

Консультант:	_____ И.О.)	_____
	(ученая степень, звание, Фамилия, И.О.)	подпись
Нормоконтроль:	_____ (ученая степень, звание, Фамилия, И.О.)	_____
		подпись

ТВЕРЬ 2023

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение
высшего образования
«Тверской государственный технический университет»
(ТвГТУ)
Кафедра «Автоматизация технологических процессов»

К защите допустить:
Заведующий кафедрой
АТП
Б.И. Марго
лис
« ____ » _____ 202_ г.

З А Д А Н И Е

на выпускную квалификационную работу магистра
Студент: _____
Крылов Марк Романович
(Фамилия, Имя, Отчество)
Направление: _____
12.04.04 – Биотехнические системы и
технологии
(код и наименование)
Тема работы: _____
«Биотехническая система для исследования
когнитивной деятельности»
(утверждена приказом ректора от «29» марта 2021 г. № 330-
у).

Анализ методов электроэнцефалографии; разработка принципиальной электрической схемы блока первичного усиления и преобразования для ЭЭГ-сигнала; подбор необходимых элементов и их закупка проведение экспериментальных исследований и проверка

работоспособности разработанного программного обеспечения для регистрации и отображения ЭЭГ.

Дата выдачи задания « ____ » _____ 202_ г.

Срок представления студентом ВКР на кафедру « ____ » _____ 202_ г.

Руководитель:	д.т.н., профессор кафедры АТП, Филатова Н.Н.	_____
	(ученая степень, звание, Фамилия, И.О.)	подпись
Задание получено:	Крылов Марк Романович	_____
	(Фамилия Имя Отчество студента)	подпись

Тверь 2023

Оглавление

Введение.....	4
1. Анализ метода исследования.....	5
1.1 Принцип регистрации электроэнцефалограммы.....	5
1.2 Съём показаний с электроэнцефалографа.....	10
1.3 Виды электроэнцефалографии.....	12
1.4 Классификация ЭЭГ по типам.....	13
1.4.1 Классификация Е.А. Жирмунской.....	13
1.4.2 Классификация ЭЭГ по Людерс.....	22
1.4.3 Классификация ЭЭГ по Davis.....	24
1.4.4 Классификация ЭЭГ по Gibbs.....	25
1.4.5 Классификация ЭЭГ по Jung.....	25
1.4.6 Классификация ЭЭГ по Cohn.....	26
1.5 Подготовка к ЭЭГ и проведение исследования.....	28
2. Регистрация ЭЭГ-сигнала.....	29

2.1 Получение ЭЭГ-сигнала.....	29
2.2 Сохранение сигнала.....	30
2.3 Обработка сигнала.....	31
2.4 Реализация программного обеспечения для регистрации ЭЭГ.....	34
Выводы по 2 главе.....	39
Заключение.....	40
Библиографический список.....	41
Приложения.....	42

Введение

В настоящее время развитие технологий идёт в сторону развития портативности и доступности.

Набирают популярность также простые решения, которые могут решить необходимую задачу просто и легко.

Метод электроэнцефалографии (ЭЭГ) заключается в регистрации электрических потенциалов коры головного мозга для диагностики состояния нервной системы. Метод является неинвазивным. В данной работе будет использоваться один датчик в отличие от профессионального энцефалографа [\[1\]](#).

К голове крепятся регистрирующий датчик - для контакта с кожей. Электрод соединен с вычислительным устройством. Этот прибор многократно усиливает полученные с датчика импульсы и записывает их на электронный носитель в виде графика.

Использование бесконтактного датчика позволяет исключить необходимость хорошего электрического контакта с кожей. Такой датчик работает за счет наличия емкостной связи между электродом и телом. Надежный датчик для измерения электроэнцефалограммы должен обладать следующими качествами:

- Большое входное сопротивление
- Малый шум
- Бюджетным
- Биосовместимость

Такой датчик может осуществлять физический контакт с ним через изоляционный бионейтральный материал. Преимущество датчика его простота применения. По этой причине разработка технических средств для исследования физиологических эффектов является весьма актуальной задачей на сегодняшний день.

Цель работы:

Целью выпускной квалификационной работы является разработка портативного устройства для регистрации электроэнцефалограммы, позволяющего исследовать когнитивную деятельность человека.

Задачи работы:

1. Анализ метода исследования.
2. Разработка функциональной схемы устройства.
3. Формирование аппаратной части устройства.
4. Разработка программной части устройства.
5. Проведение экспериментов и анализ результатов.

1. Анализ метода исследования

1.1 Принцип регистрации электроэнцефалограммы

Электрическую активность головного мозга по стимулу можно разделить на внешнюю, вызванную внешним воздействием, и внутреннюю, обусловленную волей человека или неосознанным воздействием. Внешнее воздействие может быть визуальным (фотостимуляция) или физиологическим (гипервентиляция).

Электроэнцефалограмма представляет собой кривую, которая регистрирует электрическую активность мозга (рисунок 1.1) [2]



Рисунок 1.1 Электроэнцефалограмма (Лобного отведения)

Для этого применяется прибор - электроэнцефалограф (Рисунок 1.2), который регистрирует изменение во времени разности потенциалов между двумя точками мозга расположенными на его поверхности или в глубине. (Рисунок 1.2) [3] .

Колебания электрических потенциалов мозга являются результатом физико-химических процессов, лежащих в основе обмена веществ в нервной ткани; перемещения положительных и отрицательных ионов. Часть этих процессов протекает медленно, иные, совершаются циклически и с большой частотой. Источники разности потенциалов - скопления нервных клеток с их отростками, организованные в сложные взаимосвязанные системы [4] .



Рисунок 1.2 Электроэнцефалограф Медиком МТД ЭЭГА-21/26
Энцефалан-131-03

Впервые электрическая активность в коре головного мозга была обнаружена физиологами в 1849 г, об этом упоминается в исследованиях Du Bois-Reymond [5]. В 1924 г. Ганс Бергер впервые осуществил регистрацию ЭЭГ-сигналов у человека гальванометром. Первая «машина Бергера» представляла собой одноканальный регистратор биоэлектрической активности мозга. Регистрация проводилась осциллографом на фотобумаге, которая потом проявлялась [6,7].

В своих работах Бергер называет точную дату, когда ему удалось добиться устойчивой записи

электроэнцефалограммы — 6 июля 1924 г. Бергер предложил не только сам термин «электроэнцефалограмма», но и аббревиатуру «EEG». Бергер выделил два вида активности: частотой около 10 Гц, которую он обозначил как альфа-ритм, и более высокой частоты, обозначенная как бета-ритм. Была впервые дана характеристика альфа-ритма: он возникает при закрытых глазах, при открывании глаз или при сенсорной стимуляции, альфа-ритм замещается бета-активностью. Также сообщалось, что характер «мозговых волн» изменяется в зависимости от функционального состояния головного мозга, в частности, во сне, при общей анестезии и гипоксии. Было показано, что характер активности у здорового человека и у больного эпилепсией существенно различается. В его работах он дал описание основных ритмов [\[8\]](#) .

Вторая половина 1930-х гг. начало периода бурного развития электроэнцефалографии, началось широкое внедрение метода в клиническую практику. «Пионеры электроэнцефалографии» — Грей Уолтер, Герберт Джаспер и Уайлдер Пенфилд, супруги Фредерик и Эрн Гиббс, Натаниел Клейтман, В.Г. Леннокс [\[9\]](#) — заложили фундаментальные основы классической нейрофизиологии. В середине 1930-х гг. Уолтер посещает Г. Бергера, знакомится с ЭЭГ. В 1935—1936 гг. для нейрофизиологических исследований по заказу Уолтера конструируют мощный многоканальный электроэнцефалограф. Это позволило развить электроэнцефалографические исследования. Так, уже в 1936 г., проведя обследования больных с опухолями мозга, Уолтер описывает медленноволновую активность частотой 1—6 Гц, которую он называет дельта-волнами. Уолтер исследует

изменения ЭЭГ во время сна, доказывая, что дельта-активность характерна и для физиологического сна. В 1946 г. Уолтер сообщил о том, что ритмическая фотостимуляция может провоцировать эпилептическую активность на ЭЭГ. С этих пор фотостимуляция прочно вошла в протокол рутинного ЭЭГ-исследования. В 1950-е гг. Грей Уолтер разработал прибор, названный им «топоскоп», который, по сути, является первым нейрокартографом — прибором, графически представляющим распределение электрической активности по конвекситальной поверхности [\[10\]](#).

Существенный вклад в эту область внесен работами Э.Д.Адриан, Б. Меттьюз [\[8\]](#), Г.Вальтер (1950), В.С.Русинова [\[11\]](#), В.Е.Майорчик [\[12\]](#), Н.П.Бехтеревой [\[13\]](#), Л.А.Новиковой (1962), Х.Джаспер [\[14\]](#). Большое значение для понимания природы электрических колебаний головного мозга имели исследования нейрофизиологии отдельных нейронов с помощью метода микроэлектродов, выявившие те структурные субъединицы и механизмы, из которых складывается суммарная ЭЭГ [\[15,16\]](#).

Важнейшее значение для понимания механизмов генерации нормальной ЭЭГ и использования ее в качестве инструмента функциональной диагностики имели исследования неспецифических систем ретикулярной формации и лимбического комплекса — структур, определяющих уровень функциональной активности мозга [\[17,18,19\]](#).

В электроэнцефалограмме (рисунок 1.3) бодрствующего человека выделяют составляющие электрических колебаний,

называемыми ритмами и различающихся по амплитуде и частоте:

- 1) альфа-ритм — частота 8—13 Гц; амплитуда 50—100 мкВ;
- 2) бета-ритм — частота 14—30 Гц; амплитуда 10—25 мкВ;
- 3) гамма-ритм — частота более 31 Гц;
- 4) тета-ритм — частота 4—7 Гц;
- 5) дельта-ритм — частота 1,5—3 Гц.

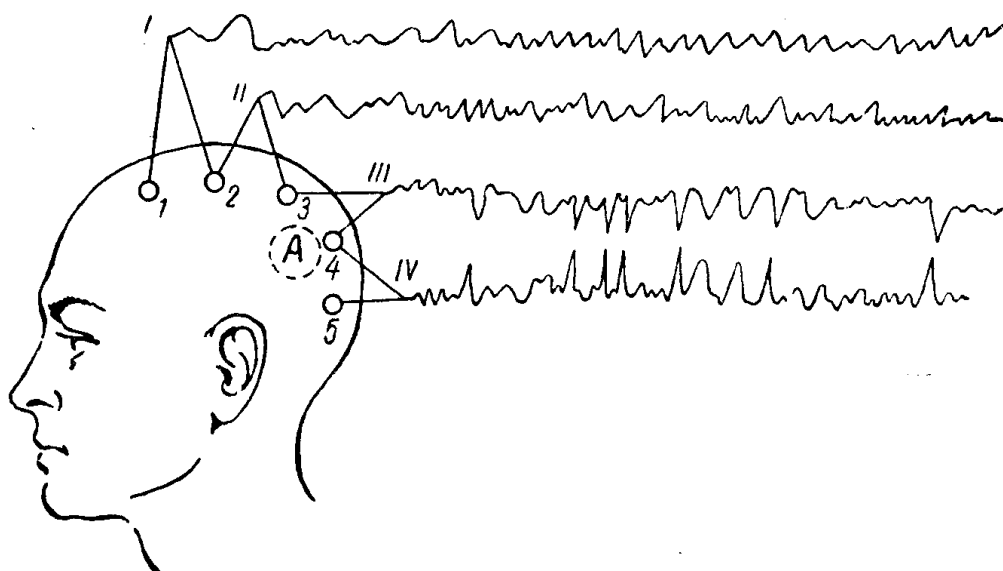


Рисунок 1.3 Регистрация ЭЭГ-сигнала и его разложение на составляющие[4] .

