

Министерство образования Республики Беларусь
Учреждение образования
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники

УДК _____

Змитрукевич
Дина Ивановна

Методика поиска паттернов патологической активности в
многоканальных сигналах ЭЭГ

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание степени магистра _____ технических _____ наук

по специальности _____ 1-38 80 03 Приборы, системы и изделия
медицинского назначения

Научный руководитель

Давыдов Максим Викторович

кандидат технических наук, доцент

Минск 2017

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение.....	4
Общая характеристика работы	5
Глава 1 Обзор аппаратных и программных средств для записи и анализа ээг сигналов.....	7
1.1 Анализ формы сигналов нормальной и патологической активности в ЭЭГ7	
1.1.1 Общие сведения об электроэнцефалографии	7
1.1.2 Основные параметры электроэнцефалографического сигнала	8
1.1.3 Общие сведения о патологической активности головного мозга.....	11
1.1.4 Особенности электроэнцефалограммы при наличии патологий	14
1.2 Принципы работы аппаратно-программных комплексов для проведения ЭЭГ	17
1.2.1 Методы съема сигнала и его физиологические особенности	17
1.2.2 Фильтрация и усиление аналогового сигнала ЭЭГ	24
1.2.3 Преобразование аналогового сигнала ЭЭГ в цифровой вид и передача на ПК	27
1.2.4 Методы анализа ЭЭГ	28
1.3 Вывод по главе 1	39
Глава 2 Методика проведения эксперимента.....	40
2.1 Разработка программного комплекса для поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах	40
2.2 Разработка методики поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах.....	45
2.3 Вывод по главе 2	47
Глава 3 Исследование паттернов патологической активности в ээг сигналах..	48
3.1 Исследование патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность».....	48
3.2 Исследование разряда «эпи активность».....	49
3.3 Исследование разряда «пароксизмальный эпи активности».....	50
3.4. Исследование разряда комплексов «полипик»	52
3.5 Вывод по главе 3	53
Заключение	54
Список литературы	55
Список публикаций соискателя.....	59
Приложение А	60
Приложение Б	61
Приложение В.....	66
Приложение Г	71

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АЦП	аналого-цифровой преобразователь
БФП	быстрое преобразование Фурье
ВПСП	возбуждающий постсинаптический потенциал
ЗГ	закрытые глаза
КК	коэффициент корреляции
КК	коэффициентов когерентности
КОГ	когерентный анализ
МЭГ	магнитоэнцефалография
НВП	непрерывное вейвлет-преобразование
ОБД	обобщенного броуновского движения
ОГ	открытые глаза
ПК	персональный компьютер
ПСП	постсинаптические потенциалы ПСП
ТПСП	тормозный постсинаптический потенциал
ЦАП	цифро-аналогового преобразователя
ЭКГ	электрокардиогра(фия/мма)
ЭМГ	электромиограмма
ЭОГ	электроокулогра(фия/мма)
ЭЭГ	электроэнцефалогра(фия/мма)

ВВЕДЕНИЕ

Одним из доступных методов исследования головного мозга является электроэнцефалография (ЭЭГ) - метод исследования деятельности головного мозга, основанный на суммарной регистрации биоэлектрической активности отдельных его зон и областей.

Существуют два основных подхода к анализу ЭЭГ: визуальный (клинический) и статистический. При визуальном анализе ЭЭГ врач, опираясь на доступные непосредственному наблюдению признаки ЭЭГ, выделяет характерные особенности ЭЭГ, отличающие данную запись от других - оценивается выраженность и соотношение отдельных ритмических составляющих, соответствие общепринятым стандартам нормы и т.д. Визуальный анализ ЭЭГ всегда строго индивидуален. Несмотря на принятые стандарты описания ЭЭГ, ее визуальная интерпретация в значительной степени зависит от опыта врача [1].

Статистические методы исследования ЭЭГ основаны на том, что определенные участки сигналов ЭЭГ считаются стационарными. Наиболее распространенными являются спектральный анализ, в основе которого лежит непрерывное Фурье-преобразование, корреляционный анализ, когерентный анализ. Поэтому проблема корректной интерпретации результатов электроэнцефалографического исследования является весьма актуальной.

Патологическая активность в сигналах ЭЭГ выражена очень нестационарными частотно-временными параметрами и поэтому является актуальной задачей для научных исследований с целью детектирования этих параметров.

Целью данной работы является разработка методики поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ на основе современных методов математического анализа. Возможность автоматического детектирования патологической активности в ЭЭГ позволит ускорить процесс анализа ЭЭГ и сделает работу врача-нейрофизиолога более объективной.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Целью работы является разработка методики поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ.

Для достижения поставленных целей решались следующие задачи:

- проводился анализ частотно-временных параметров нормальной и патологической активности в сигналах ЭЭГ;
- проводился анализ современных методов анализа ЭЭГ;
- разрабатывалась методика поиска паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ;
- проводилось детектирование патологической активности в сигналах ЭЭГ по разработанной методике поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ;

Объектом исследования являются многоканальные сигналы ЭЭГ.

Предметом исследования являются патологическая биоэлектрическая активности головного мозга человека.

Самая важная информация о деятельности головного мозга человека скрыта в нейронах. Одним из наиболее распространенных и важных методов анализа и диагностики биоэлектрической активности нейронов головного мозга человека является электроэнцефалограмма. Анализ ЭЭГ является эффективным методом для диагностики патологической биоэлектрической активности нейронов мозга человека. Существует много методов анализа ЭЭГ, разрабатываются различные методики для анализа сигналов ЭЭГ, позволяющие правильно интерпретировать и выявлять патологическую биоэлектрическую активность головного мозга. В последнее время, одним из самых распространённых методов анализа нестационарных сигналов, является вейвлет-анализ, но есть определенные ограничения использования его для анализа ЭЭГ. Результаты применения вейвлет-анализа для исследования ЭЭГ сигналов показывают, что данный метод не позволяет всегда отличить эпилептическую активность от многих артефактов (мышечной и другой природы), а также не всегда обнаруживает патологическую активность в сигналах [2]. Но для решения задачи поиска паттернов патологической активности с нестационарными частотно-временными параметрами вейвлет-анализ лучше подходит, чем другие методы. Этот факт делает актуальным разработку новой методики поиска паттернов патологической активности, в основе которой лежит синтез вейвлет- и корреляционного анализов. Рассматриваемая в данной магистерской работе методика поиска паттернов патологической активности служит для детектирования параметров

патологической активности отдельных участков в анализируемых ЭЭГ сигналах.

Результаты работы докладывались и обсуждались в рамках «Юбилейных XXV Международных чтений: Великие преобразователи естествознания: Нильс Бор» и опубликованы в рецензируемом журнале ВАК «Доклады БГУИР». По материалам диссертации опубликовано 2 печатные статьи.

ГЛАВА 1

ОБЗОР АППАРАТНЫХ И ПРОГРАММНЫХ СРЕДСТВ ДЛЯ ЗАПИСИ И АНАЛИЗА ЭЭГ СИГНАЛОВ

1.1 Анализ формы сигналов нормальной и патологической активности в ЭЭГ

1.1.1 Общие сведения об электроэнцефалографии

Головной мозг состоит из огромного количества нейронов, каждый из которых является генератором собственного электрического импульса. Импульсы должны быть согласованными в пределах небольших участков мозга; могут усиливать или ослаблять друг друга [3]. Сила и амплитуда этих микротоков не стабильны, а должны меняться. Зарегистрировать эту электрическую (ее называют биоэлектрической) активность мозга можно с помощью специальных металлических электродов, наложенных на неповрежденную кожу головы. Они улавливают колебания мозга, усиливают их и записывают в виде различных колебаний. Процесс регистрация этой биоэлектрической активности головного мозга и называется электроэнцефалография (ЭЭГ) - метод исследования деятельности головного мозга, основанный на суммарной регистрации биоэлектрической активности отдельных его зон и областей [4]. ЭЭГ применяется в современной нейрофизиологии, а также в неврологии и психиатрии. Понятие электроэнцефалографии связывают с именем австрийского психиатра Ганса Бергера, который впервые осуществил в 1928 году регистрацию электрических потенциалов головного мозга у человека, используя скальповые игольчатые электроды [3-15].

Биоэлектрическая активность возникает между двумя точками мозга, также между точками мозга и удаленными от него тканями организма возникают переменные разности потенциалов. Возбуждение нервных элементов, согласно современным представлениям, возникает в результате процесса их поляризации и деполяризации. Благодаря избирательной проницаемости оболочки нервной клетки по отношению к возникающим потенциалам в состоянии покоя на наружной стороне оболочки нервной клетки устанавливается положительный заряд, а на внутренней - отрицательный. Возникающие при непрерывно происходящей поляризации и деполяризации различных нервных элементов головного мозга биоэлектрические токи взаимодействуют между собой и дают сложную интерференционную кривую ЭЭГ [9-15].

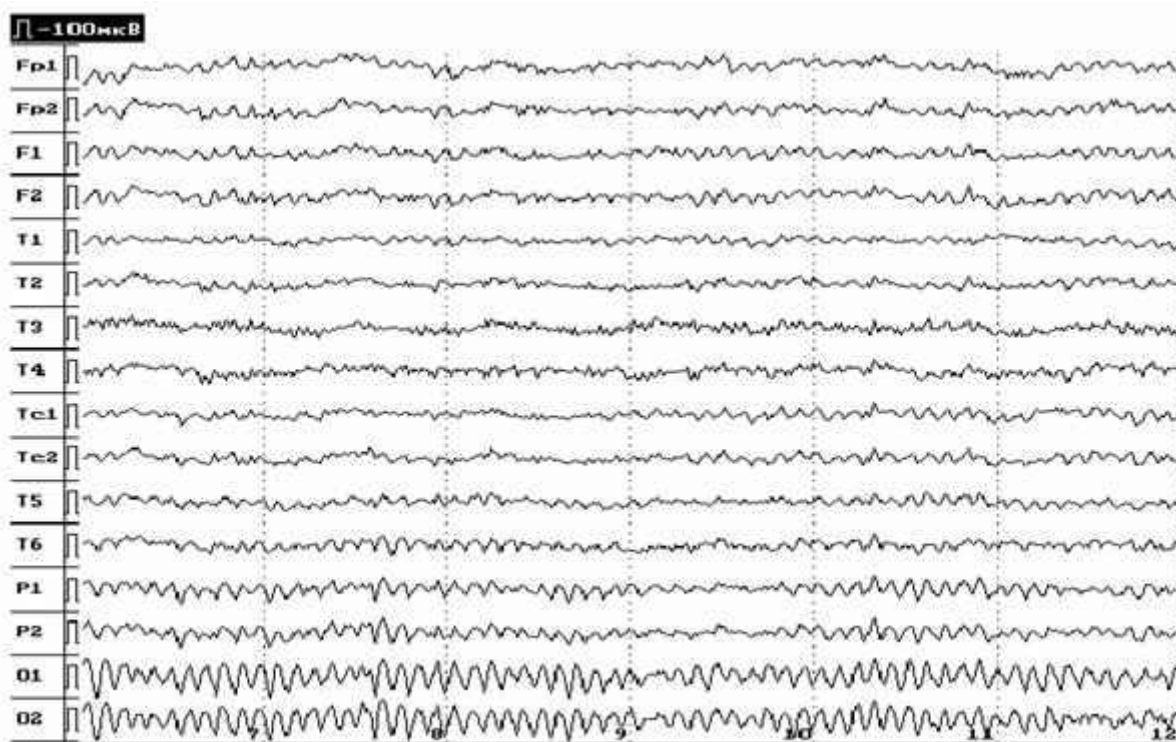


Рисунок 1.1 - Пример ЭЭГ

Анализ электроэнцефалографических данных требует опытного и квалифицированного специалиста, основной задачей которого является выделение на ЭЭГ значимых признаков, идентификация их параметров и, далее, составление на их основании заключения [11].

1.1.2 Основные параметры электроэнцефалографического сигнала

Характер ЭЭГ определяется функциональным состоянием нервной ткани, а также протекающими в ней обменными процессами [3]. Нарушение кровоснабжения приводит к подавлению биоэлектрической активности коры больших полушарий. Электрическая активность мозга может быть зафиксирована не только в период бодрствования, но и во время сна. Даже при глубокой коме и наркозе наблюдается особая характерная картина ритмических процессов (волн ЭЭГ) [4-15].

Сигнал ЭЭГ представляет собой сложный случайный колебательный электрический процесс, который характеризуется частотой, амплитудой и фазой. Поэтому на каждом участке записи встречаются волны различных частот, и смыслом анализа является выделение частотных ритмов из энцефалографического сигнала.

Под понятием частотный ритм ЭЭГ подразумевается определенный тип электрической активности, соответствующий некоторому состоянию мозга, для которого определены границы диапазона частот.

Наиболее часто для анализа используются четыре основных ритма.

- Дельта-ритм. Частота 0.5-3 Гц, амплитуда, как правило, превосходит 40 мкВ, иногда при сильных патологиях может достигать 300мкВ. Возникает как при глубоком естественном сне, так и при наркотическом, а также при коме [2].

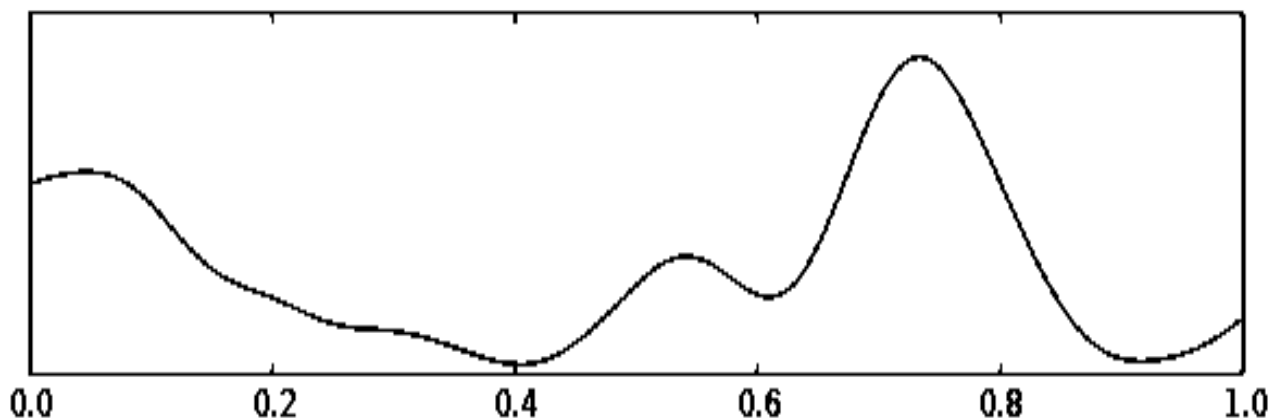


Рисунок 1.2 – Дельта-ритм ЭЭГ

- Тета-ритм. Частота 4-6 Гц, амплитуда такая же, как и у дельта-ритма. Тета ритм низкой амплитуды (25 — 35 мкВ) входит как компонента в нормальную энцефалограмму. Наиболее ярко тета-ритм выражен у детей (2—8 лет) [2].

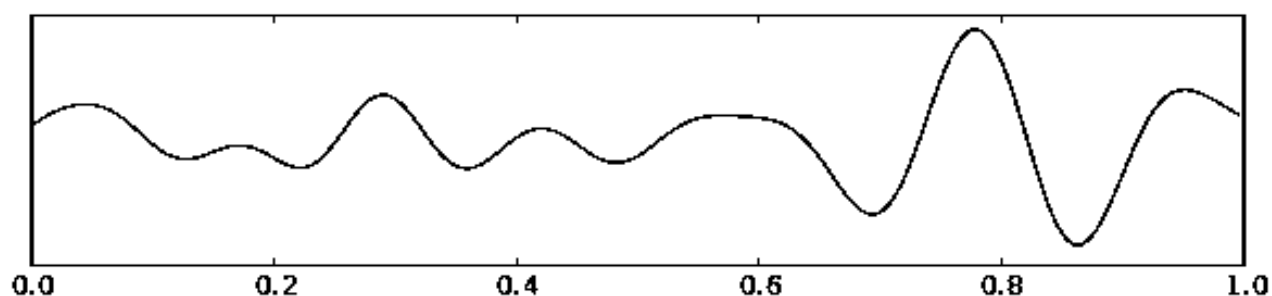


Рисунок 1.3 – Тета-ритм ЭЭГ

- Альфа-ритм. Частота 8-13 Гц, амплитуда до 100мкВ [4]. Является наиболее информативным и, в большинстве случаев, доминирующим при анализе ЭЭГ. Лучше всего выражен в затылочных отделах. По направлению к лобным отделам его амплитуда уменьшается. Наибольшую амплитуду альфа-ритм имеет в состоянии спокойного расслабленного бодрствования, особенно при закрытых глазах. В большинстве случаев достаточно регулярно наблюдаются спонтанные изменения амплитуды, так называемые модуляции альфа-ритма, выражающиеся в чередующемся нарастании и снижении

амплитуды волн с образованием характерных “веретен” - амплитудно-модулированных колебаний ЭЭГ, длительность которых может быть от 2 до 8 секунд.

