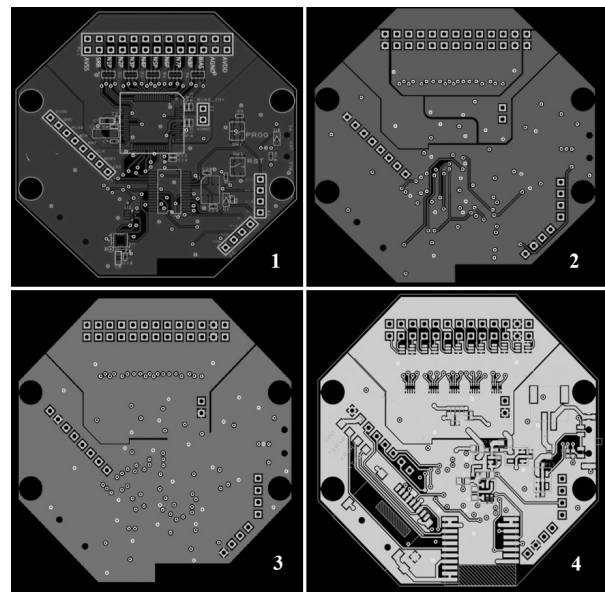


Рис. 2. Четыре слоя металлизации «материнской» ПП

Печатная плата была изготовлена в ООО «Электроникс» (г. Новосибирск).

Для расширения числа регистрируемых каналов ЭЭГ до 16 и реализации «гирляндного» соединения микросхем ADS1299IPAG была разработана и собрана плата расширения. Схема электрическая, реализованная на данной плате, включает в себя только входные узлы фильтрации сигнала, защиты от перенапряжения и одну дополнительную микросхему ADS1299IPAG. Плата предназначена для использования только совместно с «материнской» ПП и располагается сверху над ней. При необходимости число каналов можно увеличить путем добавления дополнительных плат расширения. Плата расширения также спроектирована в среде KiCad EDA и имеет четыре слоя металлизации (рис. 3).

Основная ПП («материнская») спроектирована с поддержкой возможности расположения на ней собственного приемопередатчика стандарта Bluetooth v4.0 и 3-осевого акселерометра.

метра. Однако данные устройства могут и не устанавливаться на плату, не нарушая работу устройства.

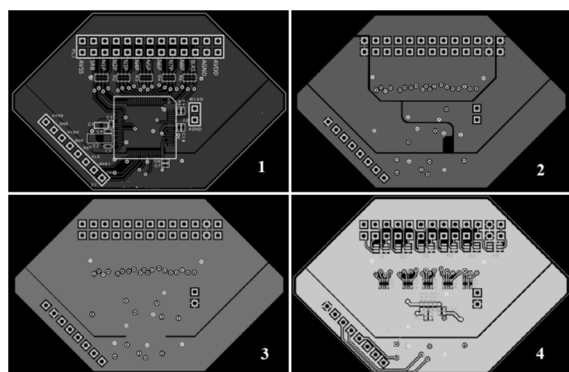


Рис. 3. Четыре слоя металлизации платы расширения числа каналов

При беспроводной регистрации данных гораздо удобнее использовать радиопередатчик стандарта Wi-Fi для передачи данных на ПК. При этом устройство может быть зарегистрировано в сети домашней/корпоративной, получит IP адрес и будет доступно с любого ПК или иного устройства, подключенного к данной сети. Для организации радиосвязи стандарта Wi-Fi спроектирована двухсторонняя ПП, имеющая два слоя металлизации. Внешний вид слоев металлизации такой платы показан на рис. 4.

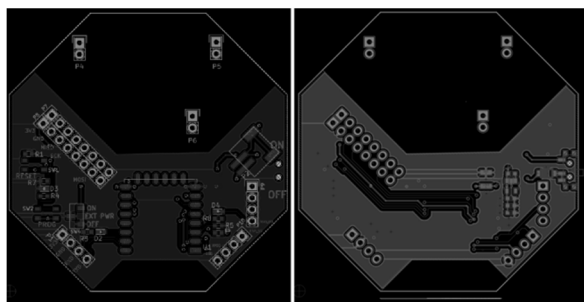


Рис. 4. Слои металлизации платы приемопередатчика стандарта Wi-Fi

Основу платы приемопередатчика составляет радиомодуль ESP-12E. ESP-12E - это модуль Wi-Fi, основанный на однокристалльной системе ESP8266. По сравнению с другими модулями и технологией DLP он очень маленький. Этот модуль специально используется для создания мобильных устройств и Интернета вещей.