Амплитуды колебаний гамма-, тета- и дельта-ритмов меньше амплитуд колебаний альфа- и бета-ритмов. В состоянии покоя колебания альфа-ритма являются в электроэнцефалограмме преобладающими. Соотношение между амплитудами колебаний различных ритмов зависит от состояния человека и наличия внешних раздражителей (световых, звуковых, тактильных, электрических и т. д.).

Установлено существование взаимосвязи изменения биоэлектрической активности мозга от психического состояния человека. И при повреждениях мозговой ткани (опухоли мозга, кровоизлияния и т. д.) в области повреждения электрическая активность снижается или отсутствует. Это активно применяется в невропатологии для определения локации повреждений [4] .

Электроэнцефалографы обеспечивают регистрацию электрических колебаний в диапазоне 0,5—100 Гц, имеют чувствительность записи 0,3—1 мм/мкВ, скорость регистрации 5—100 мм/с, число каналов 4—24 (аналоговые) и 24—128 (компьютерные).

Рассмотрение электроэнцефалографического сигнала как колебательного процесса позволяет применять для его обработки существующие современные программные продукты. При этом определяют огибающую колебаний, площадь колебаний, спектр колебаний, характеристики колебаний отдельной частоты, корреляционные функции между сигналами, создаваемыми различными отведениями, корреляционные функции между сигналами отведений и сигналами раздражителей и т.д.

В экспериментальный состав установки входят:

- 1) Электрод
- 2) Усилитель потенциалов
- 3) Регистрирующее устройство (промежуточное)
- 4) Принимающее устройство (компьютер)

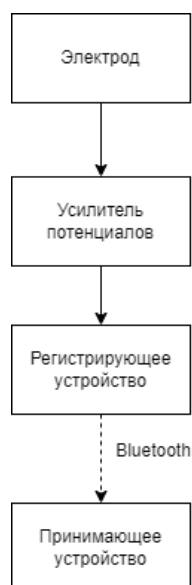


Рисунок 1.4. Упрощённая функциональная схема электроэнцефалографа

1.2 Съём показаний с электроэнцефалографа

За несколько дней рекомендуется прекратить прием спиртных напитков и транквилизаторов, противосудорожных и седативных препаратов. В течение 12 часов не употребляйте чай, кофе, энергетики, а также шоколад. На процедуру нужно приходиться с чистыми волосами, что обеспечивает лучший контакт между датчиками пробора и кожей пациента. Накануне не используйте никаких средств для укладки, масел.

Врач попросит вас снять металлические украшения, заколки и распустить волосы. За час до процедуры рекомендуется поест, потому что при чувстве голода понижается сахар в крови, что может сказаться на мозговой активности и исказить результаты исследования. Если планируется продолжительный видеомониторинг, во время которого предполагается сон, то свой последний сон следует ограничить на несколько часов.

К точкам, биопотенциалы которых используются для снятия электроэнцефалограмм, подключают электроды (Рисунок 1.5). Эти электроды прикладывают к поверхности тканей (Рисунок 1.6), покрывающих мозг либо непосредственно к поверхности мозга, либо вводят в его внутрь.

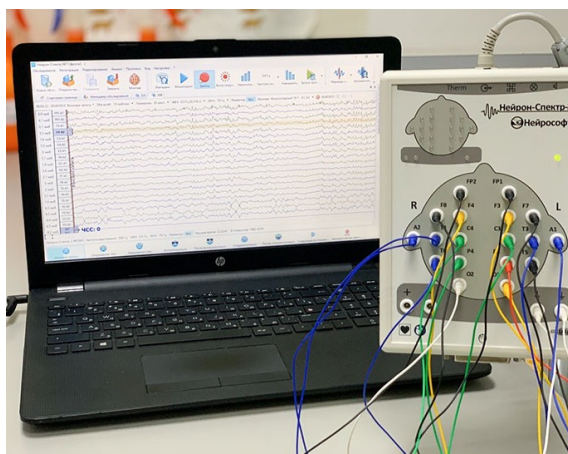


Рисунок 1.5 Подключение электродов



Рисунок 1.6 Размещение электродов на голове.

В местах наложения электродов раздвигают волосы и обезжиривают кожу смесью спирта с эфиром, затем кожу увлажняют раствором соды и покрывают специальной электропроводящей пастой. Электроды устанавливают на голове испытуемого с помощью специальных шлемов-сеток, изготовленных из эластичных резиновых тяжей, натяжение которых регулируется, что обеспечивает плотное прилегание электродов к голове пациента. Шлем с помощью проводников, соединенных в кабель, подключают к электроэнцефалографу [4].

1.3 Виды электроэнцефалографии

Выделяют следующие виды электроэнцефалографии:

- 1) Короткая, продолжительностью до 2 часов, используют, если нужно быстро поставить диагноз.

Показания, при которых рекомендуется делать короткую ЭЭГ:

- первый раз
- нарушении поведения или восприятия;
- для проведения некоторых экспериментов

- 2) Длительная. Назначают в особо сложных случаях, что позволяет получить данные в различных состояниях.

Длительная диагностика может быть:

1. Дневная. Исследование длится несколько часов. В основном актуально для детей, если нужно отследить лечение или исследовать активность мозга. Пациент в течение этого времени спит.
2. Ночная. Способен отследить ночные приступы. Его продолжительность составляет 9—12 часов.
3. Суточная. К обследованию добавляют интенсивные функциональные пробы и специальные тесты, например сжатие пальцев в кулак, нахождение в темноте, лишение сна на определенный период.
4. Десятидневная. Приступы могут возникать в разных местах и по разным причинам, такой длительный период помогает не только зафиксировать момент их появления, но и подробно узнать, что происходит между ними.

Конкретная диагностика назначается с учетом того, в какое именно время отмечаются патологические состояния. Её продолжительность определяет врач с учетом жалоб пациента, его возможности заснуть на дневном исследовании.

1.4 Классификация ЭЭГ по типам

1.4.1 Классификация Е.А. Жирмунской

Система описания типов (паттернов) и групп ЭЭГ была предложена Е.А. Жирмунской в 1984 г. и до сих пор является основой для визуальной, словесной оценки ЭЭГ. Следует отметить, что по классификации Е.А. Жирмунской (1991) понятие типа ЭЭГ относится только к ЭЭГ покоя, зарегистрированной у субъектов в состоянии пассивного бодрствования, при закрытых глазах, и не включает изменений, которые возникают в ответ на эфферентные раздражения. Достоинством этой классификации является возможность дать общее описание ЭЭГ. Это создает определенное удобство для последующего формирования заключения врачом-специалистом. Вместе с тем при вынесении суждения о типе ЭЭГ не учитывается характер ЭЭГ-паттерна при различных видах эпилепсий, не выделяется фокус патологической активности.

По классификации Е.А. Жирмунской выделяются 5 типов ЭЭГ.

Тип I – организованный (нормальная ЭЭГ)

Основной компонент ЭЭГ – α -ритм, регулярный по частоте, четко модулированный в веретена, со средним и высоким индексом, с хорошо выраженными зональными различиями. Наиболее высокую амплитуду (50-70 мкВ) α -ритм имеет в затылочных отведениях. По направлению к передним отделам коры выраженность α -ритма уменьшается. Форма волн обычно гладкая. В височных отделах коры α -ритм представлен в виде фрагментарных низкоамплитудных веретен.

Медленные волны почти не выражены. Может регистрироваться θ -и δ -активность в виде единичных диффузных волн небольшой амплитуды (рисунок 1.7).

Целесообразно отнести к этому типу ЭЭГ с менее упорядоченной структурной и пространственной организацией, основным критерием которых является выраженная α -активность (рисунок 1.8).

ЭЭГ, относящиеся к I типу, трактуются как идеальная норма или как легкие изменения в пределах допустимых вариантов нормы.

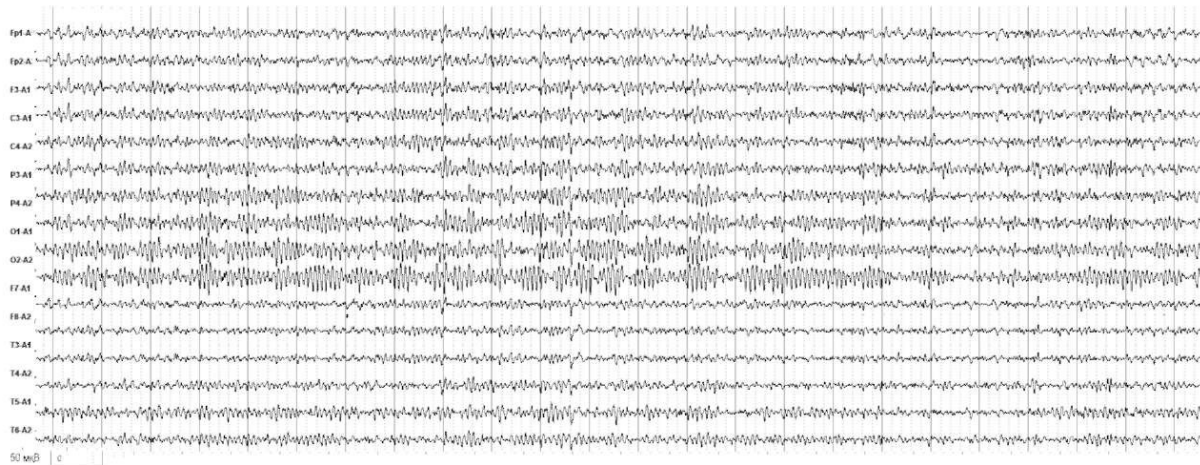


Рисунок 1.7 Мужчина, 46 лет.

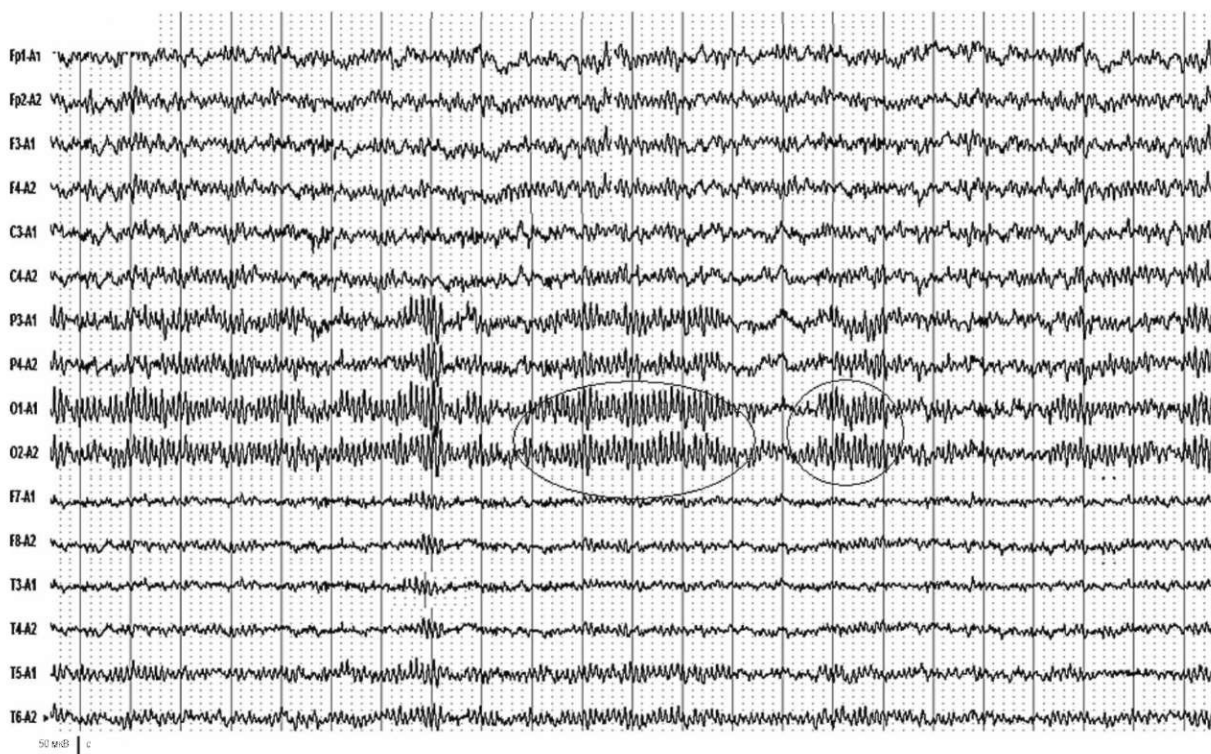


Рис. 1.8 Мужчина, 72 года.