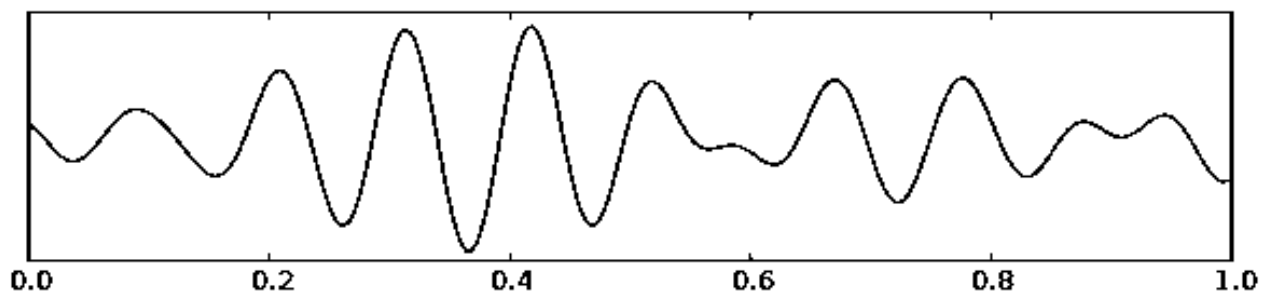


Рисунок 1.4 – Альфа-ритм ЭЭГ

- Бета-ритм. Частота 14-35 Гц, амплитуда в норме не более 15 мкВ [4]. Выявляется преимущественно в передних отделах головного мозга во время активного бодрствования. Выраженность бета ритма возрастает при предъявлении нового неожиданного стимула, в ситуации внимания, при умственном напряжении, эмоциональном возбуждении.

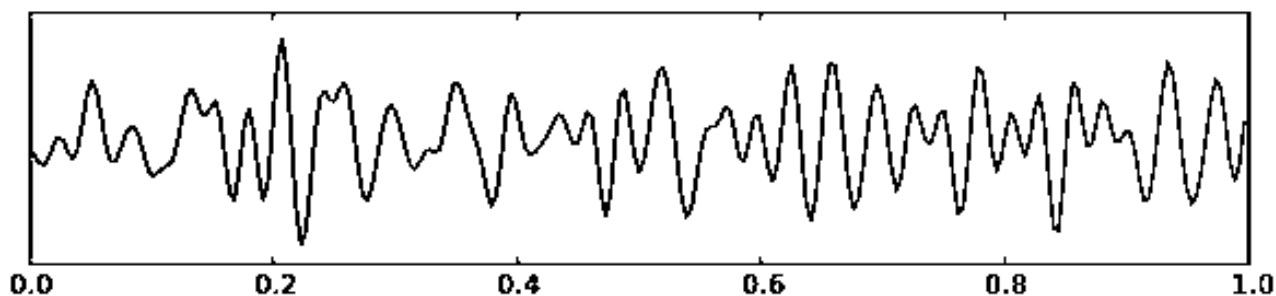


Рисунок 1.5 – Бета-ритм ЭЭГ

Существуют еще так называемые Мю-ритм и Гамма-ритм. Мю-ритм частота 8-13 Гц, амплитуда до 50 мкВ [4]. Он называется также wicket (англ.) - аркообразный ритм, имеет параметры, совпадающие с параметрами нормального α -ритма, и отличается от него некоторыми физиологическими свойствами и топографией. Визуально регистрируемый мю-ритм наблюдается у относительно небольшого числа индивидуумов (5-15%) и регистрируется в роландической области, т.е. соответственно распределению β -ритма. Активизируется мю-ритм во время умственной нагрузки и психического напряжения. Аналогично β -ритму, мю-ритм снижается (или в небольшом числе случаев нарастает) по амплитуде при двигательной активации или соматосенсорной стимуляции, в связи с чем его ещё называют «сензоримоторным ритмом». Но эти два ритма, на данный момент, не относят к

основным ритмам электроэнцефалографии, т.к. они не имеют диагностической ценности в анализе [5-12].

У здорового человека могут различаться ЭЭГ в зависимости от физиологического состояния (сон и бодрствование, восприятие зрительных или слуховых сигналов, разнообразные эмоции и т. п.) [8]. ЭЭГ здорового взрослого человека, находящегося в состоянии относительного покоя, обнаруживает два основных типа ритмов: α -ритм, характеризующийся частотой колебаний в 8-13 Гц, и β -ритм, проявляющийся частотой в 14-30 Гц.

Помимо понятия ритм в электроэнцефалографии используется термин паттерт. Под ним подразумевается участок записи, отличающийся по своим параметрам от фоновой записи и имеющий диагностическую ценность при анализе. Наиболее известными и важными среди них являются эпилептическая активность, пики, или спайки, медленные волны, комплексы пик – волна и острая волна - медленная волна [12-15].

1.1.3 Общие сведения о патологической активности головного мозга

Биоэлектрическую активность головного мозга можно зарегистрировать при расположении электродов на мозге или на поверхности скальпа, и является результатом электрической суммации и фильтрации элементарных процессов, протекающих в нейронах головного мозга. Электрические потенциалы отдельных нейронов головного мозга связаны количественной зависимостью с информационными процессами. [3]

Для того чтобы нейрон генерировал потенциал действия, передающий сообщение другим нейронам или эффекторным органам (железы или мышцы), необходимо, чтобы собственное его возбуждение достигло определенной пороговой величины. Уровень возбуждения нейрона определяется суммой возбуждающих и тормозных воздействий, оказываемых на него в данный момент через синапсы. Если сумма возбуждающих воздействий больше суммы тормозных на величину, превышающую пороговый уровень, нейрон генерирует нервный импульс, распространяющийся затем по аксону. Тормозным и возбуждающим процессам в нейроне и его отростках соответствуют определенная форма электрических потенциалов.

Мембрана - оболочка нейрона - обладает электрическим сопротивлением. За счет энергии обмена веществ концентрация положительных ионов в экстраклеточной жидкости поддерживается на более высоком уровне, чем внутри нейрона [16-22]. В результате существует разность потенциалов, которую можно измерить, введя один микроэлектрод внутрь клетки, а второй расположив экстраклеточно. Эта разность потенциалов называется

потенциалом покоя нервной клетки и составляет около 60-70 мВ, причем внутренняя среда заряжена отрицательно относительно экстраклеточного пространства. Наличие разности потенциалов между внутриклеточной и внеклеточной средой носит название поляризации мембраны нейрона. Увеличение разности потенциалов называется соответственно гиперполяризацией, а уменьшение - деполяризацией.

Наличие потенциала покоя является необходимым условием нормального функционирования нейрона и генерирования им электрической активности. При прекращении обмена веществ или снижении его ниже допустимого уровня различия концентраций заряженных ионов по обе стороны мембраны сглаживаются, с чем связано прекращение электрической активности в случае клинической или биологической смерти мозга. Потенциал покоя является тем исходным уровнем, на котором происходят изменения, связанные с процессами возбуждения и торможения, - спайковая импульсная активность и градуальные более медленные изменения потенциала. Спайковая активность (от англ. spike - острое) характерна для тел и аксонов нервных клеток и связана с бездекрементной передачей возбуждения от одной нервной клетки к другой, от рецепторов к центральным отделам нервной системы или от центральной нервной системы к исполнительным органам. Спайковые потенциалы возникают в момент достижения мембраной нейрона некоторого критического уровня деполяризации, при котором наступает электрический «пробой» мембраны и начинается самоподдерживающийся процесс распространения возбуждения в нервном волокне. При внутриклеточной регистрации спайк имеет вид высокоамплитудного, короткого, быстрого положительного пика.

Градуальные электрические реакции присущи в основном дендритам и соме нейрона и представляют собой постсинаптические потенциалы (ПСП), возникающие в ответ на приход к нейрону спайковых потенциалов по афферентным путям от других нервных клеток. В зависимости от активности возбуждающих или тормозящих синапсов соответственно различают возбуждающие постсинаптические потенциалы (ВПСП) и тормозные постсинаптические потенциалы (ТПСП). ВПСП проявляется положительным отклонением внутриклеточного потенциала, а ТПСП - отрицательным, что соответственно обозначается как деполяризация и гиперполяризация. Эти потенциалы отличаются локальностью, декрементным распространением на очень короткие расстояния по соседним участкам дендритов и сомы, сравнительно малой амплитудой (от единиц до 20-40 мВ), большой длительностью (до 20-50 мс). В отличие от спайка, ПСП возникают в большинстве случаев независимо от уровня поляризации мембраны и имеют различную амплитуду в зависимости от объема афферентной посылки,

пришедшей к нейрону и его дендритам. Все эти свойства обеспечивают возможность суммации градуальных потенциалов во времени и пространстве, отображающей интегративную деятельность определенного нейрона. Именно процессы суммации ТПСП и ВПСП определяют уровень деполяризации нейрона и, соответственно, вероятность генерации нейроном спайка, т.е. передачи накопленной информации другим нейронам (рисунок 1.6).

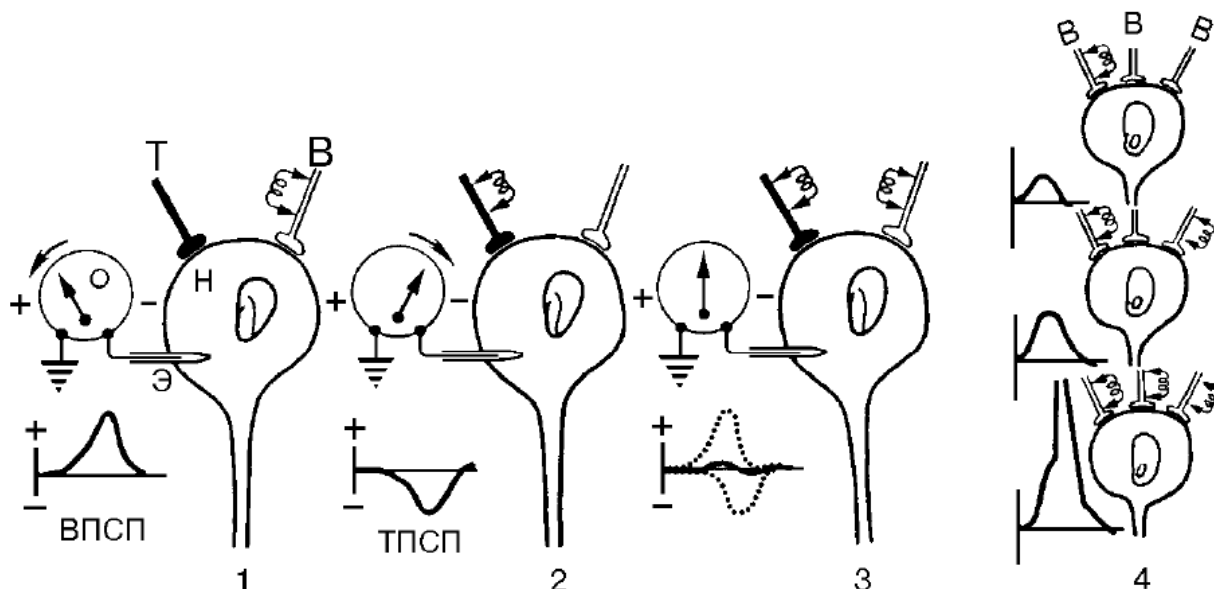


Рисунок 1.6 - Изменение мембраны потенциала нейрона при возбуждающем и тормозном синаптическом воздействии

Как видно, оба эти процесса оказываются тесно связанными: если уровень спайковой бомбардировки, обусловленной приходом спайков по афферентным волокнам к нейрону, определяет колебания мембранного потенциала, то уровень мембранного потенциала (градуальные реакции) в свою очередь обуславливает вероятность генерации спайка данным нейроном (рисунок 1.7).

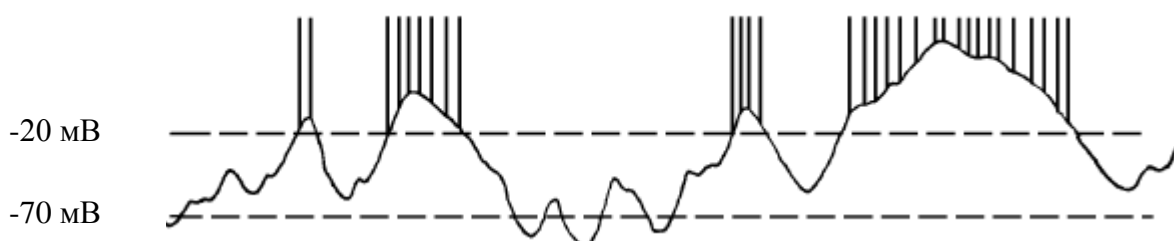


Рисунок 1.7 - Соотношения между колебаниями уровня соматодендритных ПСП с генерацией нейроном спайков. — 70 мВ — потенциал покоя мембраны. — 20 мВ — уровень критической деполяризации, ниже которого возникает генерация нейроном потенциала действия — спайка. Видно соответствие периодов генерации спайков периодам избыточной деполяризации мембраны нейрона, вызванной возбуждательной синаптической активацией

Таким образом, электрическая активность мозга отображает градуальные колебания соматодендритных потенциалов, соответствующих ВПСП и ТПСП. Связь ЭЭГ с элементарными электрическими процессами на уровне нейронов нелинейная. В настоящее время используется концепция статистического отображения активности множественных нейронных потенциалов в суммарной ЭЭГ. Она предполагает, что ЭЭГ является результатом сложной суммации электрических потенциалов многих нейронов, работающих в значительной степени независимо. Отклонения от случайного распределения событий в этой модели будут зависеть от функционального состояния мозга (сон, бодрствование) и от характера процессов, вызывающих элементарные потенциалы (спонтанная или вызванная активность). В случае значительной временной синхронизации активности нейронов, как это отмечается при некоторых функциональных состояниях мозга или при поступлении на корковые нейроны высокосинхронизированной посылки от афферентного раздражителя, будет наблюдаться значительное отклонение от случайного распределения. Это может реализоваться в повышении амплитуды суммарных потенциалов и увеличении когерентности между элементарными и суммарными процессами [1-А].

1.1.4 Особенности электроэнцефалограммы при наличии патологий

Электроэнцефалография (ЭЭГ) - запись электрических волн, характеризующихся определённой ритмичностью. При анализе ЭЭГ обращают внимание на базальный ритм, симметричность электрической активности мозга, спайковую активность, ответ на функциональные пробы.

Обнаружение явных патологических изменений на ЭЭГ является проявлением ненормального функционирования ткани головного мозга. Выделяют три группы ЭЭГ: нормальные; пограничные между нормой и патологией; патологические [3-17].

Нормальными называются ЭЭГ, содержащие α - или β -ритмы, которые по амплитуде не превышают соответственно 100 и 15 мкВ в зонах их физиологической максимальной выраженности. На нормальной ЭЭГ взрослого бодрствующего человека могут наблюдаться Δ - и Θ -волны, по амплитуде не превышающие основной ритм, не носящие характера билатерально синхронных организованных разрядов или четкой локальности и охватывающие не более 15 % общего времени записи.

Пограничными называют ЭЭГ, выходящие за указанные рамки, но не имеющие характера явной патологической активности. К пограничным можно отнести ЭЭГ, на которых наблюдаются следующие феномены:

- α -ритм с амплитудой, выше 100 мкВ, но ниже 150 мкВ, имеющий нормальное распределение, которое дает нормальные веретенообразные модуляции во времени;

- β -ритм с амплитудой выше 15 мкВ, но ниже 40 мкВ, регистрирующийся в пределах отведения;

- Δ - и Θ -волны, не превышающие по амплитуде доминирующего α -ритма и 50 мкВ, в количестве более 15 %, но менее 25 % общего времени регистрации, не имеющие характера билатерально-синхронных вспышек или регулярных локальных изменений;

- четко очерченные вспышки α -волн амплитудой свыше 50 мкВ или β -волн амплитудой в пределах 20-30 мкВ на фоне плоской или низкоамплитудной активности;

- Λ -волны заостренной формы в составе нормального α -ритма;

- билатерально-синхронные генерализированные Δ - и Θ -волны с амплитудой до 120 мкВ при гипервентиляции.

Патологическими называют ЭЭГ, которые выходят за вышеуказанные границы. К патологическим ритмам и феноменам электроэнцефалограммы относятся:

1. Тета θ -ритм. Частота - 4-6 колебаний в 1 с, амплитуда патологического θ -ритма чаще всего выше амплитуды нормальной электрической активности и превышает 40 мкВ. При некоторых патологических состояниях он достигает 300 мкВ и больше.

2. Дельта Δ -ритм. Частота - 1-3 колебания в 1 с, амплитуда его такая же как и θ -ритма; Δ - и Θ -волны могут в небольшом количестве наблюдаться на ЭЭГ взрослого человека, который находится в состоянии бодрствования, при амплитуде, не превышающей α -ритма, что свидетельствует о некотором смещении уровня функциональной активности мозга.

3. Спайк или пик - это потенциал пикообразной формы. Продолжительность его 5-50 мс, амплитуда превышает амплитуду активности фона и может достигать сотен и даже тысяч микровольт.

4. Медленный спайк.