Конструктивно плата радиопередатчика крепится сверху всех остальных плат на штырьковых разъемах.

Технические характеристики изготовленного комплекса регистрации ЭЭГ следующие:

- количество каналов ЭЭГ: 16 (монополярная схема включения), 8 (биполярная схема включения);
- количество полиграфических каналов: 2 (опционально);
- подключение к компьютеру: беспроводное Wi-Fi, 2,4 ГГц;
- рабочая полоса частот усилителя: 0,01-80 Гц;
- полоса пропускания усилителя: 0,01-100 КГц;
- входное сопротивление: 1000 МОм;
- частота дискретизации по каждому из каналов: программируемая от 250 Гц до 1000 Гц;
- собственные шумы усилителей и АЦП: 1 мкВ от пика до пика (по паспортным данным);
- среднеквадратическое значение шума, приведенное к входу усилителей: не более 0,35 мкВ (по паспортным данным);
- среднеквадратическое значение шума, полученное при замыкании входа на общий проводник: 0,1 мкВ;
- диапазон амплитуд измеряемых сигналов от $\pm 0.18\text{В}$ до $\pm 4.5\text{В}$;
- устойчивость к электростатическим разрядам: до $\pm 5\text{ кВ}$ (по проводам) и до $\pm 15\text{ кВ}$ (по воздуху);
- программируемый коэффициент усиления: 1, 2, 4, 6, 8, 12, 24;
- разрядность АЦП: 24 Бит;
- питание АЦП биполярное: $\pm 2,5\text{В}$;
- время работы между зарядами аккумулятора: не менее 12 ч;
- коэффициент ослабления синфазного сигнала: 110 дБ;
- частота захвата сигнала: 16 КГц;
- уровень сигнал/шум: 121 дБ;
- питание от аккумулятора 3.7 В;
- время непрерывной работы в режиме передачи: 6 часов.

Сгенерированный поток данных с каждого канала ЭЭГ передается на ПК в виде цифровых отсчетов. Для того чтобы принятые отсчеты правильно интерпретировать, нужно знать значения двух основных параметров: частоту дискретизации и коэффициент масштабирования.

Коэффициент масштабирования зависит от трех параметров: опорное напряжение (в нашем случае 4.5В), коэффициент усиления (стандартно 24) и константа. Если коэффициент усиления изменяется, используется следующая

формула для расчета коэффициента масштабирования:

$$ScaleFactor = \frac{volts}{count} = \frac{4,5}{K_y (2^{23} - 1)} \quad (1)$$

Из-за высокого уровня шума при регистрации ЭЭГ достаточно сложно получить сигнал без артефактов. Частично проблема шума может быть решена путем выбора наилучшего метода позиционирования электродов, конфигурации канала, правильного выбора опорных точек, инструктирования испытуемых, обработки записываемых материалов и генерации управляющих сигналов. Дополнительным и прогрессивным инструментом борьбы с зашумленностью сигнала является цифровая фильтрация, которая была реализована в ЭЭГ комплексе средствами Matlab.

Программная часть комплекса содержит программы для сбора и обработки сигналов нейроинтерфейса, а обработка сигналов осуществляется преимущественно с помощью пакета прикладных программ Matlab.

Размещение электродов

Существует общепринятый способ нанесения электродов на поверхность головы, это система 10-20, которая является признанной в международном сообществе схемой расположения электродов. Система 10-20 отличается тем, что расстояние от одного электрода до другого определяется как 10 или 20% от индивидуального размера головы. Этот метод был разработан для поддержки стандартизированных методов тестирования, позволяющих собирать, воспроизводить, эффективно анализировать и сравнивать результаты исследований.

Собранный 16-канальный комплекс регистрации ЭЭГ был настроен по международной схеме 10-20 нанесения электродов на поверхность головы. Данная схема показана на рис. 5.