Тип II – гиперсинхронный (моноритмичный)

В нем могут быть варианты с преобладанием по всем областям мозга или только α -ритма, β -активности низкой частоты, или ритмизированной θ -активности. Главное в структуре этого типа – высокий индекс регулярных колебаний биопотенциалов при потере их зональных различий.

Возможны разные варианты такого усиления синхронизации активности: с сохранением и даже усилением колебаний α -диапазона; с исчезновением α -активности и заменой ее β -активностью низкой частоты или θ -активностью. Основной характеристикой этого типа ЭЭГ является повышенная регулярность колебаний α - (реже β - или θ -) диапазонов с отсутствием зональных различий.

Вариант, когда доминирует α -ритм, не модулированный или слабо-модулированный со слабовыраженными или извращенными зональными различиями и отсутствием быстрой и медленной активности, относится к умеренно нарушенной ЭЭГ (рисунок 1.9 , 1.10).

Когда преобладает регулярная β -активность с частотой 14-25 Гц небольшой амплитуды, ЭЭГ также считается умеренно нарушенной. При наличии умеренно высокой или высокой β -активности ЭЭГ характеризуются как значительно нарушенные (рисунок 1.11).

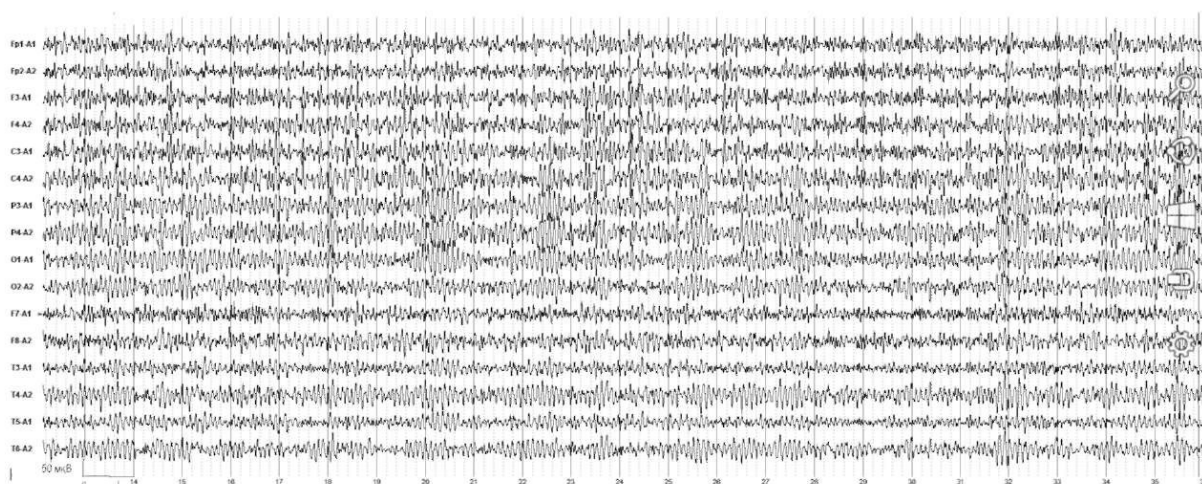


Рисунок 1.9 Женщина, 60 лет.

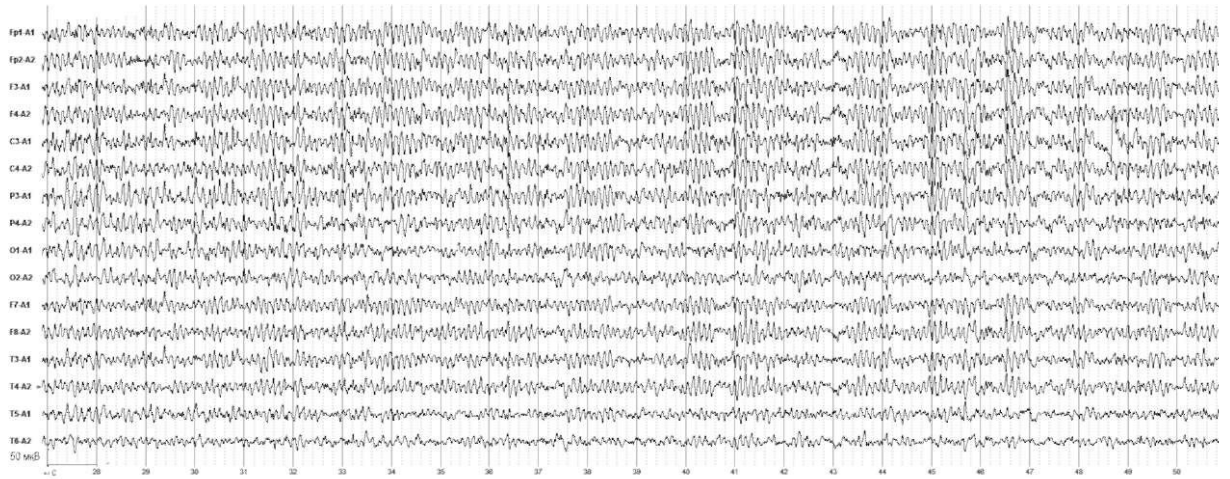


Рисунок 1.10 Мужчина, 50 лет.

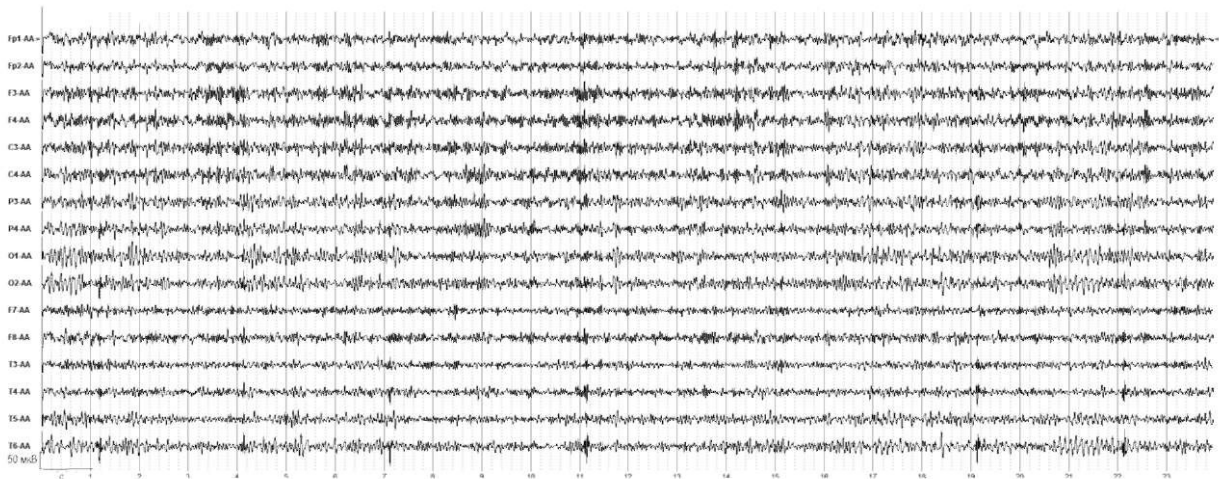


Рисунок 1.11 Мужчина, 45 лет.

Тип III – десинхронный (вариант нормы)

ЭЭГ характеризуется низкоамплитудной биоэлектрической активностью с отсутствием или резким уменьшением количества α -волн. β -Активность выражена умеренно, отмечаются диффузные θ - и δ -волны небольшой амплитуды (рисунок 1.12).

ЭЭГ, относящиеся к типам II и III, отражают регуляторные изменения в деятельности мозга. В типе II имеют место ослабление активирующих влияний на кору со

стороны ретикулярной формации ствола мозга и усиление дезактивирующих влияний из других отделов лимбико-ретикулярного комплекса.

В типе III, наоборот, отмечается усиление активирующих влияний со стороны ретикулярной формации ствола мозга, что выражается в десинхронизации α -активности на ЭЭГ. ЭЭГ, относящиеся к типам II и III, отражают регуляторные изменения в деятельности мозга. Типы II и III ЭЭГ могут встречаться у больных неврозами, вегетососудистыми дистониями, шейным остеохондрозом и рядом других заболеваний.

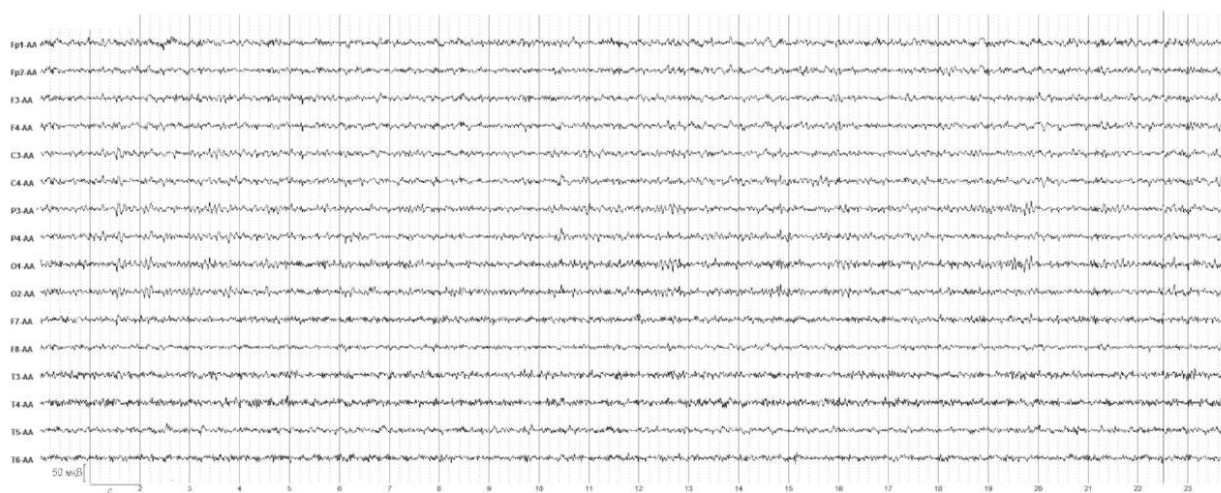


Рисунок 1.12 Мужчина, 19 лет.

Тип IV – дезорганизованный (с преобладанием α -активности)

На ЭЭГ главной является α -активность. При этом отмечается значительная дезорганизация α -ритма по всем параметрам: частоте, амплитуде, форме волн, извращению зональных различий. Такой дезорганизованный α -ритм может доминировать во всех областях мозга. β -Активность также

нередко усилена, часто представлена колебаниями низкой частоты, увеличенной амплитуды, отмечается нарастание индекса θ -и δ -волн с достаточно высокой амплитудой, появление пиков, острых волн, вспышек и комплексов в разных областях мозга. Этот тип ЭЭГ отражает изменения биопотенциалов при многих заболеваниях, которые можно связать с микроструктурными поражениями в разных отделах мозга, в том числе в коре мозга. К данной категории относятся атеросклероз, преходящие ишемические атаки, нейроинфекции, закрытые черепно-мозговые травмы (рисунок 1.13; 1.14; 1.15). Нарушения стенок сосудов головного мозга и микроскопические очаги поражения мозговой ткани, возникающие при этих заболеваниях, сопровождаются изменениями метаболизма и нейродинамическими расстройствами. К этому присоединяется дисфункция в деятельности регулирующих систем мозга.