5. Острая волна. Острые волны и пики чаще всего комбинируются с медленными волнами, образуя стереотипный комплекс

6. Комплексы (спайк-волна, волна-спайк, пик-волна, волна-пик, медленный спайк-волна, волна-медленный спайк, шлемовидная волна, комплекс множественных спайков, комплекс множественные спайки-медленные волны). При ее анализе определяются терминами «периоды», «вспышки», «разряды», «пароксизмы», «комплексы». Периодом называют более или менее продолжительный отрезок, в течение которого на ЭЭГ

регистрируют относительно однородную активность. Так, различают периоды десинхронизации и периоды временного α -ритма на фоне десинхронизированной ЭЭГ. Разрядами называют компактные группы электрических феноменов, которые длятся относительно короткое время, возникают внезапно и существенным образом превышают амплитуду активности общего фона. Термин «разряды» используют главным образом относительно патологических проявлений на ЭЭГ. Различают разряды высокоамплитудных волн типа α - или β -ритма, разряды высокоамплитудных полифазных колебаний, разряды Δ -и Θ -волн, комплексов пик- волна и т. п.

7. Вспышка.

8. Пароксизм.

9. Вспышка гиперсинхронизации.

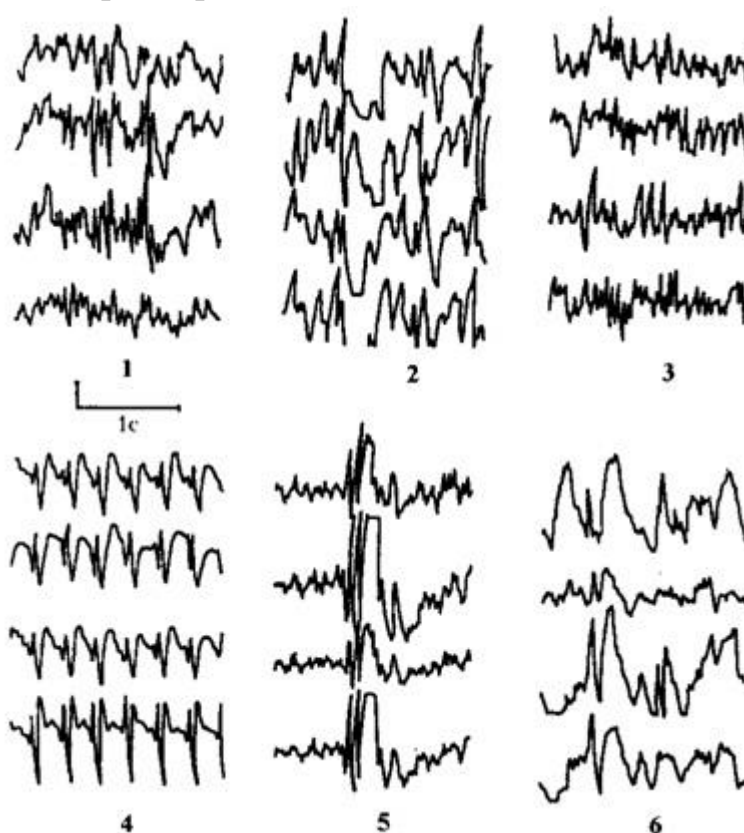


Рисунок 1.8 - Основные типы эпилептической активности: 1 - пики; 2 - острые волны; 3 - острые волны в β -ритме; 4 - пик-волна; 5 - множественные комплексы пик-волна; 6 - острая волна - медленная волна

Наличие подобных феноменов позволяет судить о патологической активности. При этом для дифференциальной диагностики заболевания уточнения природы клинических симптомов важно определять параметры феноменов, их длительности и длительности их серий, амплитуду, степень генерализации.

1.2 Принципы работы аппаратно-программных комплексов для проведения ЭЭГ

1.2.1 Методы съема сигнала и его физиологические особенности

Современные электроэнцефалографы представляют собой многоканальные регистрирующие устройства, объединяющие от 8 до 24 и более идентичных усилительно-регистрирующих блоков (каналов), позволяющих таким образом регистрировать одномоментно электрическую активность от соответствующего числа пар электродов, установленных на голове обследуемого[5-15,16].

В зависимости от того, в каком виде регистрируется и представляется для анализа специалисту ЭЭГ, электроэнцефалографы подразделяются на традиционные «бумажные» (перьевые) и более современные - «безбумажные». В первых ЭЭГ после усиления подается на катушки электромагнитных или термопишущих гальванометров и пишется непосредственно на бумажную ленту. Электроэнцефалографы второго типа преобразуют ЭЭГ в цифровую форму и вводят ее в компьютер, на экране которого и отображается непрерывный процесс регистрации ЭЭГ, одновременно записываемой в память компьютера. Бумажнопишущие электроэнцефалографы обладают преимуществом простоты эксплуатации и несколько дешевле при приобретении. Безбумажные обладают преимуществом цифровой регистрации со всеми вытекающими отсюда удобствами записи, архивирования, вторичной компьютерной обработки и др.

ЭЭГ регистрирует разность потенциалов между двумя точками поверхности головы. Соответственно этому на каждый канал регистрации подаются напряжения, отведенные двумя электродами: одно - на положительный, другое - на отрицательный вход канала усиления. Электроды для электроэнцефалографии представляют собой металлические пластины или стержни различной формы. Виды электродов:

- контактные накладные неприклеивающиеся электроды, которые прилегают к голове при помощи тяжелой шляпы-сетки.
- игольчатые электроды;
- приклеивающиеся электроды;
- базальные электроды;
- пиальные электроды;
- многоэлектродные иглы.

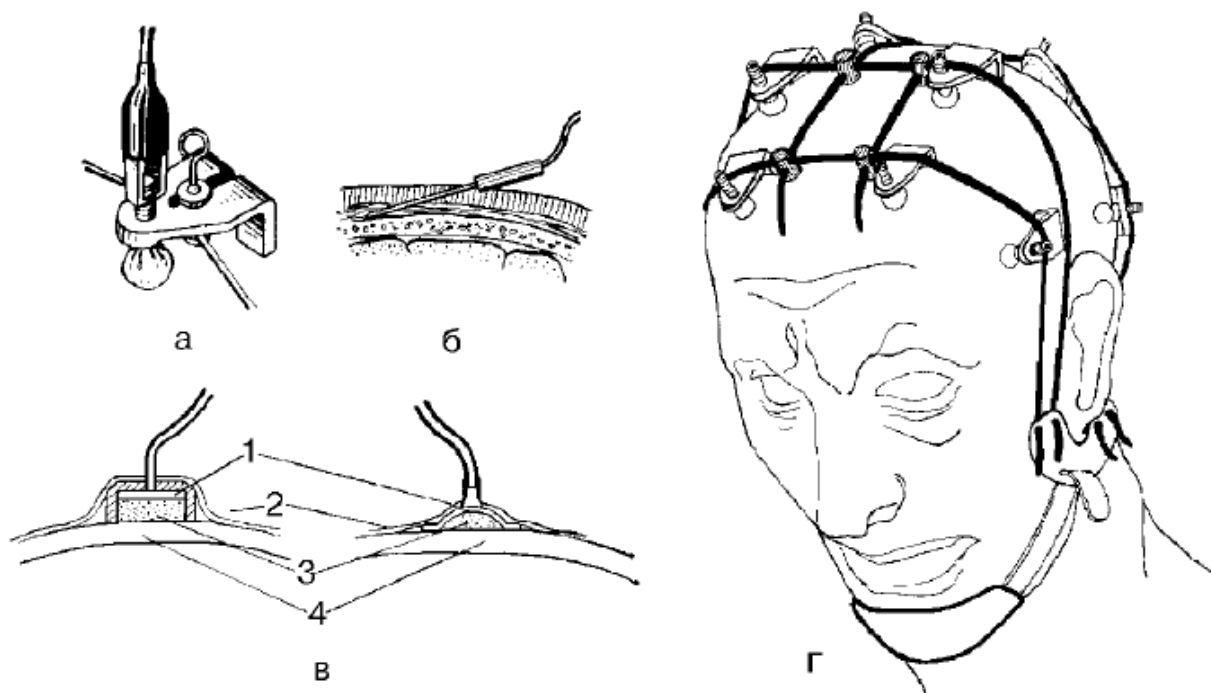


Рисунок 1.9 - Типы электродов и способы их крепления на голове: а - мостиковый электрод; б - игольчатый; в - чашечковые электроды: 1 - металл, 2 - липкая лента, 3 - электродная паста, 4 - кожа; г - закрепление электродов на голове с помощью шапочки из резиновых жгутов

Наибольшее распространение получили два типа электродов - мостовые и чашечковые. Мостовой электрод представляет собой металлический стержень, закрепленный в держателе. Нижний конец стержня, контактирующий с кожей головы, покрыт гигроскопическим материалом, который перед установкой смачивают изотоническим раствором хлорида натрия. Электрод крепят с помощью резинового жгута таким образом, что контактный нижний конец металлического стержня прижимается к коже головы. К противоположному концу стержня подсоединяют отводящий провод с помощью стандартного зажима или разъема. Преимуществом таких электродов являются быстрота и простота их подсоединения, отсутствие необходимости использовать специальную электродную пасту, поскольку гигроскопический контактный материал долго удерживает и постепенно выделяет на поверхность кожи изотонический раствор хлорида натрия. Использование электродов этого типа предпочтительно при обследовании контактных больных, способных находиться сидя или полулежа [3-17].

При обследовании маленьких детей и больных с нарушением сознания и контакта с окружающими при долговременных записях и исследовании сна предпочтительны чашечковые электроды, имеющие форму диска с приподнятыми краями, к которому припаян провод. Чашечка заполняется

контактной электродной пастой, содержащей помимо раствора хлорида натрия желеобразные связующие и некоторые вещества, размягчающие верхний слой эпидермиса. Электрод крепят на голове с помощью специальной резиновой шапочки, липкой ленты или приклеивают коллодием. Волосы раздвигают, кожу тщательно протирают спиртом для удаления жировой пленки, образуемой выделениями сальных желез, сильно увеличивающей сопротивление в области контакта электрода с кожей и способствующей тем самым возникновению помех от внешних электромагнитных полей.

При регистрации ЭЭГ для контроля наркоза и состояния центральной нервной системы во время хирургических операций допустимо отведение потенциалов с помощью игольчатых электродов, вкалываемых в покровы головы.

Важнейшим требованием к материалу, из которого изготавливают электроды, является отсутствие поляризации в процессе регистрации. Явление поляризации связано с тем, что вследствие электрохимических процессов в электролитной среде в области контакта электрода с кожей накапливается избыток ионов, что приводит к включению в запись колебаний постоянного потенциала, резко искажающих регистрацию. Наилучшими материалами для изготовления электродов являются химически чистое серебро и уголь, использующийся в электротехнических устройствах. Как правило, серебряные электроды дают неискаженную регистрацию ЭЭГ. В случаях возникновения явлений поляризации серебряные электроды после предварительной очистки от окислов подвергают хлорированию.

Основным критерием выбора электродов при приобретении их дополнительно к имеющимся в комплекте с электроэнцефалографом является их конструктивное удобство при использовании, соответствие требованиям гигиены и безопасности и наличие сертификатов.

После отведения электрические потенциалы подаются на входы усилительно регистрирующих устройств. Входная коробка электроэнцефалографа содержит 20-40 и более пронумерованных контактных гнезд, с помощью которых к электроэнцефалографу может быть подсоединено соответствующее количество электродов. Помимо этого, на коробке имеется гнездо нейтрального электрода, соединенного с приборной землей усилителя и поэтому обозначаемого знаком заземления. Электрод, установленный на теле обследуемого и служит для выравнивания потенциалов [3-17].

В современных электроэнцефалографах электродная коробка обычно представляет единый блок с усилителями, а в безбумажных (компьютерных) системах содержит и блок аналогоцифрового преобразования ЭЭГ.

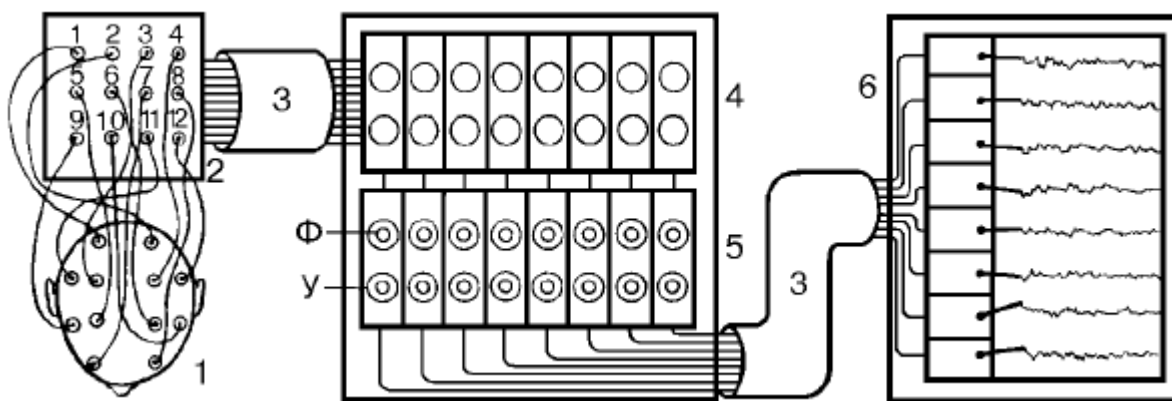


Рисунок 1.10 – Блок-схема электроэнцефалографа: 1 - голова исследуемого с отводящими электродами (вид сверху); 2 - входная коробка; 3 - соединительные кабели; 4 - селекторный блок с переключателями для каждого канала; 5 - блок усиления с регуляторами фильтров высокой и низкой частоты (Φ) и грубой или плавной регулировки усиления (Υ); 6 - блок регистрации

Методика обработки ЭЭГ использует два вида получаемого сигнала - монополярный и биполярный съем. Суть монополярного съема в том, что все отведения с головы регистрируются относительно одной точки, называемой референтной. Она, как правило, располагается либо на ухе (или на обоих ушах), либо на лбу, либо на затылке пациента. Биполярный съем подразумевает регистрацию разницы потенциалов любой пары точек с головы пациента. Это осуществляется либо путем коммутации соответствующих аналоговых каналов внутри самого энцефалографа, либо с помощью математических методов обработки сигнала в персональном компьютере. Как правило, энцефалографы первого типа имеют возможности формирования специальных программ коммутации электродов при съеме, где можно задавать как возможность монополярного съема, так и несколько схем биполярного. Для отведения электроэнцефалограммы (ЭЭГ) используют различные схемы расположения электродов. В клинической модифицированные электроэнцефалографии используют международную систему «10-20», а также модифицированные схемы с уменьшенным количеством электродов.

Для получения наиболее достоверной информации при энцефалографическом исследовании необходимо соблюдение некоторых общих правил. Так как ЭЭГ отображает уровень функциональной активности мозга и весьма чувствительна к изменениям уровня внимания, эмоциональному состоянию, воздействию внешних факторов, пациент во время исследования должен находиться в свето- и звукоизолированной комнате. Во время обследования положение пациента должно быть удобным, мышцы расслаблены. Необходимость расслабления, помимо обеспечения

максимального покоя обследуемого, обусловлена тем, что напряжение мышц, особенно головы и шеи, сопровождается появлением мышечных артефактов в записи. Артефакт - запись всякого постороннего процесса, не являющегося непосредственным выражением электрической активности головного мозга. Эти помехи накладываются на ЭЭГ и искажают ее.

Артефакты на ЭЭГ можно разделить по происхождению на две большие группы: физические и биологические (физиологические) артефакты. Физические артефакты возникают из-за нарушения технических правил эксплуатации ЭЭГ-установки, регистрации ЭЭГ и вследствие неисправности оборудования. Такие помехи чаще всего представлены тремя типами проявлений:

- появление шумовой частоты 50, или реже, 100 Гц;
- регистрация больших нерегулярных потенциалов;
- плавные смещения средней линии записи.

Шумовая частота 50, 100 Гц обусловлена наводкой переменного тока этой же частоты и при большой амплитуде помех они нередко способны полностью замаскировать запись биопотенциалов головного мозга. Если же амплитуда артефакта мала, то наблюдается размытость (нечеткость) линии записи ЭЭГ.

Биологические артефакты обусловлены регистрацией функциональной активности других (помимо головного мозга) органов и систем организма:

- мышечных потенциалов (электромиограмма);
- потенциалов мышц и проводящей системы сердца (ЭКГ);
- потенциалов, связанных с движением глаз (электроокулограмма);
- потенциалов, связанных с глотательными движениями;
- кожно-гальванического рефлекса.

Электромиограмма - регистрация функциональной активности мышц. Ее частота колеблется в пределах 15-100 Гц, а амплитуда зависит непосредственно от степени физического напряжения мышц и, естественно, от расстояния между ними и электродом. Запись ЭМГ выглядит как совокупность нерегулярных острых волн (рисунок 1.11). Самое сильное влияние на ЭЭГ электромиограмма может оказать в местах расположения мощных, наиболее функционально активных мышц. Эти артефакты чаще всего встречаются в затылочных, височных и лобных отведениях. В височных отделах помеха обусловлена активностью жевательной мускулатуры, в затылочных - мышц шеи, а в лобных - мимической группы и круговой мышцы глаза. Электромиограмму необходимо отличать от ЭЭГ и, прежде всего, от бета-ритма.