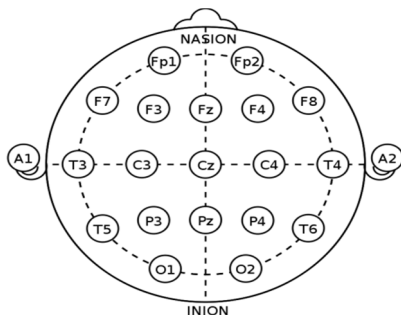


Рис. 5. Схема расположения электродов при проведении экспериментов

Расшифровка обозначений символов расположенных на схеме электродов:

- Fp1, Fp2 – фронтальный;
- F3, F4 – лобные;
- Fz – средний лоб;
- C3, C4 – центральный;
- Cz – центральная вершина;
- P3, P4 – теменные;
- Pz – центральная теменная;
- Po3, Po4 – затылочно-теменные;
- F7, F8 – передние височные;
- T3, T4 – средние височные;
- T5, T6 – задние височные;
- O1, O2 – затылочные;
- Oz – центральные затылочные;
- A1, A2 – уши.

Нечетные числа обозначают левое полушарие, четные числа – правое.

В комплексе регистрации ЭЭГ лобные электроды были выполнены в виде пластин из материала с высокой электропроводностью, а в качестве остальных электродов были использованы подпружиненные штырьковые электроды (рис. 6).

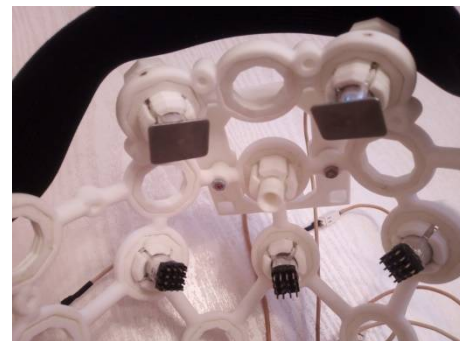


Рис. 6. Реализация электродов в комплексе регистрации ЭЭГ

Регистрация изменений электрической активности головного мозга. Первичная подготовка сигнала

После сборки и настройки комплекса регистрации ЭЭГ была произведена серия тестовых записей сигналов ЭЭГ. Данные сигналы были записаны в текстовые файлы в виде матриц для возможности их последующего открытия и обработки в программном пакете MatLab.

Регистрация тестовых данных различных состояний электрической активности головного мозга проводилась в следующих состояниях: бодрствование с закрытыми глазами; чтение; расслабленное состояние. Записи были разбиты на фрагменты, составляющие 1500 отсчетов для

каждого из каналов. Также создан фрагмент, имитирующий работу мозга в чередующемся состоянии «закрытые глаза» - «чтение». Этот файл представляет собой контрольный образец. Вид необработанных данных показан на рис. 7.

Для шумоподавления тестовый фрагмент записи был отфильтрован с помощью полосового фильтра 8-13 Гц и алгебраической функции - вейвлета Добеши 8 уровня (рис. 8), так как такой порядок родительского вейвлета обеспечивает наилучшее приближение к виду сигнала ЭЭГ.

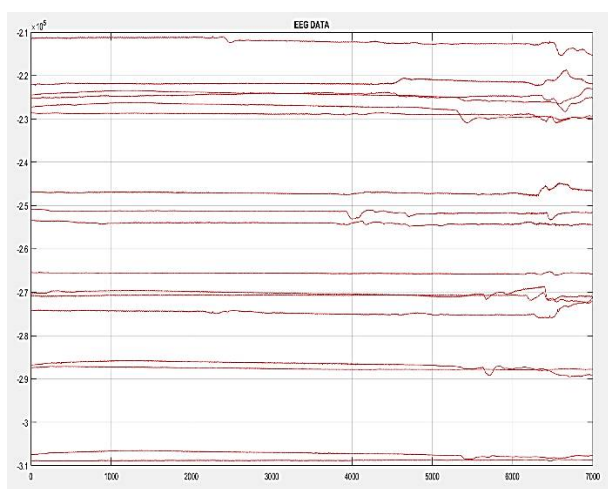


Рис. 7. Тестовый фрагмент до фильтрации

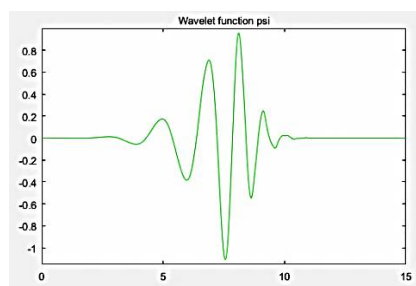


Рис. 8. Вейвлет Добеши 8-го порядка

Отфильтрованный тестовый фрагмент показан на рис. 9. Полученный диапазон является диапазоном альфа-ритмов.