Рисунок 1.13 Мужчина, 38 лет.

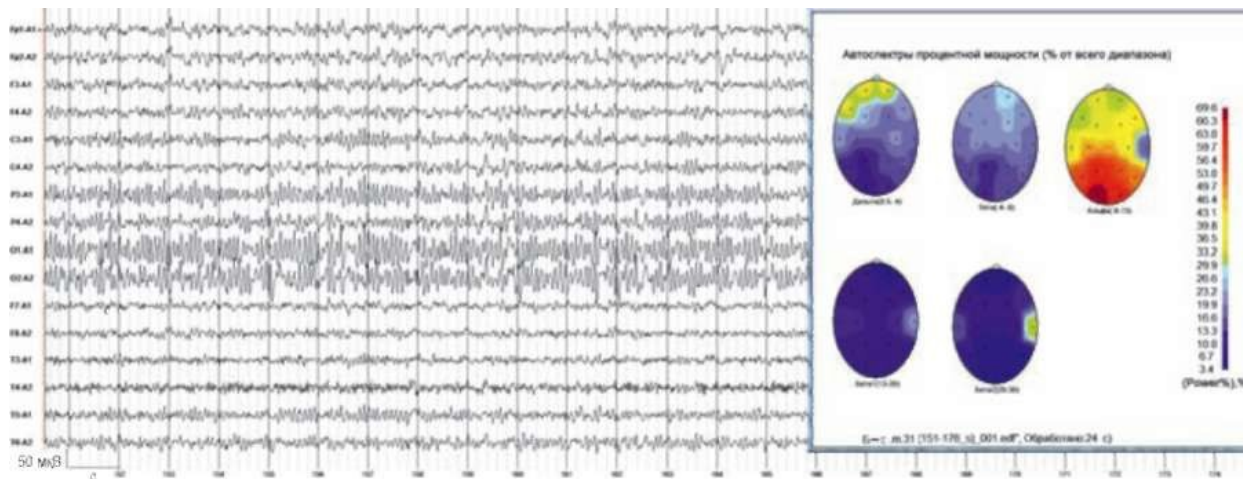


Рисунок 1.14 Мужчина, 31 год.

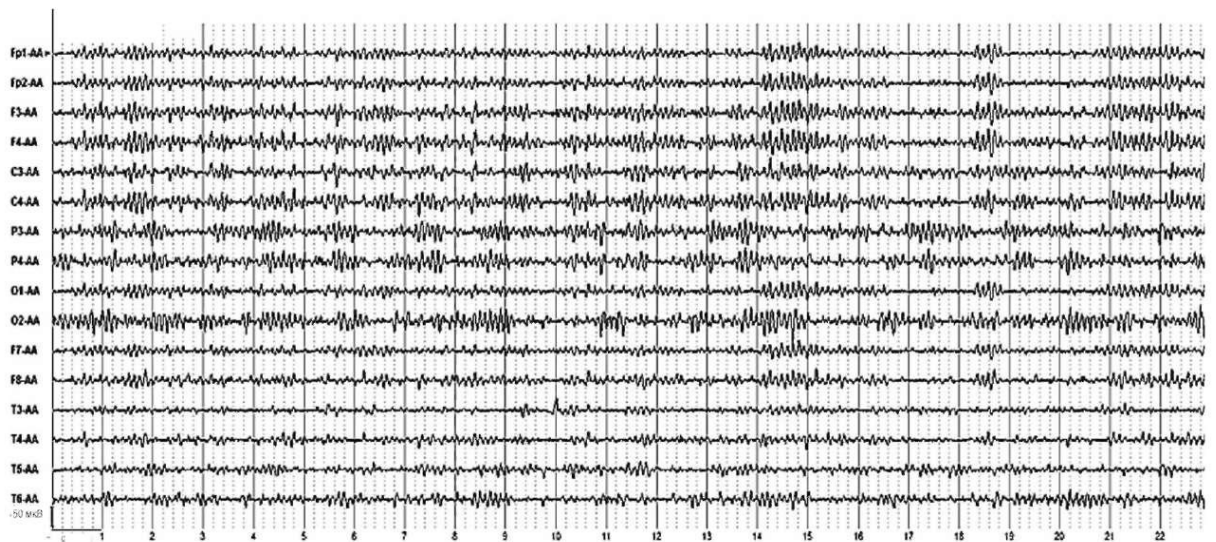


Рисунок 1.15 Женщина, 22 года.

Тип V – дезорганизованный (с преобладанием θ - и δ -активности)

δ -Активность выражена плохо. Амплитудный уровень средний или высокий. Тип характеризует слабое наличие α -активности. Колебания биопотенциалов α -, β -, θ - и δ -диапазонов регистрируются без четкой последовательности (рисунок 1.16).

Тип V означает, что у пациентов на первый план выступают уже не регуляторные, а микроструктурные поражения в коре головного мозга. При наличии ЭЭГ данного типа есть все основания говорить об органических поражениях мозга. Если на ЭЭГ этого типа выражен четкий очаг патологической активности или отчетливая межполушарная асимметрия, можно предположить наличие грубого макроочагового поражения в одном из полушарий мозга (рисунок 1.17). При наличии локальной патологической активности рекомендуется просмотр ЭЭГ в режиме биполярного монтажа, что позволит уточнить локализацию поражения (рисунок 1.18 , 1.19). Появление как локальных, так и диффузных патологических феноменов и пароксизмальных разрядов чаще сопровождает именно этот тип ЭЭГ, хотя может иметь место и на фоне любого другого типа ЭЭГ.



Рисунок 1.16 Женщина, 66 лет. Вторично-генерализованный судорожный приступ.



Рисунок 1.17 Мужчина, 24 года.

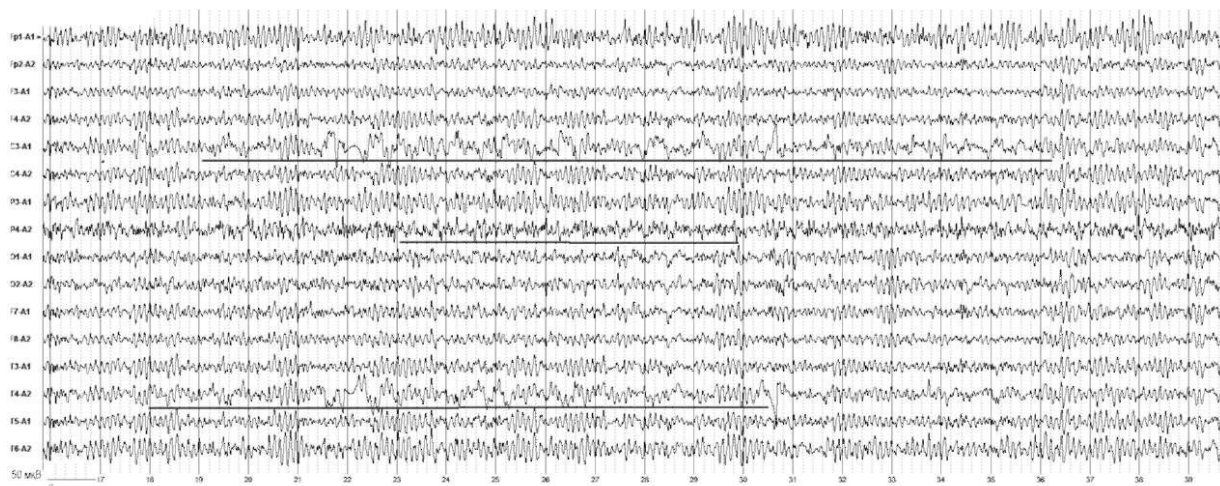


Рисунок 1.18 Женщина, 19 лет.

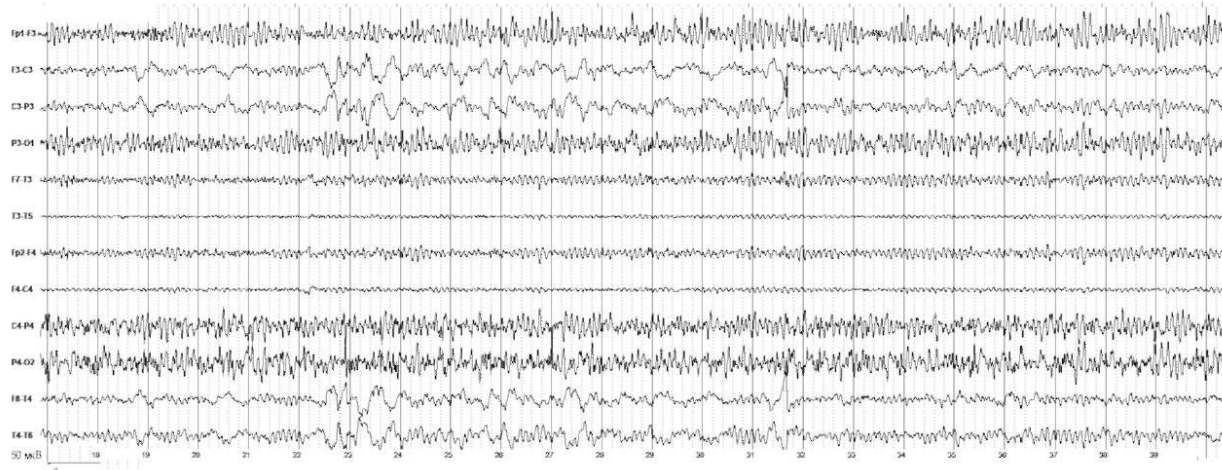


Рисунок 1.19 Женщина, 19 лет. Парциальная эпилепсия.

1.4.2 Классификация ЭЭГ по Людерс

Классификация ЭЭГ по Людерс [20] очень детальна, она включает как артефакты, так и редко встречающиеся типы ЭЭГ.

1. Медленная активность

- o Замедление фоновой активности
- o Преходящее замедление
- o Продолженное замедление

2. Эпилептиформные паттерны

- o Спайки
- o Острые волны
- o Доброкачественные эпилептические разряды детства BEDC
- o Комплексы спайк-волна
- o Медленные комплексы спайк-волна
- o 3-Гц комплексы спайк-волна
- o Полиспайки
- o Гипсаритмия
- o Фотопароксизмальный ответ
- o ЭЭГ паттерн приступа
- o ЭЭГ паттерн статуса
- o ЭЭГ со сплошными артефактами

3. Специальные паттерны

- o Избыточная быстрая активность- excessive fast activity
- o Асимметрия
- o Начало сна с БДГ

- o Периодический паттерн
- o Трифазные волны
- o Периодические латерализованные
эпилептиформные разряды (PLEDs)
- o Паттерн вспышка-подавление
- o Угнетение фоновой активности

4. Паттерны комы

- o Альфа-кома
- o Веретенная кома
- o Бета-кома
- o Тета-кома
- o Дельта-кома
- o Электроцеребральная инактивность

5. Нормальные варианты и неспецифические паттерны ЭЭГ

- o Височное замедление у пожилых
- o Затылочные дельта волны у подростков
- o Глоссокинетический артефакт
- o Лобные тета (“ритм Циганека”)
- o Медленная активность при гипервентиляции FIRDA
- o Вариант медленного фонового альфа-ритма
- o Лямбда-волны
- o Позитивные затылочные острые компоненты сна
POSTS
- o Доброкачественные эпилептиформные феномены во
сне - малые острые спайки
- o Wicket-спайки
- o 6-Гц позитивные спайки
- o Вертексные волны
- o “Спайки” rectus lateralis

- o 6-Гц “фантомные” спайк-волны
- o Медленная активность при гипервентиляции
- o 14- и 6-Гц позитивные спайки
- o Телефонный артефакт
- o Усвоение ритма фотостимуляции
- o Ритмические тета волны в дремоте (психомоторный вариант)
- o Субклинические эпилептиформные ритмические разряды у взрослых SREDA
- o Гипнагогическая гиперсинхрония
- o Глазные движения
- o Двигательный артефакт
- o ЭКГ артефакт

1.4.3 Классификация ЭЭГ по Davis

Davis (1941) подразделила всех людей на 6 групп:

- А – с очень регулярным альфа-ритмом с амплитудой 30–80 мкВ;
- В – с преобладанием на ЭЭГ быстрых частот от 14 до 20 к/с;
- С – с амплитудой 10–30 мкВ;
- Мf – с нерегулярным альфа-ритмом с частотой выше 10,5/с, смешанным с быстрыми волнами;
- Мg – с нерегулярным альфа-ритмом и медленными волнами;
- М – с нерегулярным альфа-ритмом и наличием быстрых и медленных волн.