Рисунок 1.11 - Артефакт в виде электромиограммы

Электрокардиограмма - запись биопотенциалов сердца. Эти потенциалы достаточно легко распознаются из-за их характерной формы и периодического появления в ритме сердечных сокращений (рисунок 1.12). Возникают они вследствие несинфазной наводки ЭКГ сигнала на измерительный и референтный электроды.

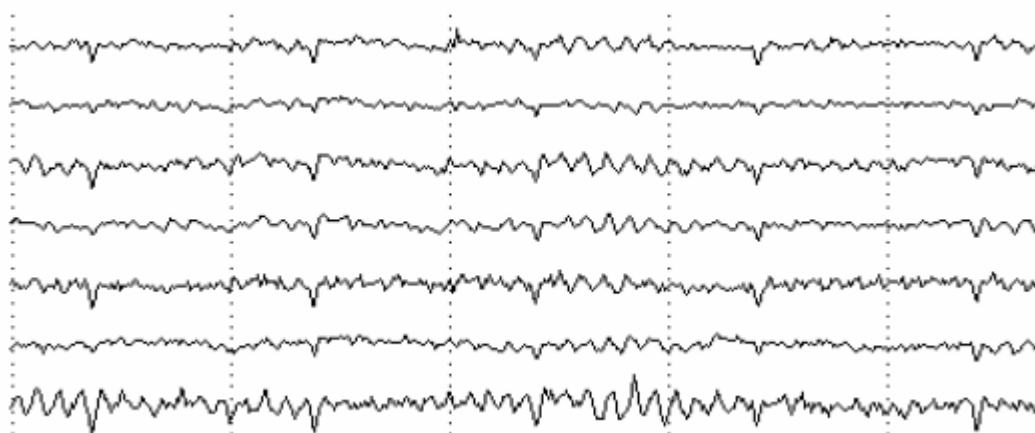


Рисунок 1.12 - ЭКГ сигнал, наложенный на ЭЭГ

Электроокулограмма - регистрация изменений электрической оси глаз, которая сформирована разностью потенциалов между роговицей и сетчаткой. Частота волн ЭОГ чаще всего - 1-3 Гц, но при треморе век и глаз частота способна превышать значения 4-6 Гц (рисунок 1.13).

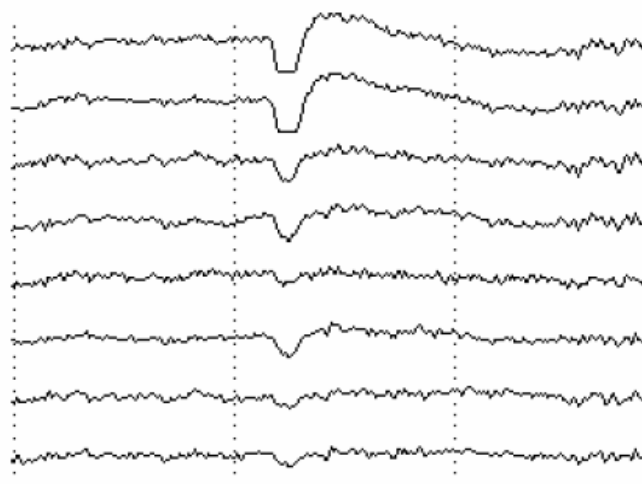


Рисунок 1.13 - Окулограмма

Биопотенциалы, вызванные глотательными движениями, представляют собой полифазные колебания достаточно высокой амплитуды и частотой 0,5-2 Гц (рисунок 1.14).

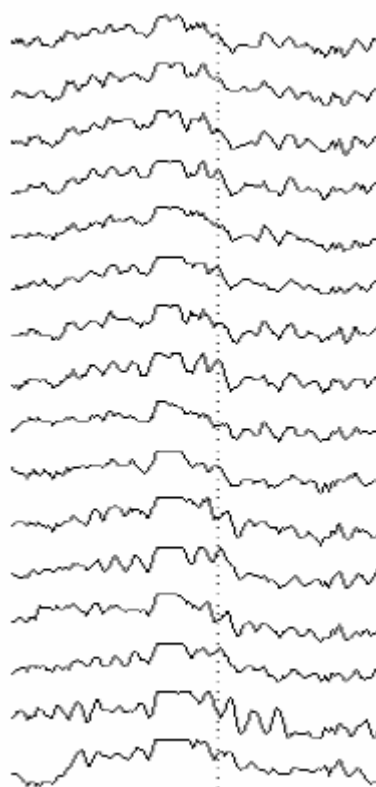


Рисунок 1.14 - Глотательные артефакты

Кожно-гальванический потенциал имеет вид плавного смещения средней линии записи. Его появление связывают с разностью потенциалов между глубокими и поверхностными слоями кожи. Если электрод расположен над

артерией (чаще в височных отделах), то пульсация способна механически смещать электрод и на ЭЭГ регистрируются периодические колебания, имеющие форму пульсограммы.

Обычная амплитуда ЭЭГ - 50-70 мкВ. Иногда она может достигать до 100-150 мкВ. При очень грубых патологиях в редких случаях это значение может достигать 500 мкВ. В большинстве своем, современные энцефалографы регистрируют монополярную запись. Для этого обычно используется один референтный электрод, относительно которого и производятся измерения. Поэтому сигнал с него поступает на входы всех усилителей блока. На другие входы поступают сигналы с соответствующих каналов. Таким образом обеспечивается регистрация сигнала ЭЭГ относительно референтного электрода. В случае съема сигнала относительно ушного отведения, иногда используют два референтных канала на каждое ухо для того, чтобы избежать возможной асимметрии между каналами левого и правого полушария из-за разного расстояния от точки съема до уха и, соответственно, неравномерного затухания электрических биопотенциалов в мозге. В усилительном блоке эти два отведения соединяют вместе, либо потенциал всех электродов, расположенных на левом полушарии, измеряют относительно левого уха, а на правом полушарии - относительно правого.

Диагностическую ценность в электроэнцефалографии имеет сигнал, расположенный в определенной частотной области. Оптимальная полоса, позволяющая корректно проводить методику и получать высокое качество сигнала, - от 0.5 до 40 Гц. Нижняя частота определяется из того критерия, что самый низкочастотный регистрируемый дельта-ритм имеет частотный диапазон от 0.5 до 3 Гц. Поэтому искажений диагностической информации происходить не будет.

1.2.2 Фильтрация и усиление аналогового сигнала ЭЭГ

Регистрация ЭЭГ обычно производят в помещениях, снабженных устройствами передачи и эксплуатации промышленного переменного тока, создающими мощные электромагнитные поля. Когда невозможно избежать мощные источники помех, используют экранированные камеры в которых стены обшивают листами металла и заземляют [7-17, 20-21].

При энцефалографическом исследовании важно получить информацию не с какой-то отдельной точки головы, а представить полную картину распределения биопотенциалов в головном мозге. Разность этих биоэлектрических потенциалов на поверхности интактных покровов головы имеет относительно небольшую амплитуду, в норме не превышающую

100-150 мкВ. Для регистрации таких слабых потенциалов используют дифференциальные усилители с большим коэффициентом усиления (порядка 20000-100000). Они обладают усилительными свойствами только в отношении разностного напряжения на двух входах и нейтрализуют синфазное напряжение, в одинаковой мере действующее на оба входа. Коэффициент подавления синфазных помех (коэффициент режекции) дифференциального усилителя определяется как отношение величины синфазного сигнала на входе к его величине на выходе. В современных электроэнцефалографах коэффициент режекции достигает 100000. Использование таких усилителей позволяет проводить регистрацию ЭЭГ в большинстве больничных помещений при условии, что поблизости не работают какие-либо мощные электротехнические устройства типа распределительных трансформаторов, рентгеновской аппаратуры, физиотерапевтических устройств.

Блок усиления состоит из идентичных усилителей, количество которых соответствует числу каналов регистрации [15]. Для каждого усилительного блока подключен многоканальный коммутатор, позволяющий коммутировать электроды, подключенные к голове обследуемого в нужной комбинации или отдельными каналами. В цифровых электроэнцефалографах коммутация электродов, а также изменение коэффициента усиления осуществляются программно.

Для задания полосы пропускания усилителя на каждом из каналов установлены фильтры низких и высоких частот или полосовые фильтры. Фильтр нижних частот пропускает только частоты, лежащие ниже определенной заданной частоты – частоты среза. Все частоты выше частоты среза ослабляются. Фильтр верхних частот пропускает только частоты, лежащие выше частоты среза. Все более низкие частоты ослабляются. Такие фильтры часто используются для уменьшения воздействия движений обследуемого. Полосовые фильтры пропускают только частоты, лежащие в определенном диапазоне или полосе, и ослабляют все частоты ниже или выше этой заданной полосы. Полосовой фильтр имеет и верхнюю и нижнюю частоты среза. Выбор этих частот позволяет режектировать любую помеху или нежелательный сигнал, частоты которых лежат вне частот полезного сигнала. Полосовые фильтры используются для разделения различных частотных участков сигнала ЭЭГ. Полосовые режекторные фильтры ослабляют все частоты между двумя частотами среза. Они используются для режекции очень узкой полосы частот – около 50-60 Гц для исключения помех, которые содержат частоты выше и ниже 50-60 Гц.

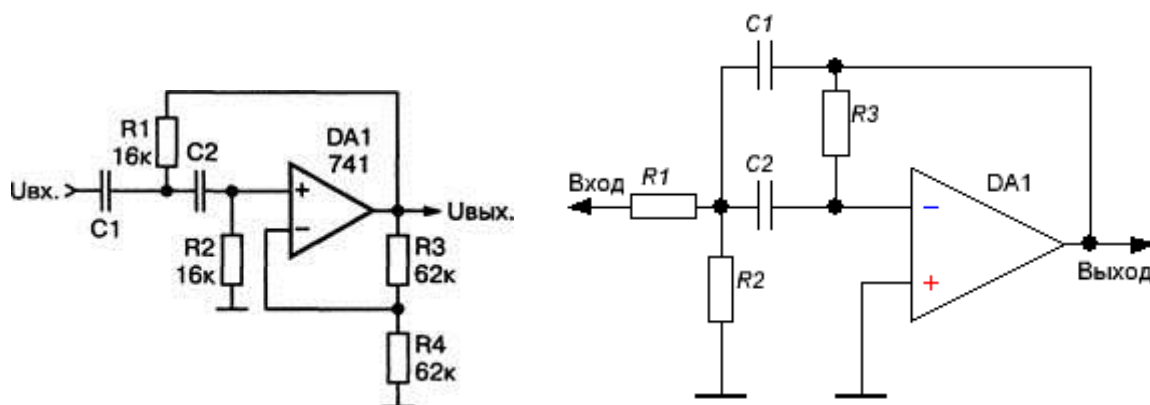


Рисунок 1.15 - Фильтр высоких частот, полосовой фильтр

Для регулировки нижней полосы пропускания усилителя фильтрами высоких частот изменяется постоянная времени усилителя. По международному стандарту, в электроэнцефалографии принята постоянная времени, равная 0,3с.

Для проверки корректного восприятия сигнала применяется калибровочное устройство, для записи ЭЭГ используют стандартный калибровочный сигнал 50мкВ, на входы усилителей подаются попеременно положительные и отрицательные прямоугольные сигналы.

Сопротивление между электродом и кожей для правильной регистрации сигнала не должно превышать 20 Ком, для проверки используется омметр.

После этапа усиления сигнал поступает в блок регистрации. В качестве регистрирующего устройства может выступать: магнитописец, осциллограф, компьютер.

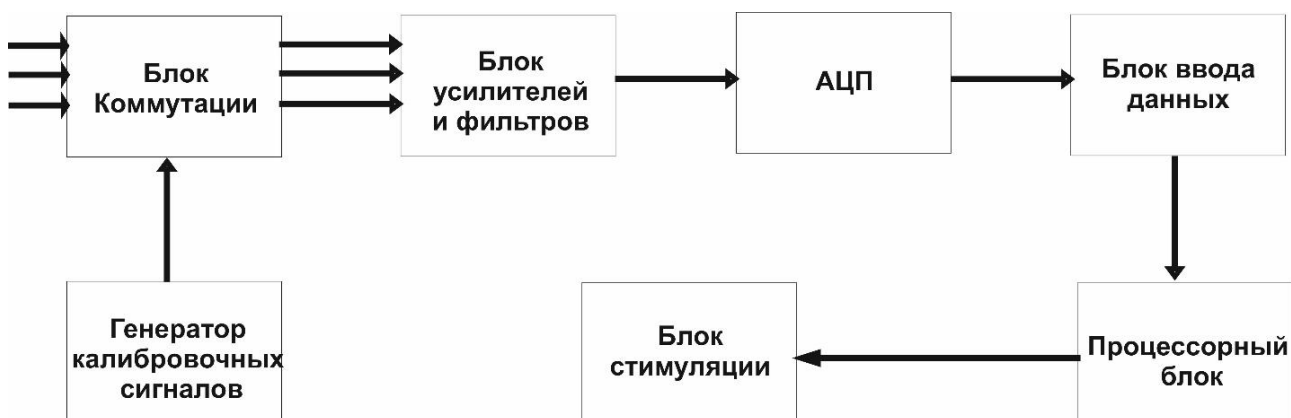


Рисунок 1.16 – Структурная схема цифрового электроэнцефалографа

В цифровом электроэнцефалографе, помимо стандартных блоков, присутствует также аналогово-цифровой преобразователь, обеспечивающий возможность использования компьютера для дальнейшей обработки и хранения сигналов (рисунок 1.16). Фильтрация сигналов при достаточном

быстродействию компьютера может производиться программно, что упрощает построение и облегчает регулировку частотной характеристики.

1.2.3 Преобразование аналогового сигнала ЭЭГ в цифровой вид и передача на ПК

Сигналы ЭЭГ являются аналоговыми. Поэтому для преобразования сигналов в цифровую форму применяются аналого-цифровой преобразователь (АЦП) [18-19]. Аналого-цифровой преобразователь (АЦП, англ. Analog-to-digital converter, ADC) - устройство, преобразующее входной аналоговый сигнал в дискретный код (цифровой сигнал). Обратное преобразование осуществляется при помощи ЦАП (цифро-аналогового преобразователя, DAC). АЦП - электронное устройство, преобразующее напряжение в двоичный цифровой код.

Аналоговый сигнал является непрерывной функцией времени, в АЦП он преобразуется в последовательность цифровых значений. Сам процесс преобразования включает в себя три основные операции: дискретизацию, квантование и кодирование. Сначала производится дискретизация сигнала – по заданному аналоговому сигналу строится дискретный сигнал (разбивает сигнал на цифровые отсчеты). После дискретизации производится квантование и кодирование - это и является основной операцией при аналого-цифровом преобразовании.

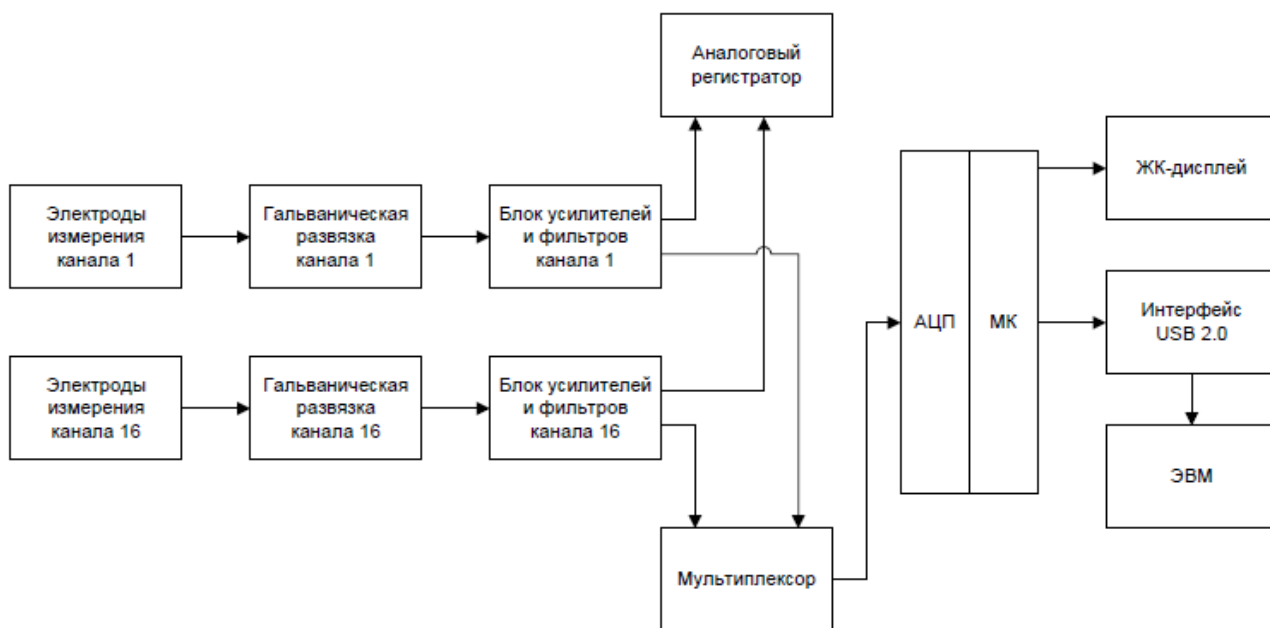


Рисунок 1.17 - Функциональная схема анализатора

Затем эти отсчеты заносятся в память вместе с информацией о обследуемом, введенной с клавиатуры. Микроконтроллер управляет работой энцефалографа в целом. Микроконтроллер предназначен для того, чтобы обрабатывать полученную информацию и передавать ее на компьютер. Передача информации с микроконтроллера на ПК и с ПК на микроконтроллер происходит с помощью последовательного интерфейса USB, который аппаратно встроен в микроконтроллер. USB-устройство служит связующим звеном между микроконтроллером и компьютером.