Для оценки эффективности фильтрации была проведена сравнительная оценка спектральной плотности мощности (СПМ) сигналов до фильтрации полосовым фильтром и после нее. Оценка СПМ была проведена с использованием быстрого преобразования Фурье (БПФ) и метода Уэлча. Результаты расчетов СПМ показаны на рис. 10 (а – необработанный сигнал; б – сигнал после полосового фильтра 8-13 Гц) [4].

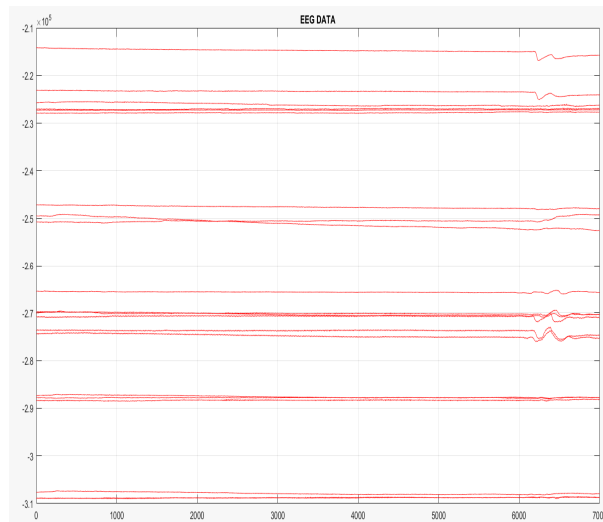


Рис. 9. Тестовый фрагмент после фильтрации

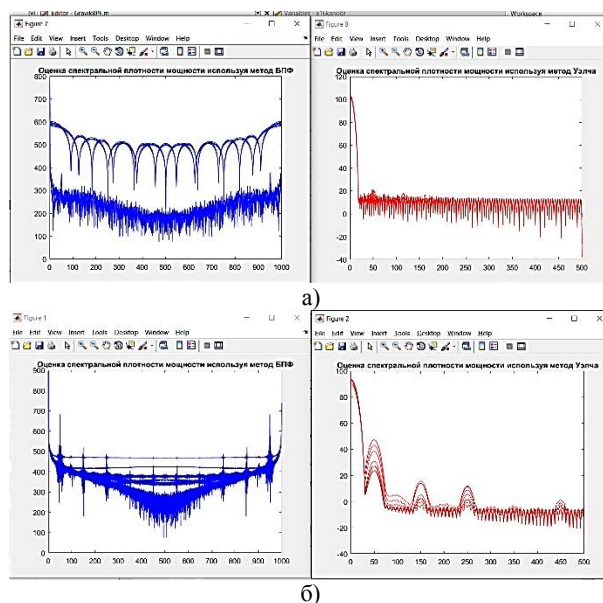


Рис. 10. Результаты расчетов СПМ отфильтрованного и неотфильтрованного сигналов

После устойчивого выделения альфа-ритмов был проведен ряд экспериментов.

Эксперимент первый. Выявление артефактов от морганий глазами

Далее была проведена оценка в различных частотных диапазонах влияния артефактов от моргания глазами на полезный сигнал.

Испытуемый по команде во время опыта моргает, что позволяет четко фиксировать возникновение артефактов в виде резкой активности альфа волн. На экране монитора можем увидеть изменения активности разных волн головного мозга и понять, в какое время испы-

туемый закрыл глаза, а когда они у него открыты (рис. 11). С учетом полученных графиков, представленных на рисунке ниже, мы видим, глаза были закрыты меньше секунды в промежутке от 4.7 до 5 секунд. На 5-й секунде глаза были открыты. Это можно увидеть на приближенном графике Альфа-ритма (рис. 12).

Альфа-ритм регистрируется, когда человек находится в физическом и психическом состоянии покоя, с закрытыми глазами, близкое состояние между бодрствованием и сном, медитация, погружение в сновидения и фантазии без внешних раздражителей обязательно. Поэтому именно на Альфа-ритме мы видим наибольшую амплитуду всплеска.