1.4.4 Классификация ЭЭГ по Gibbs

По данным Gibbs и др. (1943), нормальная ЭЭГ представлена:

1. записями, в которых доминируют альфа-волны и имеется небольшое число быстрых и медленных волн,
2. записями, в которых доминируют низкой амплитуды быстрые колебания, смешивающиеся с низкоамплитудной активностью (ниже 20 мкВ) различной частоты.

Пользуясь этими критериями, Gibbs и др. записали нормальную ЭЭГ у 85–90 % обследованных здоровых взрослых людей. Greenstein и др. (1948) считают, что при оценке «нормальности» ЭЭГ существенное значение имеет и так называемый дельта-индекс. Он не должен превышать 8 в лобном отведении (по отношению к ушному электроду) и 5 – в других отведениях. Кроме того, быстрая активность, если она появляется симметрично в обоих полушариях и не отдельными вспышками, даже если она диффузно не распространена по коре больших полушарий головного мозга, не должна рассматриваться как отклонение от нормы.

1.4.5 Классификация ЭЭГ по Jung

Jung (1953) выделяют четыре варианта неизменной ЭЭГ:

1. Альфа-электроэнцефалограмма содержит хорошо выраженный альфа-ритм, частота которого колеблется не более чем на 1–1,5 волны в сек. Бета-волны малой амплитуды встречаются в виде коротких серий в прецентральной области. Тета-волны едва различимы.

2. В бета-электроэнцефалограмме преобладают волны частотой от 16 до 25 в секунду с амплитудой в 20–30 мкВ, регистрируемые частично непрерывно в записи, частично в виде отдельных групп или серий.

3. Плоская ЭЭГ содержит очень редкий низкой амплитуды альфа-ритм, бета-ритм маленький и трудно различимый, встречаются также плоские тета-волны. Подобные ЭЭГ встречаются более чем у 10 % здоровых людей. Плоские ЭЭГ с ускоренным основным типом активности могут выявляться при психических напряжениях. Преходящие уплощения ЭЭГ выявляются также при блокировании альфа-волн в стадии засыпания (обозначаемая некоторыми авторами как нулевая стадия, например, Roth, 1962).

4. Нерегулярная ЭЭГ содержит альфа-ритм, частота которого в среднем значении колеблется $\pm 1,5$ волны в сек. Максимальная величина амплитуды альфа-ритма в затылочных отведениях ясно не выражена. Тета-волны, накладывающиеся на альфа-волны, отчетливее выражены в передних и височных областях, чем в париетальных, где они иногда видны как компоненты более низких гармоник альфа-ритма.

Такие нерегулярные ЭЭГ встречаются у здоровых людей так же часто, как и плоские ЭЭГ. Они чаще встречаются в юности и в более пожилом возрасте и представляют трудности для отличия их от ЭЭГ с выраженной частотной неустойчивостью, представляющих собой переход к дизритмии. Преходящая нерегулярность ЭЭГ встречается при гипервентиляции и в стадии засыпания.

1.4.6 Классификация ЭЭГ по Сohn

Некоторые авторы предлагают классифицировать ЭЭГ по степени тяжести встречающихся в них аномалий. Так, Сohn (1949) различает четыре типа ЭЭГ: 1) нормальные и погранично измененные; 2) легко измененные; 3) умеренно измененные и 4) тяжело измененные.

1. *Погранично измененные ЭЭГ.* О пограничных с нормой ЭЭГ говорят при небольших отклонениях от неизменной ЭЭГ. Это означает, что по степени выраженности альфа-активности обнаруживаются колебания, достигающие до нерегулярной активности. Амплитуда альфа-волн может быть очень большой, а амплитудные межполушарные различия могут достигать 30 %. Тета-волны нередко достигают вольтажа альфа-волн. Бета-активность может регистрироваться более отчетливо, чем в группе бета-ЭЭГ. Подобные изменения нередко наблюдаются при вегетативных и вазомоторных расстройствах, у психопатов, а иногда как электрографическое выражение тех остаточных явлений повреждения ЦНС, которые имелись в раннем детском возрасте. Появление центральных аркоподобных волн (ритмы), высокая альфа-активность и расщепление тета-частот на гармоника можно оценивать как показатель повышенной возбудимости. Подобные изменения на ЭЭГ часто встречаются при различных хронических заболеваниях, состояниях внутреннего напряжения, циркуляторных расстройствах и задержке развития.

2. *Легко измененные ЭЭГ.* Альфа-активность нерегулярная или очень лабильная, т. е. частота ее колеблется больше, чем $\pm 1,5$ колебания в секунду от

средней величины. Амплитудные межполушарные различия превышают 30 %. Эффект закрывания глаз выражен плохо или отсутствует. Диффузная, или локальная тета-активность, выше, чем в норме. Может встречаться высокая бета-активность, маленькие острые волны, пароксизмальные группы тета-волн.

3. *Умеренно измененные ЭЭГ.* Альфа ритм замедляется до 8-7/с или вообще отсутствует. Имеется отчетливая межполушарная асимметрия. Преобладает диффузная тета-активность. Встречаются средней группы дельта-волны и пики. Такие изменения являются выражением патологических нарушений функций головного мозга.

4. Тяжело измененные ЭЭГ. Альфа-ритм отсутствует или имеются небольшие группы его с резко замедленной частотой. Регистрируются диффузные тета- и дельта-волны. Могут встречаться высокоамплитудные серии бета-волн. Полиморфная медленная активность может быть периодической или непрерывной, обуславливающей при значительных колебаниях в частоте и амплитуде наличие дизритмии. Часто встречаются пароксизмальные типы активности [\[21,22\]](#) .

1.5 Подготовка к ЭЭГ и проведение исследования

За несколько дней рекомендуется прекратить прием спиртных напитков и транквилизаторов, противосудорожных и седативных препаратов. В течение 12 часов не употребляйте чай, кофе, энергетики, а также шоколад. На

процедуру нужно приходить с чистыми волосами, что обеспечивает лучший контакт между датчиками пробора и кожей пациента. Накануне не используйте никаких средств для укладки, масел.

Необходимо снять металлические украшения, заколки и распустить волосы. За час до процедуры нужно поесть - при чувстве голода понижается сахар в крови, что может сказаться на мозговой активности и это исказит результаты исследования. Если планируется продолжительная диагностика, во время которого предполагается сон, то свой последний сон следует ограничить.

Видео-ЭЭГ мониторинг заключается в длительной регистрации электроэнцефалограмм. Рекомендуется успокоиться, чтобы психоэмоциональное возбуждение не исказило результаты.

Для получения более точных данных иногда требуются внешние раздражители: яркие вспышки света или потребуется учащенно дышать, закрывать и открывать глаза.

Для длительного видеомониторинга пациента размещают на время всего исследования в специально оборудованной комнате. Видеокамеры позволяют сопоставить данные ЭЭГ с поведением человека [\[23,24,25,26\]](#) .

Выводы по 1 главе

ЭЭГ является фундаментальным инструментом для диагностики патологий таких как: эпилепсия, новообразования и различных травм. Различные исследования с помощью ЭЭГ позволили установить

паттерны как в нормальных условиях, так и при патологиях. Это помогло направить диагностику и эксперименты по пути анализа паттернов поведения, что развивает психологию и психиатрию.

2. Регистрация ЭЭГ-сигнала

2.1 Получение ЭЭГ-сигнала

Метод получения ЭЭГ-сигнала состоит из трех стадий:

- 1) регистрация сигнала
- 2) преобразование сигнала
- 3) обработка.

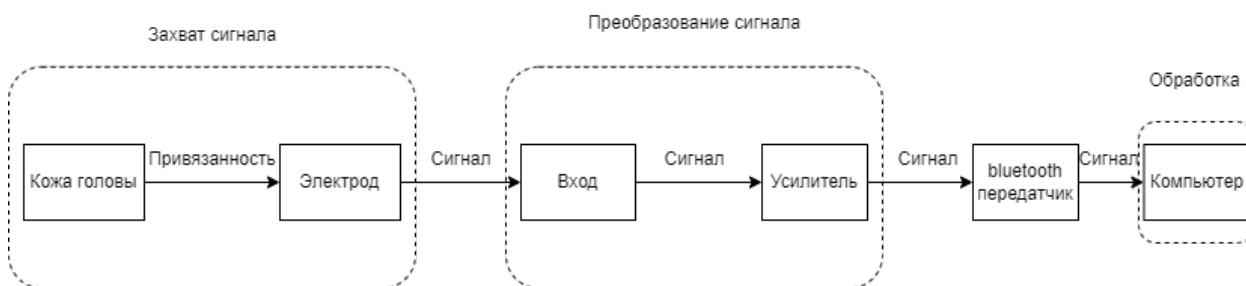


Рисунок 2.1 Процесс извлечения ЭЭГ-сигнала [27] .

В результате колебания напряжения в результате ионного тока в нейронах головного мозга приводит к возникновению электрического поля вблизи поверхности кожи, для регистрации электроды располагают на поверхности кожи головы.

Данные, зарегистрированные электродами называются электроэнцефалограмма. Как показано на рисунке 2.2 После тщательной подготовки кожи волосистой части головы, что необходимо для плотного прилегания электродов, последние размещают на голове в соответствии с Международной системой размещения электродов «10-20» (с

модифицированной комбинаторной номенклатурой), согласно которой поверхность головы подразделяют на несколько участков.

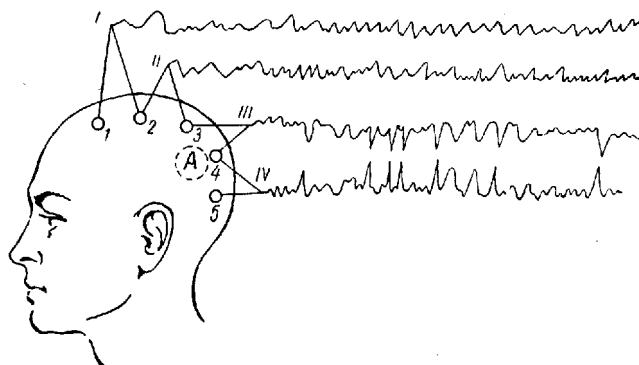


Рисунок 2.2. Регистрация ЭЭГ-сигнала и его разложение на составляющие.

Электроды устанавливают на строго определенные участки, что позволяет отслеживать изменения на ЭЭГ в динамике. Каждый электрод избирательно регистрирует активность участка коры головного мозга площадью около 6 см². Для описания положения каждого электрода используют комбинацию из буквы и цифры [28].

При значительном сопротивлении электродов и их плохом контакте нужно смочить подушечки электродов, очистить контакты, подтянуть тяжи шлема. Технические неполадки в усилителе требуют вмешательства техника.