Программное обеспечение для электроэнцефалографов насчитывает широкий выбор методов, алгоритмов и способов представления результатов обработки ЭЭГ. Среди методов обработки электроэнцефалографических сигналов можно выделить такие: корреляционных, спектральный анализ, когерентный. Использование таких методов позволяет количественно оценить взаимосвязь между различными участками головного мозга.

1.2.4 Методы анализа ЭЭГ

Под "анализом" сигналов (analysis) следует понимать - математические преобразования сигналов и получение на основе этих преобразований выводов о специфических особенностях изучаемых процессов и объектов [22-26]. Целями анализа сигналов являются:

- определение или оценка числовых параметров сигналов. При помощи математического аппарата описываются такие характеристики сигнала, как амплитуда сигнала (абсолютная или относительная), частота или спектральный состав, фаза или относительные временные зависимости нескольких сигналов.
- разложение сигналов на элементарные составляющие для сравнения свойств различных сигналов.
- сравнение степени "похожести" различных сигналов, в том числе с определенными количественными оценками.

Весь процесс обработки сигнала делится на первичную обработку и вторичную – интерпретацию полученных результатов [29-30]. При первичном визуальном анализе ЭЭГ выявляются объективные количественные показатели, которые заключают в себе важную информацию о биоэлектрической активности головного мозга человека. Затем применяются методы математического и спектрально-корреляционного анализа. На основании полученных результатов анализа делаются выводы о биоэлектрической активности головного мозга.

Существующие спектрально-корреляционные методы анализа сигналов применяются к стационарным случайным сигналам, а ЭЭГ не является

таковым. Поэтому для получения статистически разумных результатов выбираются определенные участки ЭЭГ, которые условно можно считать стационарными (квазистационарными), и длина которых достаточно велика. Каждая ЭЭГ может характеризоваться своей определенной совокупностью параметров и поэтому она имеет скорее качественную оценку биоэлектрической активности головного мозга человека, чем количественную. Для ЭЭГ нет каких-либо нормативных таблиц основных параметров сигнала, как это есть в электромиографии или кардиографии. Эти параметры варьируются для разных ЭЭГ, которые при этом могут относиться к одному из классов патологии или быть в норме. Применение алгоритмов обработки стационарных сигналов для анализа ЭЭГ в данном случае можно считать переходом от одной формы отображения информации к другой, более удобной, компактной и информативной. Широко используемые методы обработки ЭЭГ не учитывают ее биологический генез, а рассматривают ее как некий колебательный процесс. ЭЭГ представляет собой интегральную оценку электрофизиологической деятельности миллиардов элементарных источников, отфильтрованную естественными костно-тканевыми распределенными фильтрами, поэтому использование рядов Фурье, корреляционного анализа для обработки ЭЭГ можно рассматривать только как более удобное в некоторых случаях.

Спектральный анализ. Фурье-преобразование сигнала

Спектральный анализ базируется на выполнении преобразований Фурье и заключается в разложении сигнала на его частотные или спектральные составляющие, а также оценке их спектральных характеристик – амплитуды, фазы, спектральной плотности мощности и др [22-26, 29-30].

При изучении детерминированных процессов применяется гармонический анализ: ряды Фурье – для периодических, интеграл Фурье – для аperiodических процессов. Функция $F(\omega)$ называется преобразованием Фурье или спектральной плотностью сигнала $f(t)$:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt \quad (1.1)$$

где ω частот соответствующей составляющей сигнала.

Обратное преобразование Фурье переводит спектр $F(\omega)$ в исходный сигнал $f(t)$:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} F(\omega) e^{i\omega t} d\omega \quad (1.2)$$

Преобразование Фурье периодической функции $f(t)$ на интервале $[0, T]$, описывающей форму сигнала, использует в качестве базисных функций синус и косинус, представленные комплексной экспонентой $e^{i\omega t} = \cos(\omega t) + i \sin(\omega t)$:

$$f(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} C_m e^{im\omega_0 t} \quad (1.3)$$

где $\omega_0 = 2\pi / T$. Коэффициенты C_m имеют вид:

$$C_m = \frac{1}{2\pi} \int_0^T f(t) e^{-im\omega_0 t} dt$$

Спектральный анализ не применяется к случайным процессам, так как спектральные плотности, рассчитанные по спектрам Фурье их реализаций, не имеют конечных значений на любых частотах. Поэтому обобщают гармонический анализ, усредняя спектральные разложения, полученные из отдельных выборок. Для стационарного случайного процесса $X(t)$ справедлива теорема Винера-Хинчина, которая устанавливает связь между его энергетическим спектром $F(\omega)$ и корреляционной функцией $R(\tau)$ с помощью преобразований Фурье:

$$F(\omega) = 2 \int_{-\infty}^{+\infty} R(\tau) e^{-i\omega\tau} d\tau = 4 \int_0^{\infty} R(\tau) \cos \omega\tau d\tau \quad (1.5)$$

$$F(\tau) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} R(\omega) e^{i\omega\tau} d\omega = \frac{1}{2\pi} \int_0^{\infty} R(\omega) \cos \omega\tau d\omega \quad (1.6)$$

Функцию частоты $F(\omega)$ называют энергетическим спектром стационарного случайного процесса. Этот спектр дает только усредненную картину распределения энергии процесса по частотам элементарных гармонических составляющих, но не учитывает их фазовой структуры. Действительно из (1.6) при $\tau = 0$ находим:

$$D_x = R(0) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega) d\omega \quad (1.7)$$

Т. е. дисперсия случайного процесса $X(t)$ пропорциональна площади под кривой энергетического спектра $F(\omega)$. С другой стороны дисперсия равна средней мощности процесса $X(t)$, среднее значение которого равно нулю:

$$D_x = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T X^2(t) dt \quad (1.8)$$

Поэтому величина $F(\omega)$ представляет удельную мощность, приходящийся на спектральную составляющую сигнала $X(t)$ в окрестности выбранной частоты ω . Энергетический спектр $F(\omega)$ является неотрицательной (физический смысл имеют только положительные частоты $\omega \geq 0$) четной функцией частоты.

Так как преобразование Фурье возможно только для абсолютно интегрируемой функции, то формулы (1.5) – (1.6) справедливы, если:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |R(\tau)| d\tau \leq M; \int_{-\infty}^{+\infty} |F(\omega)| d\omega \leq N; \quad (1.9)$$

где M и N - постоянные величины. Это условие ограничивает применимость теоремы Винера-Хинчина только стационарными процессами, среднее значение которых равно нулю. Если это условие выполнено, то энергетический спектр $F(\omega)$ стационарного случайного процесса – непрерывная функция частоты ω .

Корреляционная функция $R(\tau)$ и энергетический спектр $F(\omega)$ стационарного случайного процесса как пара преобразования Фурье обладают всеми присущими этому преобразованию свойствами. В частности, чем «шире» спектр $F(\omega)$, тем «уже» корреляционная функция $R(\tau)$, и наоборот.

Если случайный процесс эргодический, то вместо корреляционной функции можно использовать временную корреляционную функцию любой реализации этого процесса и, таким образом, находить энергетический спектр процесса по его единственной реализации

Когерентный анализ

Когерентность электрических сигналов мозга является количественным показателем синхронности вовлечения различных корковых зон при их функциональном взаимодействии, обеспечивающем интегративную деятельность мозговых структур [28]. Поскольку электрическая активность мозга тесно связана с его функциональной деятельностью, то когерентность, в определенной мере, указывает на вовлеченность разных зон коры в обеспечение выполнения функций мозга, то есть является количественным выражением уровня интегративной деятельности мозговых структур. Когерентный анализ ЭЭГ считается индикатором функциональных взаимосвязей между различными корковыми областями. Уровень интеграции областей коры должен быть адекватным для оптимального выполнения функции. В реальности он может оказаться сниженным или избыточным. И то, и другое не обеспечивает нормальное взаимодействие мозговых структур и сопровождается нарушением функционального состояния мозга. Значения коэффициентов когерентности (КК) варьируют от 0 до 1: чем выше значение когерентности, тем согласованнее активность данной области с другой, выбранной для измерения. Одним из основных преимуществ когерентного анализа является независимость КК от амплитуды колебаний сигналов различных областей мозга. Эта особенность позволяет выявлять средние характеристики КК для группы испытуемых, в которую входят лица с различными типами ЭЭГ. Однако применение когерентного метода обработки ЭЭГ до сих пор ограничивается преимущественно научными целями, т.к. является сравнительно трудоемким – необходимость оперировать большим количеством цифровых данных. При расположении электродов по конвексии головы по системе 10–20, даже без использования сагиттальных и апикальных датчиков, количество отведений равно 14. Число возможных пар между электродами составляет 182. С учетом анализа КК по основным ритмам ЭЭГ (дельта, тета, альфа, бета1, бета2, гамма) число КК возрастает до 1092, а при проведении анализа с шагом 1 Гц (запись на современных энцефалографах позволяет регистрировать колебания от 0 до 45 Гц) – до 8190.

Корреляционный анализ сигналов

При статистической обработке случайных сигналов используется корреляционные функции. Аргументом корреляционной функции является интервал между двумя случайными величинами [22–26]. Нахождении автокорреляционной функции – расчет временной автокорреляционной функции $R_x(\tau)$ на ограниченном интервале, считая, что случайный сигнал – эргодический, т.е. сигнал для которых вероятностные характеристики не зависят от способа усреднения (по времени).

Предположим, что какой-то случайный сигнал $X(t)$ наблюдается в течение интервала времени от 0 до T в виде реализации напряжения или тока $x(t)$. Приближенная (оценочная) корреляционная функции имеет следующий вид:

$$R_X(\tau) = \left[\frac{1}{(T-\tau)} \right] \int_0^{T-\tau} x(t)x(t+\tau)dt \quad (1.10)$$

при $0 \leq \tau \ll T$.

Следует заметить, что время усреднения равно $T - \tau$, а не T , потому что указанная реализация (выборочная функция) охватывает только часть наблюдаемых данных, включающих как $x(t)$, так и $x(t + \tau)$.

Выполнять интегрирование в выражении (1.10) сложно, поскольку математическое выражение для $x(t)$ неизвестно. Однако интеграл можно аппроксимировать суммой выборок из непрерывной временной функции в отдельный момент времени, т. е. перейти к случаю дискретной выборки. Таким образом, если выборки из какой-либо реализации $x(t)$ случайного сигнала $X(t)$ соответствует моментам времени $0, \Delta t, 2\Delta t, N\Delta t$ и если их значения $x(t)$ равны $x_0, x_1, x_2, \dots, x_N$ то дискретное представление формулы (1.10) будет иметь вид:

$$R_X(n\Delta t) = \left[\frac{1}{N-n-1} \right] \sum_{k=0}^{N-n} X_k X_{k+n} \quad (1.12)$$

при $n = 0, 1, 2, \dots, M$ и $M \ll N$.

Даже если значение N весьма велико операцию (1.12) несложно выполнить с помощью компьютера. Важной безразмерной характеристикой случайного сигнала является коэффициент корреляции:

$$\rho = \frac{R_X(\tau)}{\sigma_X^2} \quad (1.13)$$

где σ_X^2 дисперсия случайного сигнала $X(t)$. Этот коэффициент является показателем того, насколько сохраняется форма случайного сигнала $X(t)$. Коэффициент корреляции может принимать значения от +1 до -1. Взаимную корреляционную функцию двух случайных сигналов $X(t)$ и $Y(t)$ можно оценить аналогично автокорреляционной функции:

$$R_{XY}(n\Delta t) = \left[\frac{1}{N-n-1} \right] \sum_{k=0}^{N-n} X_k Y_{k+n} \quad (1.14)$$

при $n = 0, 1, 2, \dots, M$ и $M \ll N$.

Безразмерный коэффициент взаимной корреляции можно оценить по формуле:

$$\rho = \frac{R_{XY}}{\sigma_x \sigma_Y} \quad (1.15)$$

где σ – стандартное отклонение заданных случайных величин.

Обработка сигналов на основе вейвлет-преобразований

В настоящее время вейвлеты широко используются для решения задач анализа и синтеза различных сигналов, для обработки изображений, для сжатия больших объёмов информации и цифровой фильтрации, для распознавания образов, при изучении сильно развитой турбулентности, при решении некоторых дифференциальных уравнений. Основной областью применения данного математического аппарата является обработка нестационарных во времени или неоднородных в пространстве сложных нелинейных процессов. Поэтому вейвлет-анализ имеет значительный интерес при исследовании структуры сигналов живых систем, в том числе и ЭЭГ сигналов, т.к. большинство классических методов анализа сигналов применяется к процессам с постоянными во времени или в пространстве характеристиками [27, 31-44].

Вейвлет-преобразование сигнала $x(t)$ состоит в разложении сигнала по некоторому базису. В качестве базисной выбирается "солитоноподобная", хорошо локализованная во временной и частотной областях функция $\psi(t)$, обладающая рядом характерных признаков; базис формируется с помощью перехода к другому масштабу функции $\psi(t)$ и её сдвигов вдоль временной оси. Использование локализованных функций позволяет проводить анализ процессов, характеристики которых меняются во времени, и обеспечивает двумерную развёртку сигнала $x(t)$, при которой время и частота воспринимаются как независимые переменные.

Существуют дискретное и непрерывное вейвлет-преобразования, которые можно рассматривать фактически как разные методы анализа структуры сигналов. Непрерывное вейвлет-преобразование (НВП) использует функции («материнские» вейвлеты), имеющие обычно аналитическую форму записи и являющиеся бесконечно дифференцируемыми. Информацию, которую можно

извлечь из непрерывного вейвлет-преобразования, например, об изменении характерных частот ритмических процессов и их взаимодействии, легче анализировать. Непрерывное вейвлет-преобразование позволяет исследовать сигналы ЭЭГ, которые имеют такие свойства как нестационарность, наличие осцилляторных паттернов с принципиально различными формами колебаний, высокий уровень шумов. Вейвлет-анализ применяется в исследованиях нормальной и патологической биоэлектрической активности головного мозга человека.

Функция $\psi(t)$ может быть выбрана достаточно произвольным образом (специальный вид вейвлета может быть необходим в ряде случаев для обеспечения эффективного решения задачи), но должна удовлетворять следующим условиям:

- 1) Условие локализации. Базисная функция $\psi(t)$ должна быть хорошо локализована как в частотном, так и во временном представлении, то есть функция должна быть отлична от нуля на конечном интервале и обладать достаточной регулярностью.
- 2) Условие допустимости. Материнский вейвлет должен быть выбран таким образом чтобы удовлетворять требованию нулевого среднего:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (1.16)$$

Набор базисных функций получается из базовой функции масштабированием и переносом по оси времени. Таким образом, базис вейвлет-преобразования состоит из функций вида

$$\psi_{a,b}(t) = |a|^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1.17)$$

где a — масштабирующий коэффициент
 b — параметр сдвига.

Вейвлет-преобразование осуществляется по формуле:

$$W(a,b) = |a|^{-\frac{1}{2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (1.18)$$

Результатом преобразования одномерного сигнала является функция двух переменных (по масштабу и по времени) — вейвлетограмма сигнала, отображаемая как поверхность в трехмерном пространстве. Обычно используется представление вейвлетограммы в виде проекции на плоскость $a b$ с линиями уровня или с цветовым выделением участков, соответствующих разной высоте. Вейвлетограмма содержит полную информацию о сигнале.

Фрактальный и мультифрактальный анализ сигналов

Фракталами называются геометрические объекты: линии, поверхности, пространственные тела, имеющие сильно изрезанную форму и обладающие свойством самоподобия [22-27]. При описании свойств фрактала важную роль играет такая его характеристика как фрактальная размерность.

Общее определение фрактальной размерности: Пусть d — обычная Евклидова размерность пространства, в котором находится наш фрактальный объект ($d = 1$ — линия, $d = 2$ — плоскость, $d = 3$ — трехмерное пространство). Покроем теперь этот объект целиком d — мерными "шарами" радиуса l . Предположим, что нам потребовалось для этого не менее, чем $N(l)$ шаров. Тогда, если при достаточно малых l величина $N(l)$ меняется с l по степенному закону:

$$N(l) \sim \frac{1}{l^D} \quad (1.19)$$

то D — называется размерностью Хаусдорфа-Безиковича или фрактальной размерностью этого объекта.