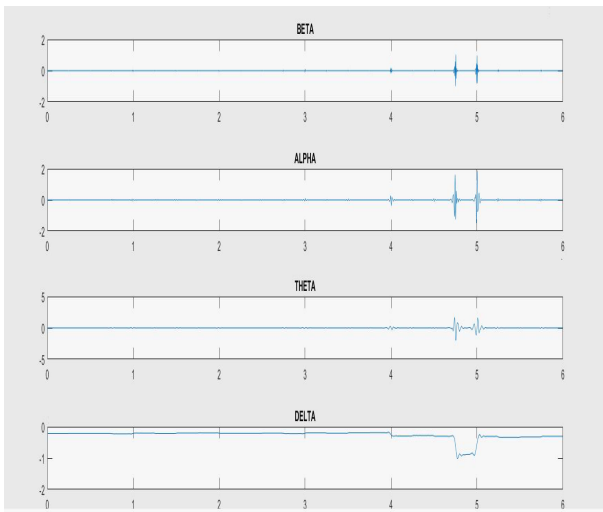


Рис. 11. Активность волн разных поддиапазонов при закрытии и открытии глаз

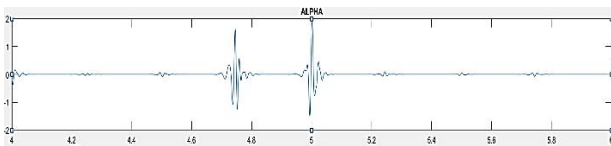


Рис. 12. Приближенный график Альфа-ритма

Данный эксперимент позволяет установить величину и характер изменений сигналов в зависимости от 4-частотных диапазонов ЭЭГ (Beta, Alpha, Theta, Delta). Так как появление артефактов от моргания глаз крайне нежелательно, то полученные данные в дальнейшем позволят настроить и провести математическую обработку сигнала с целью автоматического исключения таких участков ЭЭГ из анализируемых данных.

Эксперимент второй. Обнаружение усиленной мозговой активности

Примерно через 5 секунд после начала отсчета регистрации сигнала человек получает математический пример и приступает к его решению. На графиках выводится фиксация сигналов разных диапазонов волн, полученных с головного мозга. Используя данные графики, можно увидеть, что мозговая активность усиливается после получения примера и просьбы решить его. Было зафиксировано проявление волн разных поддиапазонов, показанных на рис. 13. Также, принимая во внимание первый эксперимент, можно сделать вывод, что испытуемый моргнул в промежутке между 11 и 13 секундами.

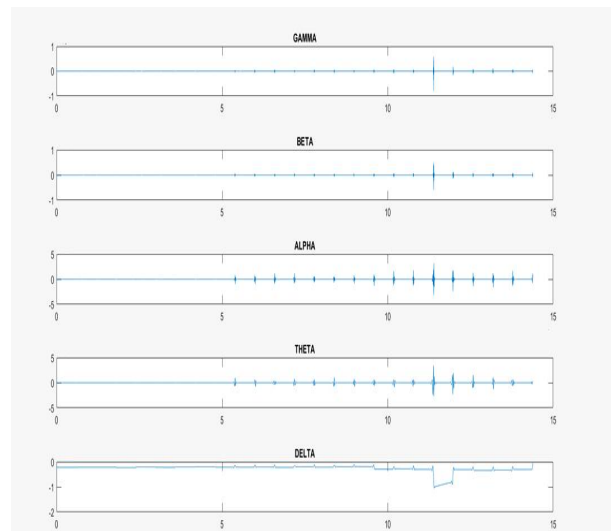


Рис. 13. Активность волн разных поддиапазонов до и после получения примера

Эксперимент третий. Обнаружение концентрации человека в Бета-диапазоне волн

Третий эксперимент проведен для исследования частотного диапазона Бета-волн. Испытуемый с надетым на голову шлемом был заведен в комнату. В комнату внесли коробку и мячи. С учетом того, что бета-волны фиксируются в основном в случаях повышенной бдительности, активного внимания, тревожности, решения сложных проблем или пугающего мышления, испытуемому было предложено сконцентрироваться на коробке и после включения записи ЭЭГ кидать в нее мячи, пытаться попасть в коробку.

В данном случае величина выборки записи ЭЭГ была равна 10000 отсчетов (10 секунд). Записанные данные показаны на рис. 14.

По графику можно увидеть, что сначала человек сосредотачивался, после чего примерно на 2-й секунде произошел бросок, затем броски были примерно на 5, 7-й секундах и в самом конце.