2.2 Сохранение сигнала

Электродные усилители снижают импеданса между электродом и кожей, дальнейшая обработка сигнала необходима для улучшения качества регистрируемого ЭЭГ-сигнала. Методы обработки сигнала включают в себя фильтрацию артефактов вызываемых движением или

смещением потенциала, ослабление шума за пределами физиологического диапазона (наводки от силовых линий) и усиление сигнала для того чтобы сдвинуть масштаб величины сигнала до величин системы сбора данных (5 В).

Артефакты, вызываемые движением электродов, могут возникнуть из-за деформации кожи под поверхностью электродов или механическим нарушением слоя заряда электрода. Плотность мощности артефактов движения лежит в области 20 Гц; поэтому фильтры высокой частоты могут использоваться для улучшения качества сигнала. Такие фильтры могут иметь угловую частоту где-нибудь между 10 и 20 Гц, однако не должны быть выше, чтобы избежать потери качества сигнала. Техника фильтрации для снижения артефактов движения включает фильтры высокой частоты Чебышева 8 порядка и адаптивные фильтры, основанные на ортогональных вейвлетах Мейера.

Их устраняют улучшением крепления электродов, проверкой переходного сопротивления, и, если наводка идет по всем каналам, проверкой общего заземления прибора и пациента. Причины наводки переменного тока могут быть связаны с плохим креплением электродов, обрывом проводов, соединяющих электроды с контактными гнездами в панели коммутатора, плохим общим заземлением прибора. Однако невозможность тщательно согласовать импеданс кожи приводит к возможности трансформации помехи общего вида в регистрируемый сигнал. В России такие проблемные частоты лежат в диапазоне 50 Гц.

Электроника системы сбора данных при регистрации ЭЭГ проектируется для снижения наводок от силовых линий

с помощью дифференциальных усилителей, экранирования оборудования коротких проводов от электродов. Узкие узловые фильтры с фиксированной частотой, центрированные на частоте основной и ее гармониках часто применяются для снижения влияния силовых полей. Часть соответствующих частот удаляется из регистрируемого сигнала, искажая сигнал.

2.3 Обработка сигнала

Зарегистрированный ЭЭГ-сигнал вследствие его вероятностной природы не может непосредственно применяться в качестве управляющего сигнала. Только его часть анализируется методами для выявления набора характеристик – статистические характеристики, определяющие сигнал.

Так как ЭЭГ-сигналы используются для управления системами протезов, реальные временные ограничения требуют, чтобы полное время длины сегмента и время обработки его не превышало 300 мсек. Сигнал делится на равные сегменты из которых необходимые характеристики извлекаются. При перекрывающихся сегментах новый сегмент скользит вдоль предыдущего с увеличением времени меньше чем длина сегмента. В некоторых приложениях перекрываются все сегменты за исключением одного. Извлечение характеристик это процесс вычисления выбранных характеристик ЭЭГ-сигнала, которые вводятся в схему обработки для улучшения работы управляющей системы. Успешность работы такой системы зависит от характеристик выбранного движения и точности метода

извлечения данных. В реальной системе эти характеристики должны быть извлечены в реальном времени для того чтобы управлять системой.

Существуют два приближения для оценки характеристик: структурное и феноменологическое. При структурной оценке характеристики извлекаются на основе моделей и оцениваются с применением синтезированных сигналов. Это приближение полезно при определении отклонения дисперсии, уровня чувствительности данной характеристики к шуму. При феноменологической оценке характеристики определяются опытным путем, с помощью интерпретации зарегистрированного сигнала и оценке, основанной на полном успехе управляющей системы. Методы для выбора характеристик имеют различные стратегии поиска: последовательный прямой и обратный выбор, последовательный плавающий выбор и стратегия случайного поиска, например, генетический алгоритм. Измеряемые характеристики объединяются в три категории: временная область, частотная область и частотно-временная [29].

Техника для формирования ЭЭГ-сигнала включает в себя аналоговый выпрямитель и обработку сглаживанием с помощью фильтров низкой частоты, вычисление среднего значения и среднего квадратичного отклонения.

ЭЭГ-сигнал подвергается вначале демодуляции и сглаживанию. Демодуляция выделяет сигнал и увеличивает. Сглаживание фильтрует зарегистрированный сигнал, увеличивая отношение сигнал/шум. Другие характеристики оценки ЭЭГ-сигнала включают в себя среднее значение наклона, пересечение нуля, изменение знака наклона и

длину волны. Эти характеристики позволяют измерить амплитуду, частоту и длительность сигнала.

Среднее значение и медиана спектральной плотности частоты ЭЭГ- сигнала являются характеристиками частоты - они предоставляют информацию о спектре сигнала и его изменениях. Для оценки среднего и медианы были разработаны методы, включающие модель авторегрессии с короткими сегментами при стационарных и нестационарных условиях.

Так как ЭЭГ-сигналы нестационарные, знание частоты и времени очень важно для управления. Спектральный анализ использует преобразование Фурье, которое предоставляет спектр частот без привязки к времени. Частотно-временной анализ может применяться для очищения сигнала от шума, определение усталости при длительной активности и координации активности изолированных мышц. Методами, которые представляют сигнал как функцию частоты и времени являются временное преобразование Фурье и преобразование вейвлет.

Временное преобразование Фурье создает частотно-временной сигнал, однако имеет ограниченную точность вследствие размера окна анализа. Вейвлет анализ может снизить уровень шумов в сигнале без его искажения и позволяет анализировать сигналы большей амплитуды. Локальный анализ помогает раскрыть тенденцию, точки разрыва, разрывы в производных высокого уровня, что другие методы не могут выполнить.

При использовании вейвлет анализа небольшой масштаб показывает детали быстрого изменения сигнала (с помощью высокой частоты), а больший масштаб показывает грубые медленные изменения (с помощью низкой частоты). В этом случае предоставляется возможность отслеживать различные части сигнала с помощью вейвлет преобразования.

Временное преобразование Фурье и вейвлет преобразование различаются в способе распределения доступа к временному масштабу. Временное преобразование Фурье использует фиксированное отношение, в то время как в преобразовании вейвлет применяется переменное отношение, когда частотное разрешение пропорционально центральной частоте.

2.4 Реализация программного обеспечения для регистрации ЭЭГ

Цель работы реализация программного обеспечения для снятия ЭЭГ- сигналов с помощью bluetooth модулей, датчика TGAM Neurosky Brainwave EEG и микроконтроллера ARDUINO UNO (Рисунок 2.3).

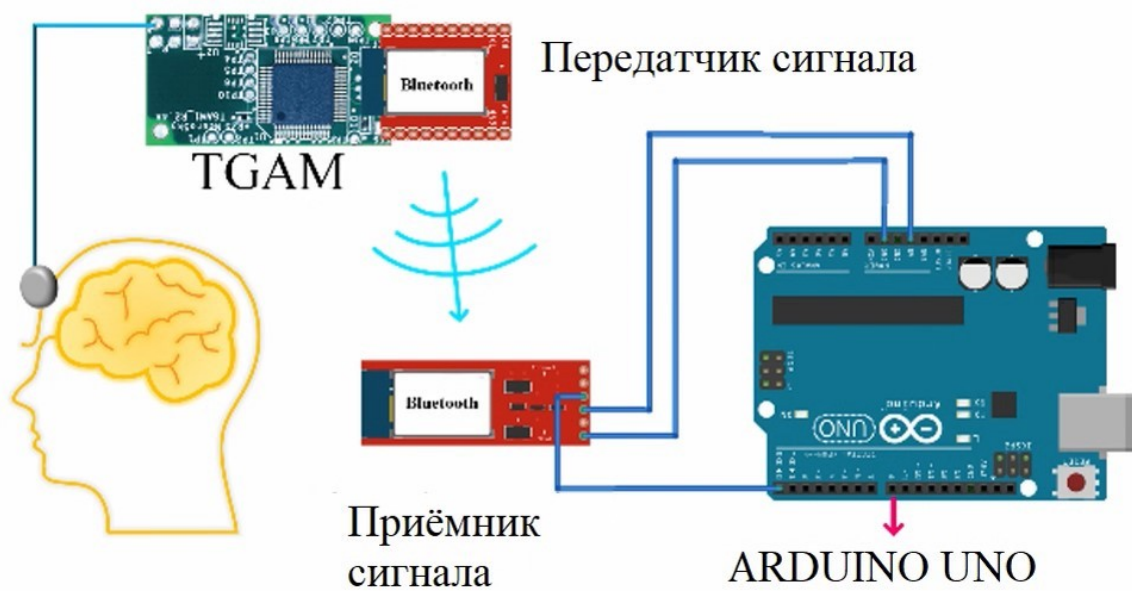


Рисунок 2.3 Аппаратная часть устройства

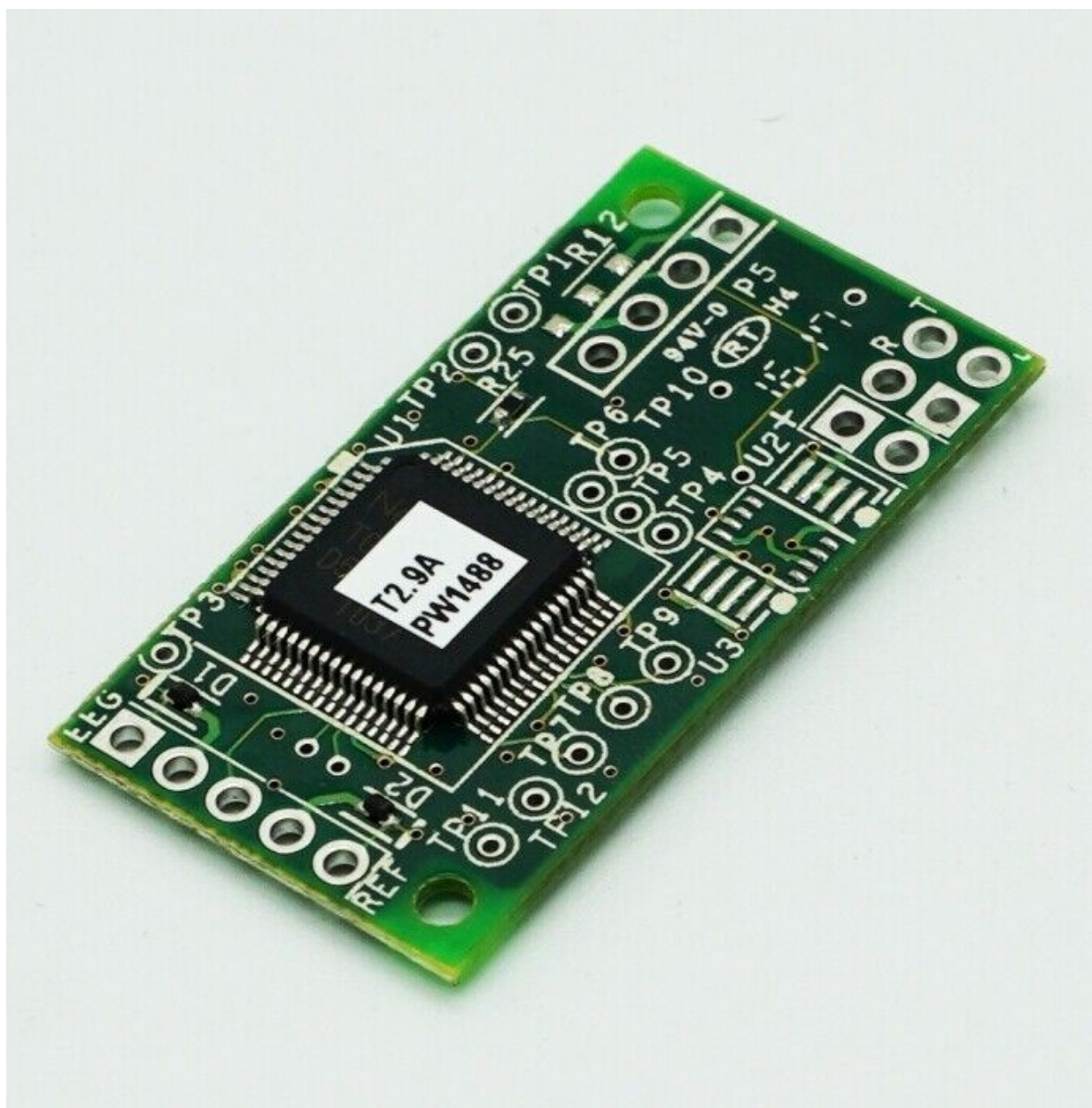


Рисунок 2.4 Датчик TGAM [30]

Существует большое число электроэнцефалографов, отличающихся друг от друга различными характеристиками: функциональными возможностями, техническими особенностями, габаритами цена которых высока и составляет около полумиллиона рублей [31]. В последнее время портативность играет важную роль в связи с этим популярность приобрели электроэнцефалографы на базе различных портативных датчиков. Одним из них является

Analog TGAM SENSOR by Neurosky [\[30\]](#) . Он относится к неинвазивным сухим датчикам [\[30\]](#) .