Используя понятие фрактальной размерности, Мандельброт дал более строгое, чем приведенное выше, определение фрактала. Согласно этому определению фрактал представляет собой объект, размерность Хаусдорфа-Безиковича которого больше его топологической размерности (0 — для россыпи точек, 1 — для кривой, 2 — для поверхности и т. д.). Формулу (1.19) можно переписать также в виде:

$$D = -\lim_{l \rightarrow 0} \frac{\ln N(l)}{\ln l} \quad (1.20)$$

Это и служит общим определением фрактальной размерности D . В соответствии с ним величина D является локальной характеристикой данного объекта. Мультифракталы — это неоднородные фрактальные объекты, для полного описания которых, в отличие от регулярных фракталов, недостаточно

введения всего лишь одной величины, фрактальной размерности D , а необходим целый спектр таких размерностей, число которых, вообще говоря, бесконечно. Причина этого заключается в том, что наряду с чисто геометрическими характеристиками, определяемыми величиной D , такие фракталы обладают и некоторыми статистическими свойствами.

Фрактальный анализ сигналов проводится в тех случаях, когда необходимо установить, в какой степени в их поведении проявляются фрактальные признаки. При этом в качестве основного критерия наличия у сигналов фрактальных свойств выступает выполнимость зависимости, характеризующей поведение их структурной функции (математическое ожидание приращения). Выражение этой характеристики в рамках модели обобщенного броуновского движения (ОБД) имеет вид:

$$E[|X(t_2) - X(t_1)|] = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \sigma (t_2 - t_1)^H, t_2 > t_1 \quad (1.21)$$

где параметр H ($0 < H < 1$) характеризует степень изрезанности исследуемого сигнала и называется параметром Херста, σ – стандартное отклонение. Формула (1.21) допускает обобщение на структурные функции порядка q (q – положительное число):

$$E[|X(t_2) - X(t_1)|^q] = \sqrt{\frac{2}{\pi}} \sigma (t_2 - t_1)^{qH} \quad (1.22)$$

Фрактальная размерность сигнала связана с параметром Херста соотношением в рамках ОБД:

$$D = 2 - H \quad (1.23)$$

При малых H функция сигнала сильно изрезана, а при больших H имеет весьма плавный (хотя и негладкий) характер. Если построенные в двойном логарифмическом масштабе графики зависимости структурной функции от величины приращения времени хорошо аппроксимируются прямой в большом диапазоне изменения временных приращений, можно говорить о фрактальности исследуемого сигнала. По тангенсу угла наклона прямой можно определить параметр H . По установленному значению параметра Херста легко определяется фрактальная размерность D по формуле (1.23). Отметим, что при характеристике фрактальности сигнала помимо значения H необходимо

указывать область скейлинга – интервал, в пределах которого график структурной функции хорошо аппроксимируется прямой.

Мультифрактальный анализ

Идея мультифрактального анализа состоит в разложении исследуемого множества со сложной статистикой по множествам однородных фракталов с четко выраженной фрактальной размерностью [22-27]. Рассмотрим упрощенный способ мультифрактального анализа, основанный на оценке скейлинговых свойств обобщенной структурной функции:

$$S_{m,q} = E[|X_{k+m} - X_k|^q] = \frac{1}{K-m} \sum_{k=1}^{K-m} |X_{k+m} - X_k|^q \quad (1.25)$$

где q – любое положительное число. При проведении мультифрактального анализа используется следующее соотношение:

$$S_{m,g} \sim m^{\tau(q)+1} \quad (1.26)$$

Оно является обобщением (1.22) на мультифрактальные сигналы. Величина $\tau(q)$ называется скейлинговой экспонентой. Если сигнал подчиняется модели ОБД, то $\tau(q)$ связана с параметром Херста H соотношением:

$$\tau(q) = Hq - 1 \quad (1.27)$$

В случае произвольных сигналов $\tau(q)$ находят из угла наклона графиков зависимостей $S_{m,q}$ от m , построенных в двойных логарифмических координатах для различных значений q .

По известной зависимости $\tau(q)$ определяют обобщенные фрактальные размерности $D_q = \tau(q) / q - 1$ (размерности Реньи) и спектр сингулярностей (функция мультифрактального спектра) $D(h) = qh(q) - \tau(q)$, где $h = d\tau / dq$ – локальный параметр Херста. Величины $D_{q=1} = D_1$ и $D_{q=2} = D_2$ называют информационной и корреляционной размерностью соответственно. Их можно определить по формулам:

$$D_1 = D(h(1)) \text{ и } D_2 = 2h(2) - D(h(2)) \quad (1.28)$$

Рассматриваемый метод является приближенным, поскольку он позволяет точно определять лишь часть спектра сингулярностей при $q \geq 0$. Вторая часть спектра может быть определена лишь приблизительно, с помощью зеркального отображения рассчитанной кривой относительно вертикальной оси, проходящей через максимум.

1.3 Вывод по главе 1

Статистические методы исследования ЭЭГ основаны на том, что определенные участки сигналов ЭЭГ считаются стационарными - сигналы, статистические параметры которых с течением времени не меняются. Но сигналы ЭЭГ сохраняют стационарность в пределах нескольких секунд [1]. К статическим методам анализа относятся методы, которые опираются на преобразование Фурье, корреляционный анализ, который вычисляет авто и кросскорреляционные функции, а также когерентность - характеризует меру синхронности частотных диапазонов ЭЭГ в двух различных отведениях.

Обработка сигналов ЭЭГ, как нестационарных во времени или неоднородных в пространстве сложных нелинейных процессов, осуществляется при помощи вейвлет-анализа, фрактального и мультифрактального анализа. А так как частотно-временные параметры патологической активности сигналов ЭЭГ головного человека очень нестатические, то для решения задачи поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ лучше использовать вейвлет-анализ.

ГЛАВА 2

МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТА

2.1 Разработка программного комплекса для поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах

Анализ научной литературы, интернет ресурсов по методам анализа ЭЭГ позволил выбрать в качестве инструмента анализа паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах вейвлет-анализ, т.к. вейвлет-анализ имеет большее преимущество в сравнении с другими методами и является одним из самых гибких инструментов для анализа нестационарных сигналов.

Поиск паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах осуществляется с помощью автоматического выделения на основе комплексных адаптивных вейвлет-базисов, т.к. вейвлет Морле, Симплет-3, Биортогональный-1 и Симплет-4, встроенных в среду MATLAB [45].

Для удобства анализа патологической активности был разработан программный комплекс (приложение Б), который состоит из специальной функция реализованной в пакете MATLAB для чтения ЭЭГ-файла с расширением edf, которая помещает ЭЭГ сигнал в оперативную память и создает структуру заголовка edf-файла с информацией о параметрах записи ЭЭГ сигнала. Затем в полученной записи выбирается временной диапазона паттерна патологической активности, определенный врачом. На рисунке 2.1 представлен интерфейс разработанного программного комплекса (приложение В) [1-А].

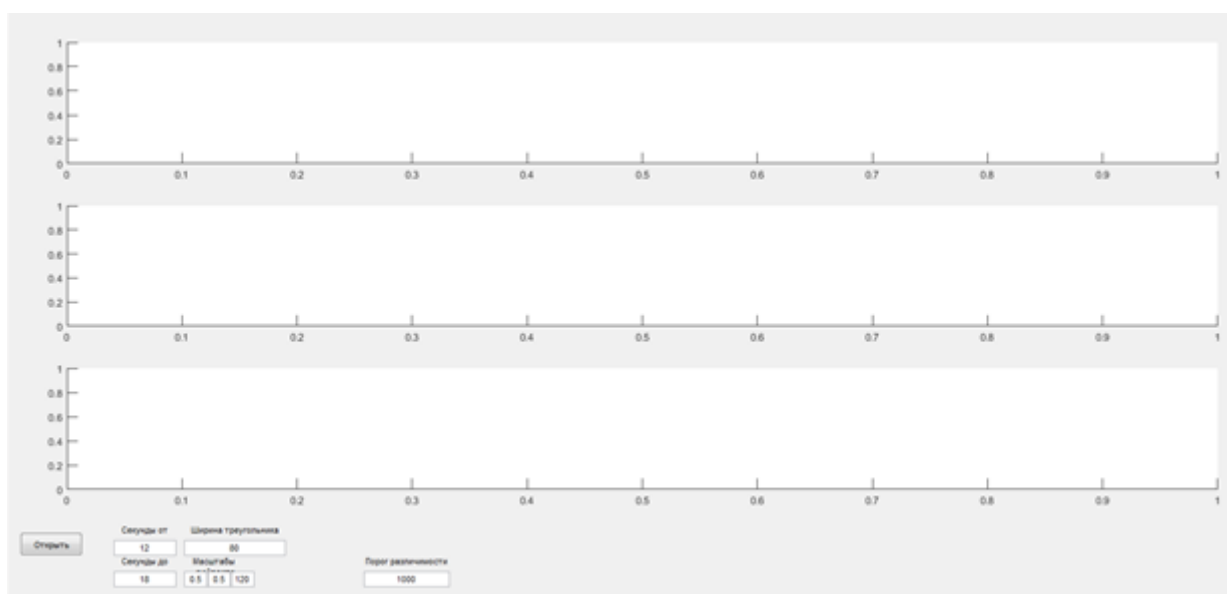


Рисунок 2.1 - Интерфейс программного комплекса для поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах

Для расчета вейвлетограммы участка сигнала с паттерном используется выбранные вейвлет-базисы. На рисунках 2.2-2.4 представлены вейвлетограммы, построенные для патологической эпилептиформной активности по выбранным базисам.

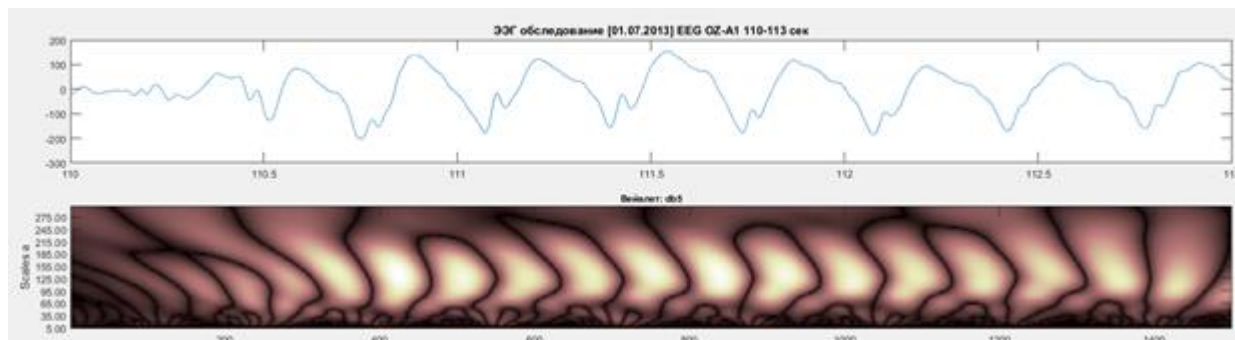


Рисунок 2.2 - Вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Морле

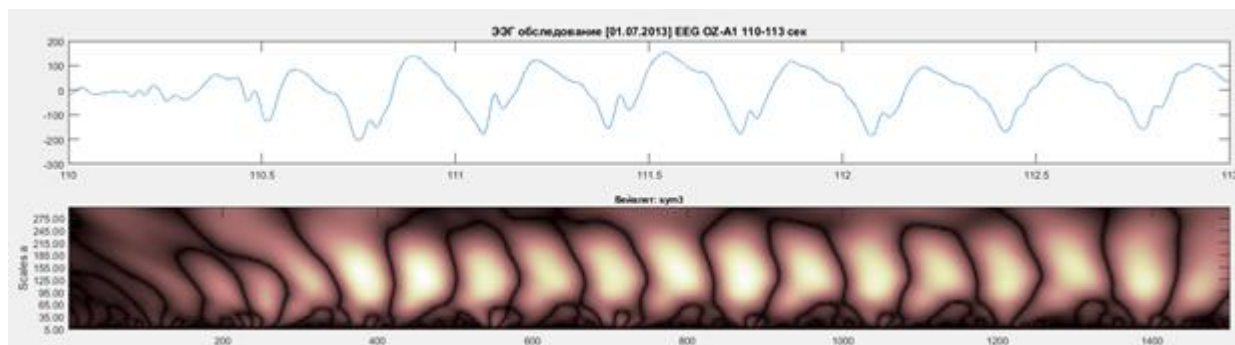


Рисунок 2.2 - Вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Симплет-3

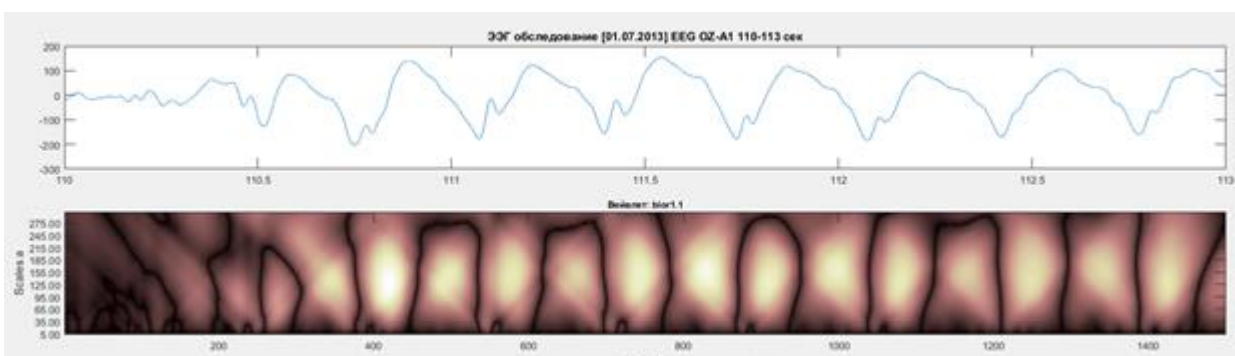


Рисунок 2.3 - Вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Биоортогональный-1

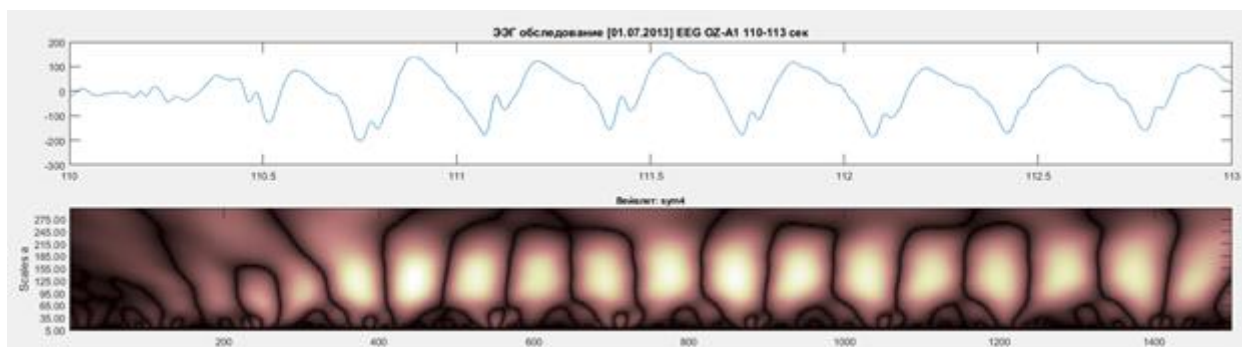


Рисунок 2.4 - Вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Симплет-4

На рисунках 2.5-2.8 представлены вейвлетограммы, построенные для паттерна патологической активности вида «острая волна» по выбранным базисам.