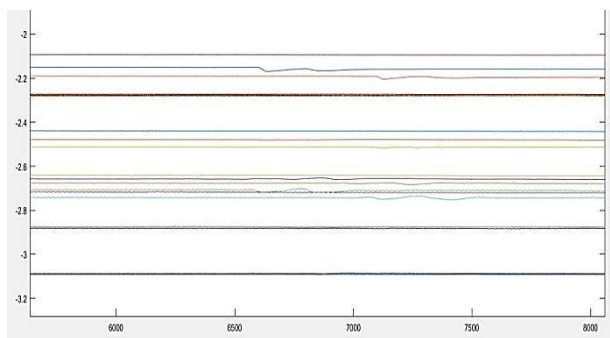


Рис. 14. График ЭЭГ-данных человека, находящегося при повышенной концентрации

После фильтрации полученного сигнала в Бета-диапазоне можно обнаружить усиление сигнала, коррелирующего со временем бросков мяча (рис. 15).

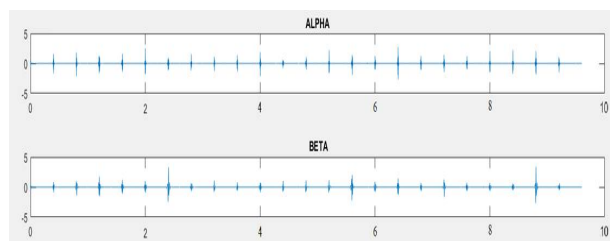


Рис. 15. Выделение сигнала в моменты концентрации человека с использованием полосового фильтра и вейвлетов Добеши

Данный эксперимент показывает, что при значительной концентрации сознания мозгом излучаются электромагнитные волны Бета-диапазона, значительно более сильные по амплитуде, чем в расслабленном состоянии.

Выводы

Изначально основная область применения ЭЭГ гарнитур и комплексов была медицина. Однако в то же время бизнес-компании проявляют интерес к технологии «мозг-компьютер», предлагая использовать различные игры, которыми можно управлять с помощью «силы мышления». Нейронные интерфейсы используются для управления роботами. По мнению

экспертов, могут потребоваться десятилетия, чтобы нейронные интерфейсы стали частью нашей повседневной жизни. Однако уже очевидно, что развитие технологий движется к миру, в котором можно расшифровывать психологические процессы людей, манипулировать процессами, связанными с эмоциями или намерениями, и общаться с людьми без слов.

Нейроинтерфейсы могут улучшить лечение черепно-мозговой травмы, паралича, эпилепсии или шизофрении. Это большой вклад в дальнейшее развитие человечества.

Таким образом, беспроводное использование, портативность, удобство ношения на голове, низкая стоимость разработки, универсальность программно-аппаратной части и с возможностью улучшения характеристик делает разработанный комплекс регистрации ЭЭГ ценным вкладом в биомедицинские технологии.

Проведенные исследования-эксперименты по возможностям регистрации и обработки тестовых данных различных состояний электрической активности коры головного мозга позволяют провести количественную оценку степени изменений электрической активности в зависимости от его состояний. Такая оценка была проведена в различных частотных диапазонах, и она является основополагающей для дальнейших исследований.

Помимо вейвлет-преобразования Добеши, или же какого-либо другого вейвлет-преобразования, нами применялось и классическое оконное преобразование Фурье с окном Бартлетта (треугольным) и окном Кайзера для частотно-временного анализа. Но после проведенных исследований было отмечено, что в данном случае вейвлет-преобразование оправдывает свой положительный эффект по частотно-временному разрешению, хоть и является более сложным и долгим в машинных вычислениях.

Проведенная математическая обработка сигнала и численные результаты экспериментов в первую очередь могут быть использованы в дальнейшем для упрощения установки входных параметров искусственных нейронных сетей, применяемых для обработки и анализа сигналов ЭЭГ.

Литература

1. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика. Изд. 4-е. М.: ФОРУМ – ИНФРА-М, 2016. 640 с.

2. Toward Brain-Computer Interfacing/ G. Dornhege, J. Millan del R., T. Hinterberger, D.J. McFarland, K.-R. Muller, eds.// A Bradford book. The MIT Press. 2007. 520 p.