TGAM - это основной ASIC-модуль датчика мозговых волн NeuroSky, предназначенный для массового применения. TGAM обрабатывает и выводит частотные спектры ЭЭГ, качество сигнала ЭЭГ, необработанную ЭЭГ и три измерителя NeuroSky eSense: внимание; медитация; и моргание глаз. Благодаря простым сухим электродам этот модуль отлично подходит для использования в игрушках, видеоиграх и оздоровительных устройствах благодаря низкому энергопотреблению, которое подходит для портативных приложений, работающих на батарейках [\[32\]](#) .

Модуль TGAM содержит TGAT, чип, который произвел революцию в индустрии, а Mattel MindFlex был включен в список 100 лучших игрушек всех времен по версии журнала TIME. Это первый в мире датчик ЭЭГ (электроэнцефалографии), выпущенный тиражом более миллиона экземпляров и предназначенный для потребительского использования. Он подключается к сухим электродам, необходимым для нужд массового рынка (в отличие от обычных медицинских датчиков влажности). Его передовая технология фильтрации обеспечивает высокую помехоустойчивость, что делает устройство пригодным для использования практически всеми людьми и практически в любых условиях.

TGAM обладает следующими характеристиками:

- Прямое подключение к сухому электроду (в отличие от обычных медицинских датчиков влажности)

- Один канал ЭЭГ с тремя контактами: EEG; REF; и GND
- Неправильная посадка обнаружена с помощью предупреждения ASIC “Низкое качество сигнала”, которое сбрасывается, если головка выключена в течение четырех секунд подряд, или если она получает плохой сигнал в течение семи секунд подряд.
- Передовая технология фильтрации с высокой помехоустойчивостью
- Низкое энергопотребление, подходящее для портативных устройств, работающих на батарейках
- Максимальная потребляемая мощность 15 мА при 3,3 В
- Вывод необработанных данных ЭЭГ со скоростью 512 бит в секунду

Частоту режекторного фильтра TGAM1 можно настроить. Он используется для выбора частоты 50 Гц или 60 Гц, чтобы снизить уровень шума переменного тока, соответствующий целевому рынку [\[33\]](#).

Разрабатываемый портативный электроэнцефалограф включает в себя следующие функциональные блоки (рисунок 2.5): датчик, усилитель, bluetooth модули, микроконтроллер Arduino Uno, ПК, интерфейс программы.

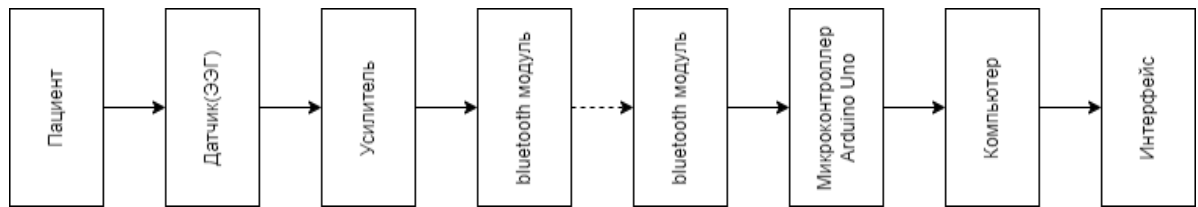


Рисунок. 2.5. Функциональная схема электроэнцефалографа.



Рисунок 2.6 Данные плоттера

Данные полученные с порта (Рисунок 2.6)

Выводы по 2 главе

Результатом работы аппаратно-программного комплекса является диагностика динамики биомедицинского сигнала, который можно анализировать на силу активности, период активности и характер активности. Биомедицинский сигнал сохраняет в себе пики, характерные для ЭЭГ.

Тестирование портативного электроэнцефалографа проведено на базе Тверского государственного технического университета. В качестве испытуемых выступили студенты (3 мужчины), в возрасте от 22 до 23 лет. Испытуемые дали свое добровольное согласие на участие в экспериментах.

В рамках экспериментов при регистрации ЭЭГ испытуемым демонстрировался покой (Рисунок 2.8) и решение уравнений (Рисунок 2.9). На рисунке 2.7 проиллюстрирована графическая зависимость ЭЭГ человека при касании контактов лобной части головы.

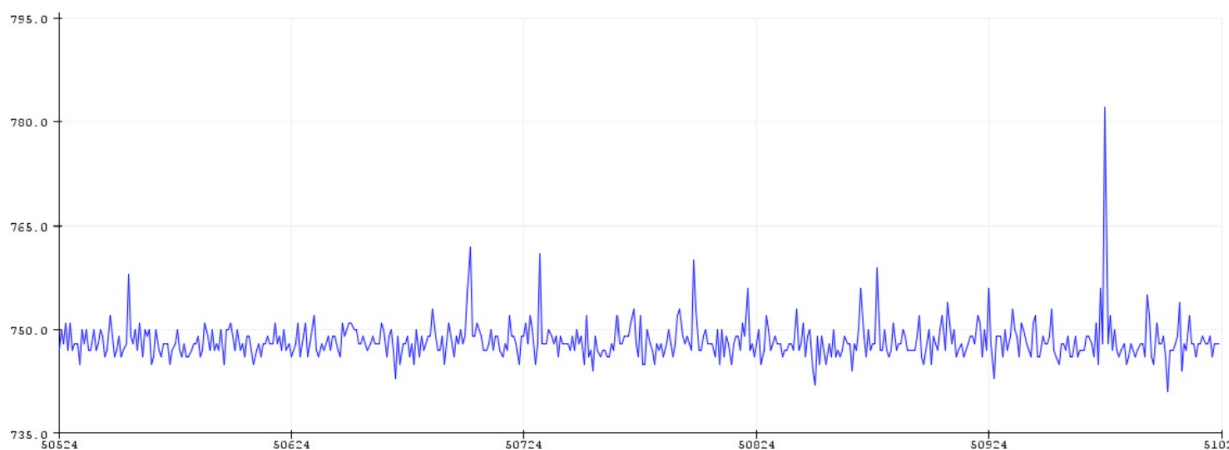


Рисунок 2.7 Амплитудно-временное представление ЭЭГ человека. Показания сенсора при касании контактов лобной части головы.

Эксклюзивный софт mindview хорошо иллюстрирует графически ритмы (Рисунок 2.8-2.9):

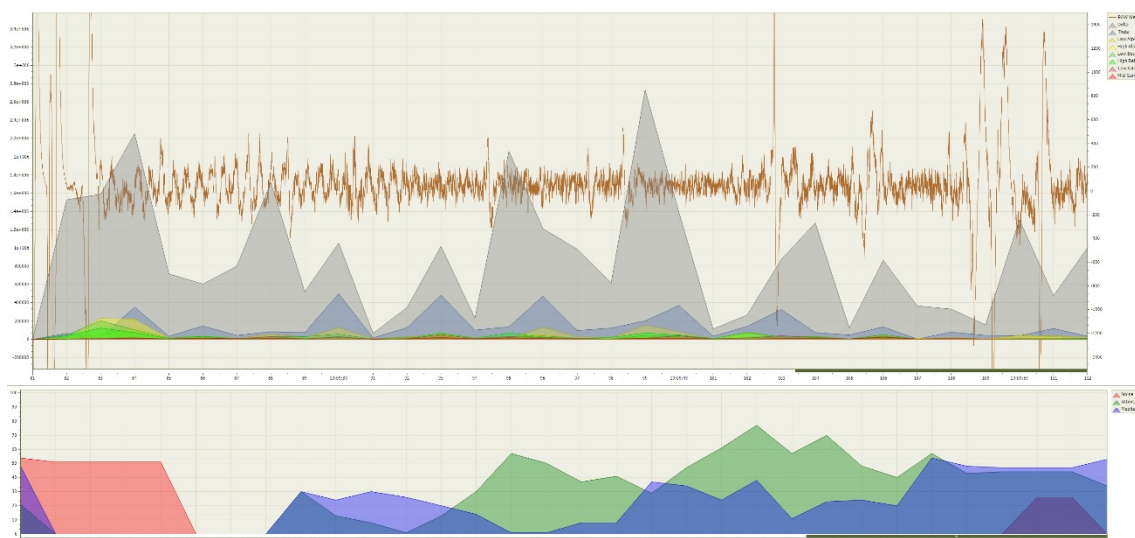


Рисунок 2.8. Состояние покоя Мужчина 24 года.

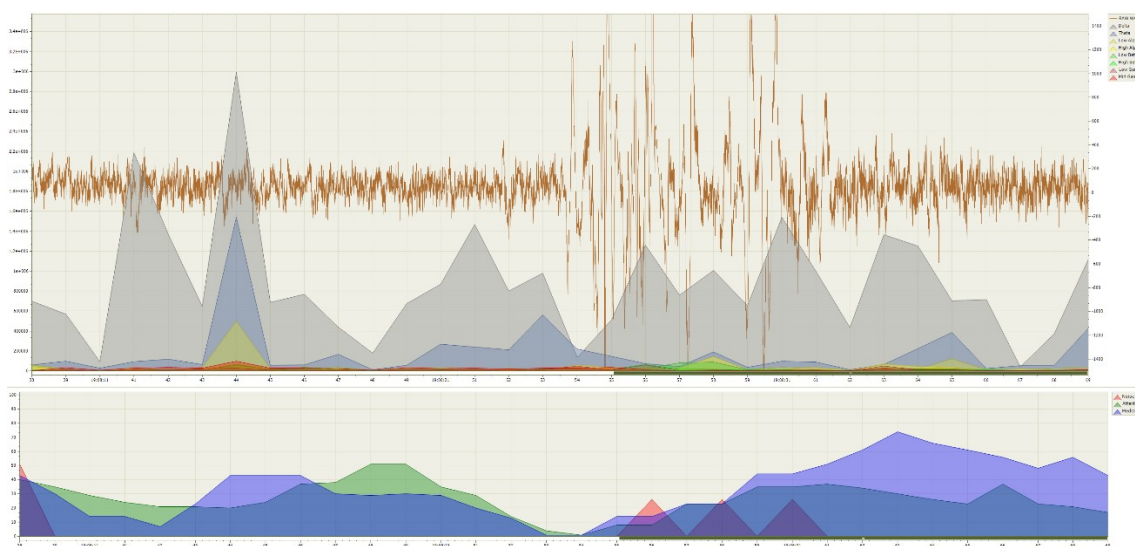


Рисунок 2.9 Состояние анализа Мужчина 24 года.

Анализ данных позволяет понять, что система, созданная для съёма ЭЭГ, позволяет получать данные о когнитивной деятельности. Что позволит её использовать в научной среде, её дешевизна и простота являются несомненным преимуществом для начинающих исследователей.