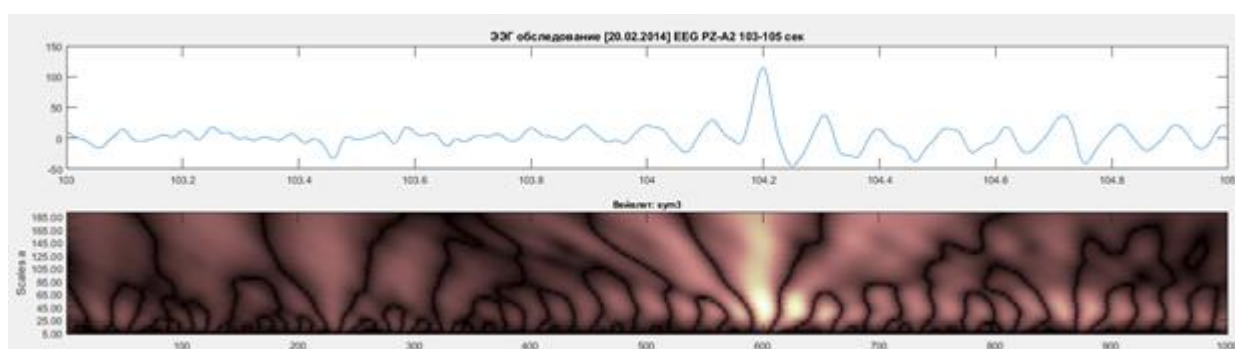


Рисунок 2.5 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Симплет-3

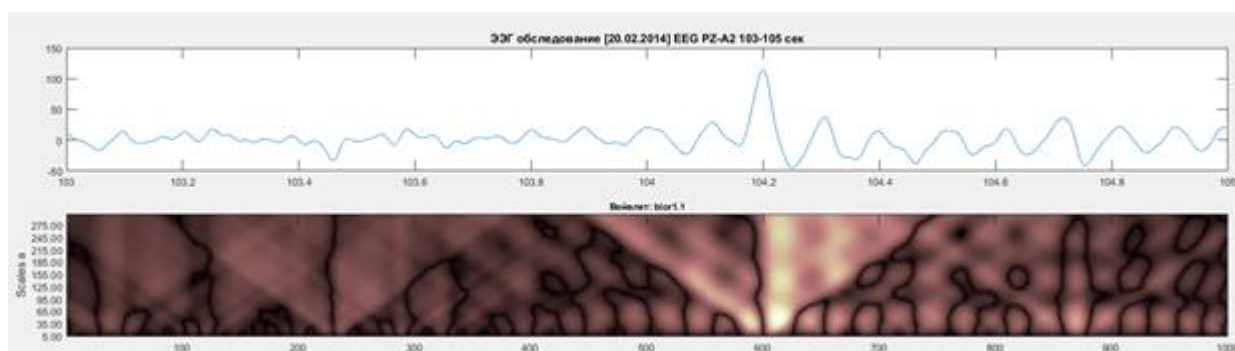


Рисунок 2.6 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Биоортогональный-1

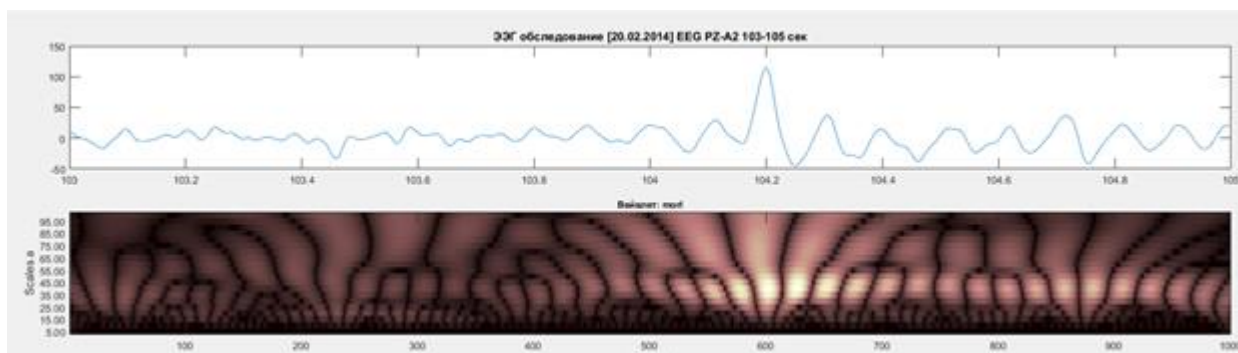


Рисунок 2.7 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Морле

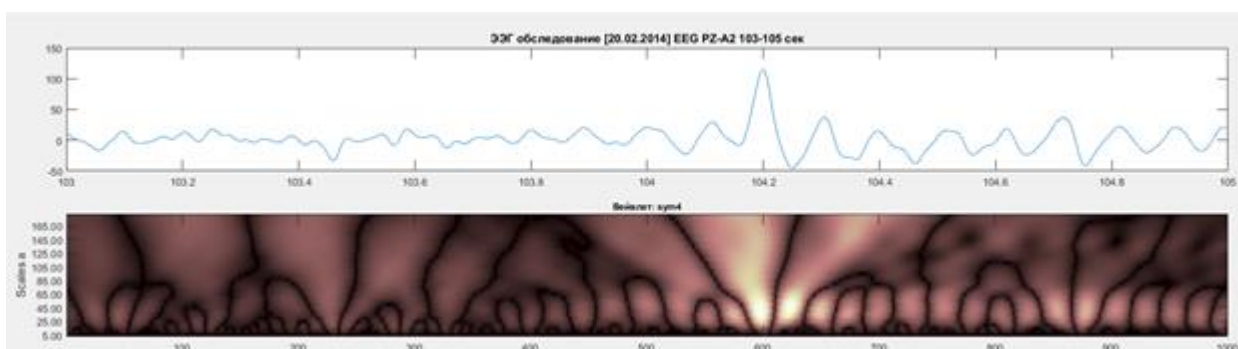


Рисунок 2.8 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Симплет-4

На рисунках 2.9-2.12 представлены вейвлетограммы, построенные для паттерна патологической активности вида «спайки» по выбранным базисам.

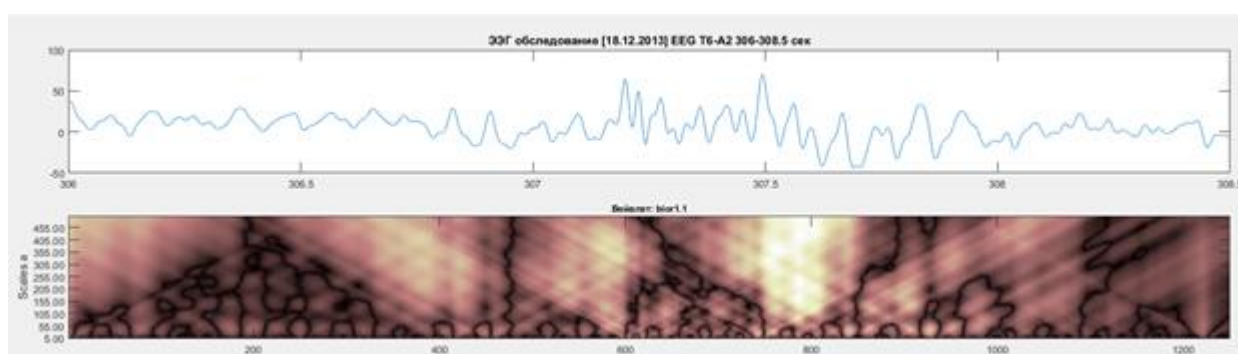


Рисунок 2.9 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Биоортогональный-1

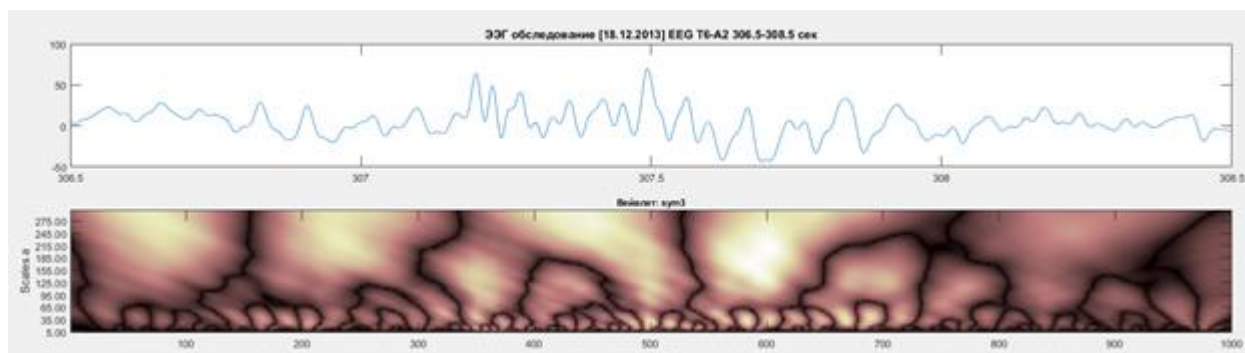


Рисунок 2.10 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Симплет-3

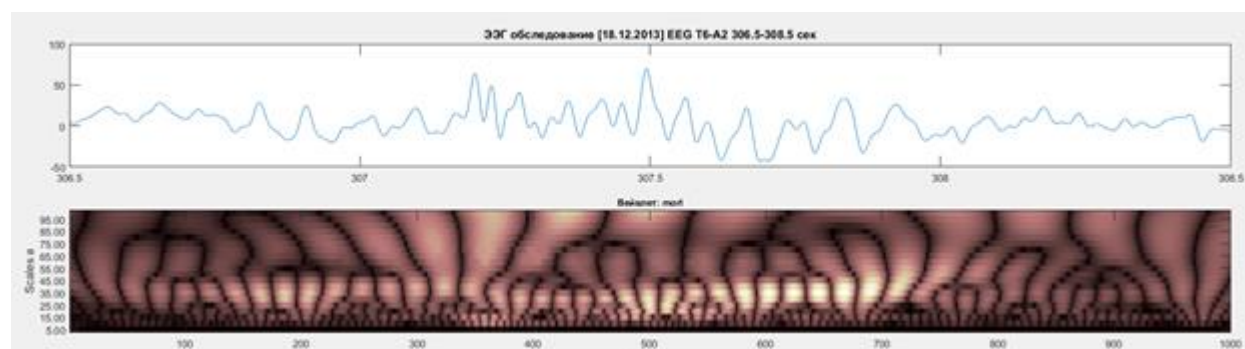


Рисунок 2.11 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Морле

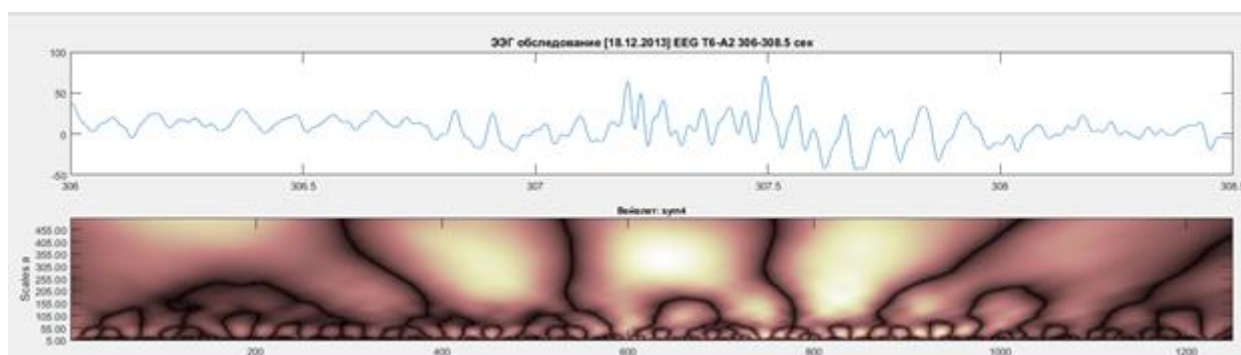


Рисунок 2.12 - Вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Симплет-4

В таблице 2.1 представлены параметры вейвлет представления паттернов «острая волна», «спайк» при использовании вейвлет-базисов Морле, Симплет-3, Симплет-4, Биоортогональный-1. Из полученных результатов следует, что исследуемые паттерны имеют специфические значения числовых параметров, и, следовательно, возможно их детектирование.

Таблица 2.1 - Параметры вейвлет представления паттернов «острая волна» и «спайк»

Паттерн	Параметр	Нижняя область масштаба a	Верхняя область масштаба b	Ширина паттерна, с
«острая волна»	Среднее значение	5,44	108,33	0,192
	Среднеквадратическое отклонение	1,81	16,58	0,034
«спайк»	Среднее значение	2,67	55,00	0,0928
	Среднеквадратическое отклонение	0,71	15,26	0,0257

Из полученных вейвлетограмм по вейвлет-базисам Морле, Симплет-3, Симплет-3, Биоортогональный-1 и параметров вейвлет представлений паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах можно сделать вывод, что лучшие для детектирования параметров паттернов являются вейвлетограммы построенные по вейвлет-базису Симплет-4.

Детектированные параметры паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ необходимо проверить на правильное выявление значений параметров. Для этого была создана в пакете MATLAB функция, которая строит образ паттерна патологической активности по детектированным параметра. Правильность детектированных параметров паттернов можно определить по пороговой функции, которая сравнивает коррелограмму (приложение Г) с пороговым значением. При нулевом значении пороговой функции в сигналах ЭЭГ нет паттернов патологической активности, а при значении «1» в сигналах ЭЭГ есть паттерны патологической активности.

2.2 Разработка методики поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах

Методика поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах [1-А] основана на вейвлет-преобразовании и корреляционном анализе, и состоит из следующих этапов:

1) Построение образа паттерна патологической активности по детектированным параметрам из вейвлетограммы вейвлет-базиса Симплет-4 по формуле:

$$V(s, k, i, j) = \begin{cases} \frac{s-i+1}{\theta}, t_1 \leq j \leq t_2 \\ 0 \end{cases} \quad (2.1)$$

$$t_1 = \text{round}\left(\frac{k(1-\frac{i}{s})+1}{2}\right) \quad (2.2)$$

$$t_2 = \text{round}\left(\frac{k(1+\frac{i}{s})}{2}\right) \quad (2.3)$$

$$\theta = \sum_{a=0}^s \sum_{b=t_2}^{t_1} (s-i+1) \quad (2.4)$$

где V – образ паттерна патологической активности;
 s – число масштабов вейвлетогаммы;
 k – ширина корреляционного треугольника;
 i – индекс текущего значения масштаба;
 j – индекс текущего значения времени;
 θ – поправочный коэффициент для нормализации корреляционной функции.

2) Вычисление коррелограммы из вейвлетогаммы. Вычисление производится по формуле:

$$K(t) = \sum_{i=0}^{\frac{b-a}{\Delta s}} \sum_{j=0}^k W^2(i \cdot \Delta s + a, t + j) \cdot V(s, k, i, j) \quad (2.5)$$

где $V(s, k, i, j)$ – образ паттерна патологической активности;
 s – число масштабов вейвлетогаммы;
 k – ширина окна расчёта;
 Δs – значение шага по масштабам;
 a – нижняя область масштаба.
 b – верхняя область масштаба.
 W – вейвлетогамма.

3) Сравнение коррелограммы с пороговым значением $K_{\text{пор}}$. $K_{\text{пор}}$ выбирается таким образом, чтобы при $K(t)$ больше $K_{\text{пор}}$ в ЭЭГ присутствует патологическая активность, а при $K(t)$ меньше $K_{\text{пор}}$ – сигнал без патологической активности.

$$D(t) = \begin{cases} 0, & K(t) < K_{\text{нор}} \\ 1, & K(t) \geq K_{\text{нор}} \end{cases} \quad (3.2)$$

Таким образом, пороговая функция $D(t)$ соответствует сигналу без паттерна патологической активности в ЭЭГ при нулевом значении и с паттерном патологической активностью при единичном значении.

2.3 Вывод по главе 2

Разработанная методика поиска паттернов патологической активности позволяет детектировать параметры патологической активности в сигналах ЭЭГ по вейвлетограмме, строить образ паттерна патологической активности по детектированным параметрам, оценить детектированные параметры паттернов патологической активности по пороговой функции, которая сравнивает коррелограмму с пороговым значением и сделать вывод о наличии паттернов патологической активности или их отсутствии в многоканальных сигналах ЭЭГ.

ГЛАВА 3

ИССЛЕДОВАНИЕ ПАТТЕРНОВ ПАТОЛОГИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ В ЭЭГ СИГНАЛАХ

3.1 Исследование паттернов патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

По разработанной в главе 2 методике поиска паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ исследуем патологическую активность с частотой 3Гц «эпи активность». Следует отметить, что эта патологическая активность была выявлена на ЭЭГ врачом.

Сначала для патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность» построим в разработанном в главе 2 программном комплексе вейвлетограммы.

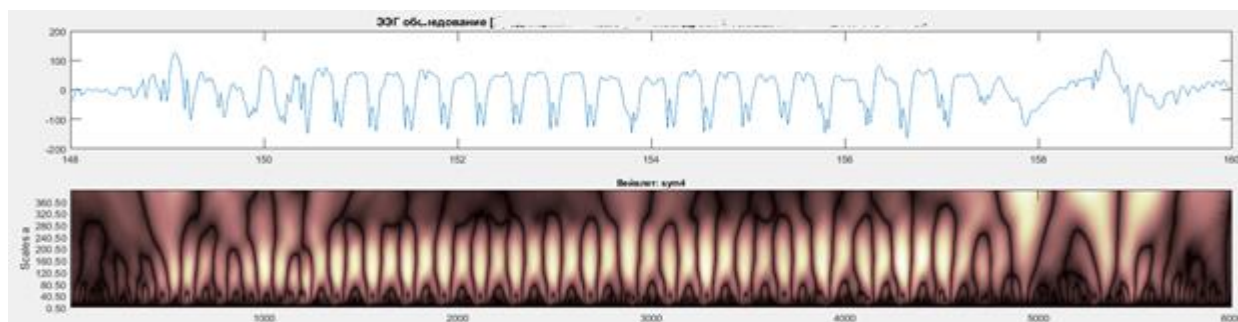


Рисунок 3.1 - Вейвлетограмма патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

Анализ вейвлетограмм патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность» в ЭЭГ позволил выявить следующие параметры вейвлет представления этой патологической активности.