3. Журавлёв Д.В. Аппаратура для электроэнцефалографических исследований: монография. Воронеж: Изд-во ВГТУ, 2021. 258 с.

4. Сотников П.И. Обзор методов обработки сигнала электроэнцефалограммы в интерфейсах мозг-компьютер // Инженерный вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2014. № 10. С. 612-632.

Поступила 07.09.2021; принята к публикации 19.10.2021

Информация об авторах

Журавлёв Дмитрий Владимирович – канд. техн. наук, доцент кафедры радиоэлектронных устройств и систем, Воронежский государственный технический университет (394006, Россия, г. Воронеж, ул. 20-летия Октября, д. 84), тел. +7(473)243-77-29, e-mail: ddom1@yandex.ru

Проводников Александр Андреевич – аспирант, Воронежский государственный технический университет (394006, Россия, г. Воронеж, ул. 20-летия Октября, д. 84), тел. +7(473)243-77-29, e-mail: a.provodnikov@mail.ru

USING A SIXTEEN-CHANNEL EEG RECORDING COMPLEX TO DETECT VARIOUS CHANGES IN THE ELECTRICAL ACTIVITY OF THE BRAIN FOR FURTHER INTERPRETATION

D.V. Zhuravlev, A.A. Provodnikov

Voronezh State Technical University, Voronezh, Russia

Abstract: we carried out the approbation of a sixteen-channel mobile EEG registration complex made based on the materials of an open project. The hardware and software complex for EEG registration allows for non-invasive registration of 16 monopolar EEG channels containing bioelectric signals of the human brain. All the components of the registration complex are structurally located on a helmet-based made of hard plastic. The helmet is put on the head and holds up to 32 screw-in pin electrodes, boards of an electronic device for recording and processing signals, radio transmitters, and batteries. The recorded EEG signals are transmitted in real time via a radio channel (Wi-Fi standard) on a computer for subsequent processing. The EEG signals received in the computer are fed into the MATLAB application software package for subsequent processing. The EEG signals in the computer are formed in the form of standard digital samples and, accordingly, can be transmitted to any data processing program. EEG signals should be subjected to mathematical processing to identify certain states of the brain and form EEG patterns that serve as guidelines for the preparation of control signals to external actuators. During the mathematical processing of the received signals, we analyzed the frequency composition of the EEG, special signal transformations and performed auxiliary operations to identify the necessary EEG signal patterns. First of all, we filtered the received signals by a bandpass filter and an algebraic function of the Daubechey wavelet of the 8th level. Then, we collected control samples of brain activity when performing three types of activities. We found a correlation between the experiments and the control samples. It can be developed to be used to simplify the installation of input parameters of artificial neural networks used for processing and analyzing EEG signals

Key words: neurointerface, EEG, ADS1299IPAG analog-to-digital converter, non-invasive diagnostics, wavelet transform, signal filtering

References

1. Kulaichev A.P. "Computer electrophysiology and functional diagnostics" ("Komp'yuternaya elektrofiziologiya i funktsional'naya diagnostika"), Moscow: FORUM-INFRA-M, 2016, 640 p.

2. Dornhege G., Milan J. del R., Hinterberger T., McFarland D.J., Muller K.-R., eds. "Toward Brain-Computer Interfacing. A Bradford book", The MIT Press, 2007, 520 p.

3. Zhuravlev D.V. "Equipment for electroencephalographic studies" ("Apparatura dlya elektroentsefalograficheskikh issledovaniy"), monograph, Voronezh State Technical University, 2021, 258 p.

4. Sotnikov P.I. "Review of electroencephalogram signal processing methods in brain-computer interfaces", *Engineering Bulletin. Bauman Moscow State Technical University (Inzhenernyy vestnik. MGTU im. N.E. Baumana)*, 2014, no. 10, pp. 612-632.

Submitted 07.09.2021; revised 19.10.2021

Information about the authors

Dmitriy V. Zhuravlev, Cand. Sc. (Technical), Associate Professor, Voronezh State Technical University (84 20-letiya Oktyabrya str., Voronezh 394006, Russia), tel. +7 (473)243-77-29, e-mail: ddom1@yandex.ru

Aleksandr A. Provodnikov, Graduate student, Voronezh State Technical University (84 20-letiya Oktyabrya str., Voronezh 394006, Russia), tel. +7 (473)243-77-29, e-mail: a.provodnikov@mail.ru