Заключение

Полученные результаты демонстрируют работоспособность предложенного портативного электроэнцефалографа. Дальнейшие шаги будут направлены на разработку программных алгоритмов, ориентированных на задачи обработки сигналов ЭЭГ.

В работе были изучены основные принципы формирования ЭЭГ- сигналов, регистрация, обработка и вывод изображения.

Цели работы достигнуты.

Библиографический список

1. EEG signal processing / Saeid Sanei and Jonathon Chambers. || <https://faculty.washington.edu/seattle/brain-physics/textbooks/sanei.pdf>
2. Гусельников В. И. Электрофизиология головного мозга. — М.: Высшая школа, 1976.
3. Зенков Л. Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) / Зенков Л. Р.. — 3-е изд.. — Москва: Изд-во МЕДпресс-информ, 2004. — 368 с.
4. Илясов Леонид Владимирович БИОМЕДИЦИНСКАЯ ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ ТЕХНИКА. - Москва: ОАО «Издательство «Высшая школа», 2007. - 342 с.
5. Du Bois Reymond E. Untersuchungen über thierische // Elektikstät. - 1849. - Vol. 2. - P. 425-430.G. - Reimer, Berlin.
6. Berger H. Ueber das Elektroenkephalogramm des Menschen / Arch. Psychiat. Nervenkr., 1929, b. 87, s. 527-570.
7. Berger.H. Ueber das Elektroenkephalogramm des Menschen I Arch. Psychiat. Nervenkr., 1932, b. 98. s. 231-254.

8. Adrian E.D., Matthews B.H.C. (From the Physiological Laboratory, Cambridge) // *Brain* - 1934. - Vol. 57. - P. 355-385.
9. Gibbs E, Gibbs E., Lennox W.G. Epilepsy: a paroxysmal cerebral dysrhythmia / *Brain*, 1937, v. 60, p. 377-388.
10. Walter W.G. The localisation of cerebral tumors by electroencephalography I *Lancet*, 1936, v. 231, p. 305-308.
11. Русинов В.С. Некоторые вопросы теории электроэнцефалограммы. В кн.: *Физиология*. Л., 1954, с. 235—256.
12. Майорчик В.Е. Электрофизиологический анализ функциональных свойств коры больших полушарий в зоне патологического очага. *Физиол. журн. СССР*, 1957, т. 3, с. 193-201.
13. Бехтерева Н.П. Биопотенциалы больших полушарий головного мозга при супратенториальных опухолях. Л. 1960.
14. Jasper H. Functional properties of the thalamic reticular system. In: *The brain mechanisms and consciousness. A symposium*. Oxford, 1954, p. 371-401.
15. Костюк П.Г., Шаповалов А.И. Электрофизиология нейрона. В кн.: *Современные проблемы электрофизиологических исследований нервной системы*. М.: Медицина, 1964, с. 31-50.
16. Eccles J.C. *The Physiology of synapses*. — Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer-Verlag, 1964.
17. Анохин П.К. Нейрофизиологические основы электрической активности коры головного мозга. В кн.: *Основные вопросы электрофизиологии центральной нервной системы*. АН УССР, 1962, с. 132—163.

18. Jasper H. Diffuse projection systems. The integrative action of the thalamic reticular system I *Electroencephalogr. and Clin. Neurophysiol.*, 1949, v. 1, p. 405—419.
19. Magoun H.W. *The waking brain*. Charles C. Tomas Publisher, Springfield, 111., USA, 1958.
20. Luders H., Noachtar S., eds. *Atlas and Classification of Electroencephalography*. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000
21. Гриндель О.М. Клиническая электроэнцефалография / О.М. Гриндель. М.: Медицина, 1973. 340 с
22. Егорова И.С. Электроэнцефалография / И.С. Егорова. М.: Медицина, 1973. 296 с.
23. GoldbergerAL, AmaralLAN, GlassL, HausdorffJM, IvanovPCh, MarkRG, MietusJE, MoodyGB, PengCK, StanleyHE. *PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals*, 2000
24. Guyton and Hall. *Textbook of Medical Physiology*, 9th Edition, Saunders, Philadelphia, 1996.
25. CleveLabs Laboratory Course System Version 6.0 [Электронный ресурс]. -Режим доступа: http://www.ece.mcmaster.ca/faculty/debruin/EE%20791/EEG_I_Student.pdf, http://www.ece.mcmaster.ca/faculty/debruin/EE%20791/EEG_II_Student.pdf
26. SchomerD.H., Lopes da Silva F.H. *Nidermeyer's Electroencephalography*. N.-Y., Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
27. НПО УЧЕБНОЙ ТЕХНИКИ «ТУЛАНАУЧПРИБОР». МОДЕЛЬ ЭЭГ. ИЗУЧЕНИЕ ПРИНЦИПОВ РАБОТЫ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФА. Тула, 2012 г

28. Электронный ресурс:
<https://meduniver.com/Medical/Neurology/elektroencefalografia.html> MedUniver

29. K. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," IEEE Trans. Biomed. - 2003. Eng. - vol. 52, no. 11. - pp.848-854.

30. Analog Sensor EEG: TGAM ||
<https://store.neurosky.com/products/eeg-tgam>

31. Медиком МТД ЭЭГА-21/26 Энцефалан-131-03
Электроэнцефалограф-анализатор Модификация 08 || https://medecom.ru/catalog/oborudovanie-dlya-funktionalnoy-diagnostiki/diagnosticheskoe-medicinskoe-oborudovanie/elektroencefalografy/elektroencefalograf-analizator-eega-21-26-encefalan-131-03-modifikaciya-08/?utm_referrer=https%3A%2F%2Fyandex.ru%2Fproducts%2Fsearch%3Ftext%3D%25D1%2586%25D0%25B5%25D0%25BD%25D0%25B0%2520%25D1%258D%25D0%25BD%25D1%2586%25D0%25B5%25D1%2584%25D0%25B0%25D0%25BB%25D0%25BE%25D0%25B3%25D1%2580%25D0%25B0%25D1%2584%25D0%25B0%2520%25D0%25B0%25D0%25BF%25D0%25BF%25D0%25B0%25D1%2580%25D0%25B0%25D1%2582%25D0%25B0

32. ThinkGear // Features, Technical Specifications ||
<https://cdn.hackaday.io/files/11146476870464/TGAM%20Datasheet.pdf>

33. The NeuroSky : TGAM1 Spec Sheet ||
<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/tgam1.pdf>

Приложения

Код передатчика:

```
#include <SoftwareSerial.h>

#define USING_HC05
#define USING_TGAM17
#define USING_PARSER
#include <EEGReader.h>

SoftwareSerial bluetooth(PIN_RX, PIN_TX);
ThinkGearStreamParser parser;

void dataHandler(unsigned char extendedCodeLevel, unsigned
char code, unsigned char numBytes, const unsigned char *value,
void *customData )
{
    // Raw data
    if (extendedCodeLevel == 0 && code == 0x80)
    {
        // Transmission start
        bluetooth.write(0xFA);
        bluetooth.write(0xFB);
        bluetooth.write(0xFC);

        // Set up CRC
        unsigned char crc = numBytes;

        // Send number of bytes
```

```

    bluetooth.write(numBytes);

    // Send each byte
    while (numBytes)
    {
        bluetooth.write(*value);
        crc += *value;
        ++value;
        --numBytes;
    }

    // Send CRC
    crc = ~crc;
    bluetooth.write(crc);
}

void setup()
{
    // Setup TGAM module
    TGAM::Setup(&Serial, TGAM::Config(TGAM::CONFIG_RAW,
false, false, false, false), BAUD_FAST);
    //Serial.begin((unsigned long)BAUD_NORMAL);

    // Setup bt module
    // We will communicate at a RAW EEG baudrate, even if we
are at normal mode
    HC::Setup(&bluetooth, HC::ROLE_SLAVE, BAUD_FAST);

```

```

    // Initialize the parser
    THINKGEAR_initParser(&parser, PARSER_TYPE_PACKETS,
dataHandler, NULL);
}

void loop()
{
    if (Serial.available())
    {
        THINKGEAR_parseByte(&parser, Serial.read());
    }

#ifdef BLUETOOTH_CONFIGURATION

    if (bluetooth.available())
    {
        TGAM::SetupEx(&Serial,
TGAM::Config((TGAM::ConfigMode)bluetooth.read()),
BAUD_FAST);
        THINKGEAR_initParser(&parser, PARSER_TYPE_PACKETS,
dataHandler, NULL);
    }

#endif
}

Код приёмника:
#include <SoftwareSerial.h>

// Define which HC and TGAM version we will be using

```

```
#define USING_HC05
#include <EEGReader.h>

// Application level defines
// #define VERBOSE_SERIAL

// Bluetooth
SoftwareSerial bluetooth(PIN_RX, PIN_TX);

void setup()
{
    // Start Serial at bluetooth baud rate
    Serial.begin((long)BAUD_FAST);

    // Setup bt module
    // We will communicate at a RAW EEG baudrate, even if we
    are at normal mode
    HC::Setup(&bluetooth, HC::ROLE_MASTER, BAUD_FAST);
}

#define PACKET_SYNC_1 1
#define PACKET_SYNC_2 2
#define PACKET_SYNC_3 3
#define PACKET_BYTES 4
#define PACKET_RAW_1 5
#define PACKET_RAW_2 6
#define PACKET_CRC 7
```

```
uint8_t parsingStep = PACKET_SYNC_1;
int rawEEG = 0;
unsigned char crc = 0;

void loop()
{
#ifdef VERBOSE_SERIAL

while (bluetooth.available())
{
uint8_t data = bluetooth.read();

switch (parsingStep)
{
case PACKET_SYNC_1:
case PACKET_SYNC_2:
case PACKET_SYNC_3:
if (data == 0xFA + (parsingStep - 1))
{
++parsingStep;
}
else
{
parsingStep = PACKET_SYNC_1;
}
break;
```



```
case PACKET_BYTES:
    crc = data;
    ++parsingStep;
    break;

case PACKET_RAW_1:
    crc += data;
    rawEEG = (int)(data) << 8;
    ++parsingStep;
    break;

case PACKET_RAW_2:
    crc += data;
    rawEEG |= (int)data;
    ++parsingStep;
    break;

case PACKET_CRC:
    crc = ~crc;
    if (crc == data)
    {
        Serial.write((uint8_t)0xFF);
        Serial.write((uint8_t)0xFF);
        Serial.write((uint8_t)(rawEEG >> 8));
        Serial.write((uint8_t)(rawEEG & 0xFF));
    }
    parsingStep = PACKET_SYNC_1;
    break;
```

```

        default:
            parsingStep = PACKET_SYNC_1;
            break;
    }
}

#else

while (bluetooth.available())
{
    uint8_t data = bluetooth.read();

    switch (parsingStep)
    {
        case PACKET_SYNC_1:
        case PACKET_SYNC_2:
        case PACKET_SYNC_3:
            if (data == 0xFA + (parsingStep - 1))
            {
                ++parsingStep;
            }
            else
            {
                parsingStep = PACKET_SYNC_1;
            }
            break;
    }
}

```

```
case PACKET_BYTES:
    Serial.write("\nNum. bytes: ");
    Serial.print(data);
    crc = data;
    ++parsingStep;
    break;

case PACKET_RAW_1:
    crc += data;
    rawEEG = (int)(data) << 8;
    ++parsingStep;
    break;

case PACKET_RAW_2:
    crc += data;
    rawEEG |= (int)data;
    Serial.print("Raw EEG value: ");
    Serial.print(rawEEG);
    ++parsingStep;
    break;

case PACKET_CRC:
    crc = ~crc;
    Serial.print("\n\tCRC: ");
    Serial.print(crc);
    Serial.print(" ");
    Serial.print(data);
    Serial.print(" ");
```

```
Serial.print(crc == data);
parsingStep = PACKET_SYNC_1;
break;

default:
    parsingStep = PACKET_SYNC_1;
    break;
}
}
#endif
}
```