Таблица 3.1 - Параметры вейвлет представления патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

Паттерн	Параметр	Нижняя область масштаба a	Верхняя область масштаба b	Ширина паттерна, с
3Гц «эпи активность»	Среднее значение	58	245	0,0445

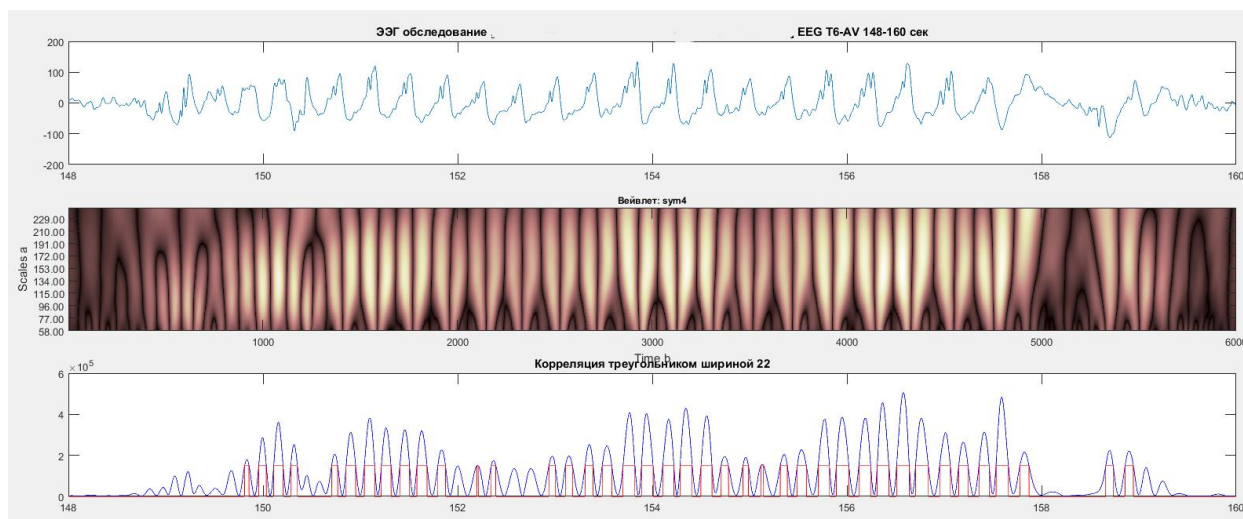


Рисунок 3.2 - Результаты детектирования патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность» в данных сигналах ЭЭГ

Вычисленная коррелограмма из вейвлетограммы образ сигнала, построенного по детектированным параметрам, была сравнена с пороговым значение $K_{\text{пор}}$ и позволила сделать вывод, что патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность» с детектированными параметрами присутствует в данных сигналах ЭЭГ.

3.2 Исследование разряда «эпи активность»

По разработанной в главе 2 методике поиска паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ исследуем разряда «эпи активность». Следует отметить, что эта патологическая активность была выявлена на ЭЭГ врачом.

Сначала для разряда «эпи активность» построим в разработанном в главе 2 программном комплексе вейвлетограммы.

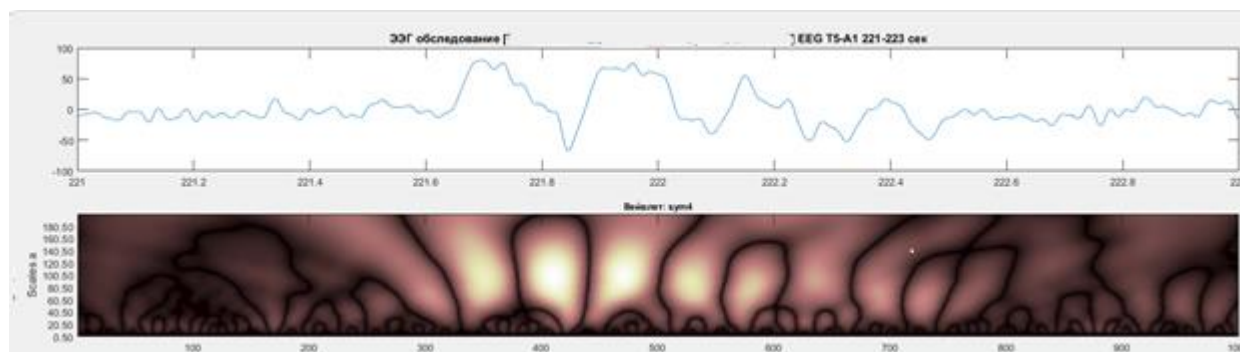


Рисунок 3.3 - Вейвлетограмма патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

Таблица 3.2 - Параметры вейвлет разряда «эпи активность»

Паттерн	Параметр	Нижняя область масштаба a	Верхняя область масштаба b	Ширина паттерна, с
разряд «эпи активности»	Среднее значение	60	160,3	0,055

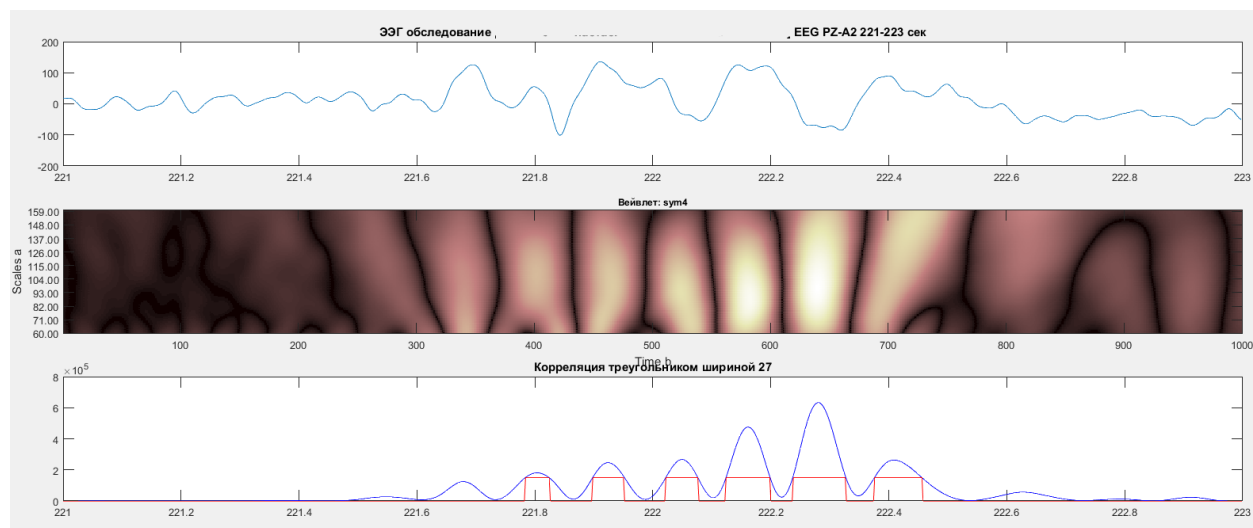


Рисунок 3.4 - Результаты детектирования патологического разряда «эпи активность»

Вычисленная коррелограмма из вейвлетограммы образ сигнала, построенного по детектированным параметрам, была сравнена с пороговым значение $K_{\text{пор}}$ и позволила сделать вывод, что патологический разряд «эпи активность» с детектированными параметрами присутствует в данных сигналах ЭЭГ.

3.3 Исследование разряда «пароксизмальный эпи активности»

По разработанной в главе 2 методике поиска паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ исследуем разряда «пароксизмальный эпи активности». Следует отметить, что эта патологическая активность была выявлена на ЭЭГ врачом.

Сначала для разряда «пароксизмальный эпи активности» построим в разработанном в главе 2 программном комплексе вейвлетограммы.

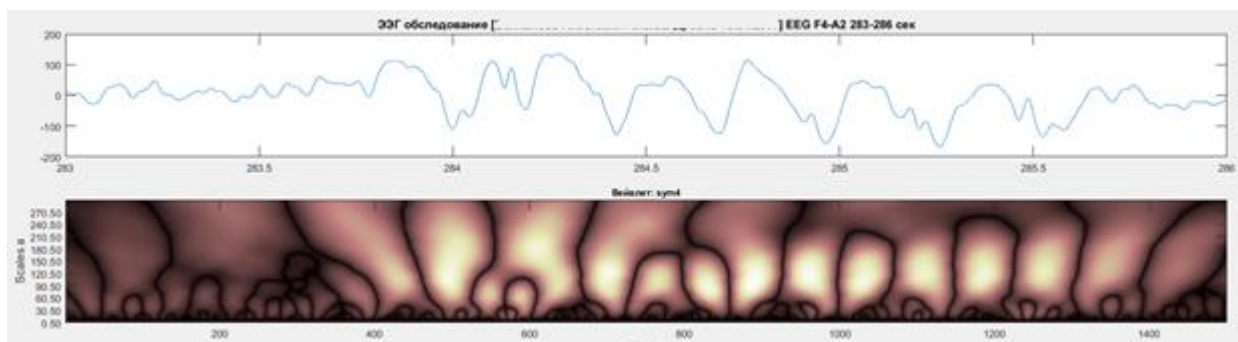


Рисунок 3.5 - Вейвлетограмма разряда «пароксизмальный эпи активности»

Таблица 3.3 - Параметры вейвлет разряда «пароксизмальный эпи активности»

Паттерн	Параметр	Нижняя область масштаба a	Верхняя область масштаба b	Ширина паттерна, с c
разряд «пароксизмальный эпи активности»	Среднее значение	62	24,1	0,058

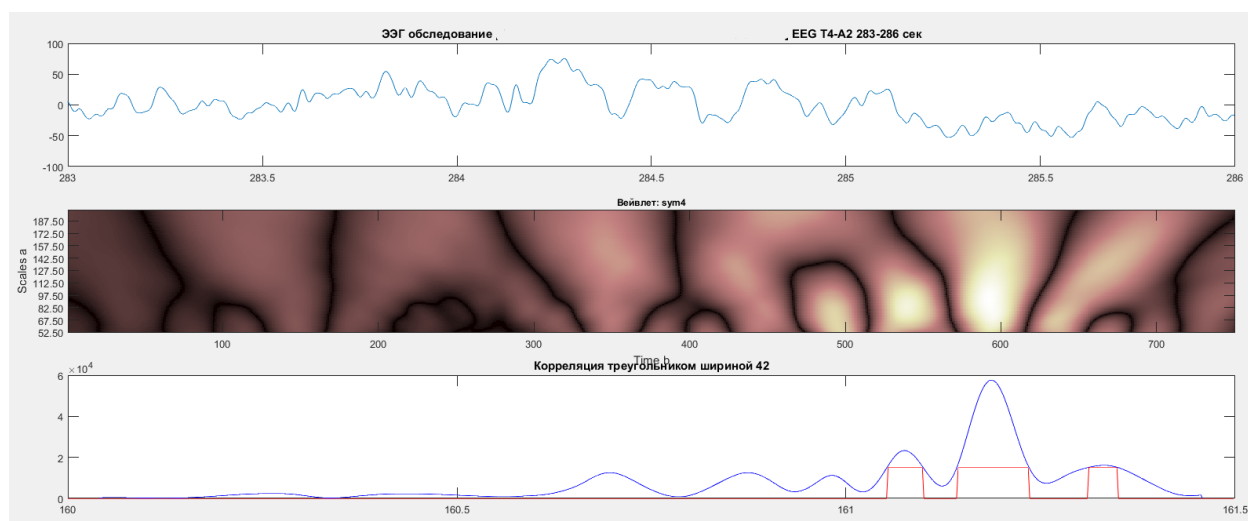


Рисунок 3.6 - Результаты детектирования патологического разряда «пароксизмальный эпи активности»

Вычисленная коррелограмма из вейвлетограммы образ сигнала, построенного по детектированным параметрам, была сравнена с пороговым значение $K_{\text{пор}}$ и позволила сделать вывод, что патологический разряд «пароксизмальный эпи активности» с детектированными параметрами присутствует в данных сигналах ЭЭГ.

3.4. Исследование разряда комплексов «полипик»

По разработанной в разделе 2 методике поиска паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ исследуем разряда комплексов «полипик». Следует отметить, что эта патологическая активность была выявлена на ЭЭГ врачом.

Сначала для разряда комплексов «полипик» построим в разработанном в разделе 2 программном комплексе вейвлетограммы.

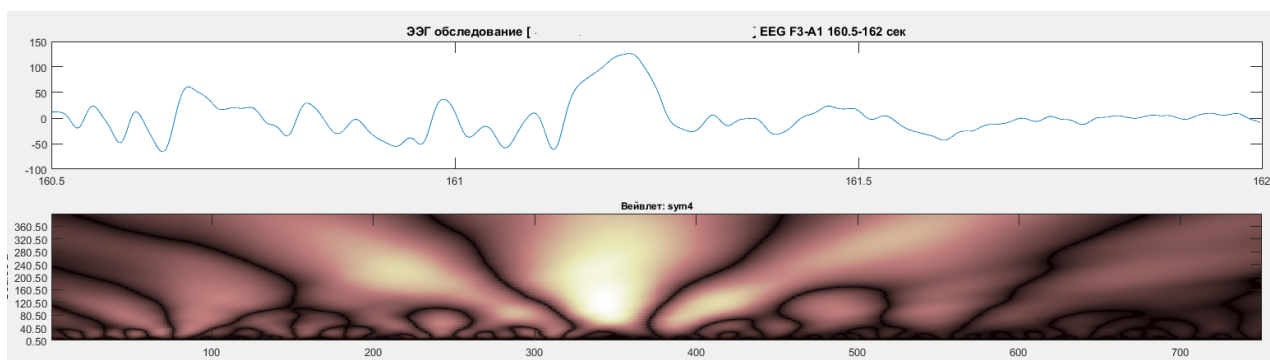


Рисунок 3.7 - Вейвлетограмма разряда комплексов «полипик»

Таблица 3.4 - Параметры вейвлет разряда комплексов «полипик»

Паттерн	Параметр	Нижняя область масштаба а	Верхняя область масштаба b	Ширина паттерна, с
разряд комплексов «полипик»	Среднее значение	52,5	201	0,085

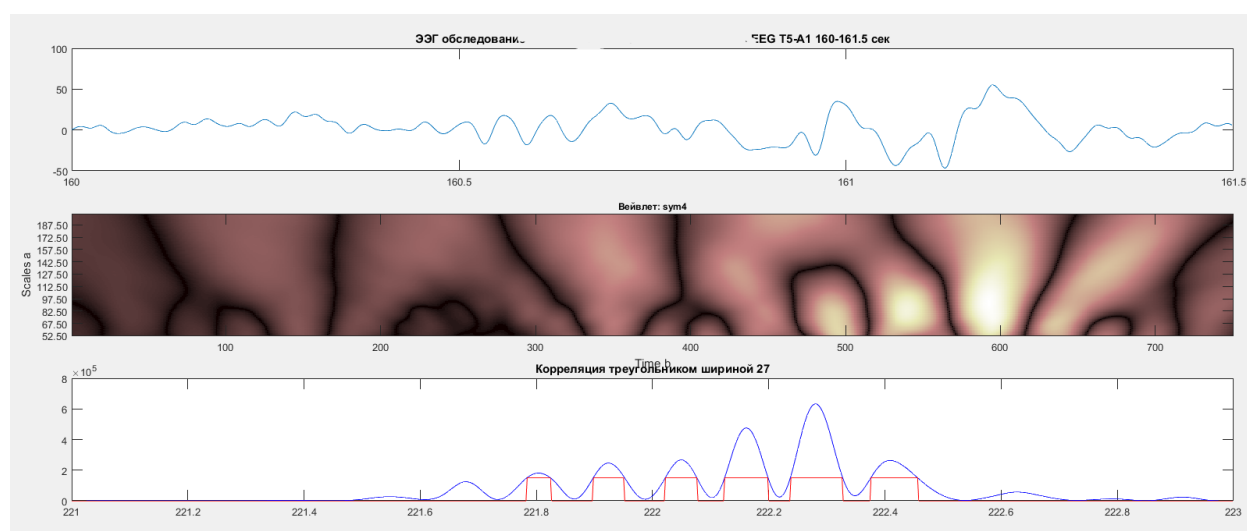


Рисунок 3.8 - Результаты детектирования патологического разряда комплексов «полипик»

Вычисленная коррелограмма из вейвлетогаммы образ сигнала, построенного по детектированным параметрам, была сравнена с пороговым значение $K_{\text{пор}}$ и позволила сделать вывод, что патологический разряд комплексов «полипик» с детектированными параметрами присутствует в данных сигналах ЭЭГ.

3.5 Вывод по главе 3

Разработанная методика поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ позволила выявить патологическую активность с частотой 3Гц «эпи активность», разряд «эпи активности», разряд «пароксизмальный эпи активности», разряд комплексов «полипик» в сигналах ЭЭГ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе работы на диссертацией было проведено изучение современных методов анализа ЭЭГ сигналов. На основе анализа литературы были определены основные проблемы детектирования параметров патологической активности в ЭЭГ сигналах и выявлены методы анализа ЭЭГ для их решения. Для решения поставленной цели были выбраны вейвлет-анализ и корреляционный анализ сигналов ЭЭГ, так как патологическая активность имеет сложные нестационарные частотно-временные параметры.

В данной магистерской диссертации разработана методика поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ для автоматизации процесса анализа сигналов ЭЭГ. Методика поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ состоит из следующих этапов:

- 1) построение образа паттерна патологической активности по детектированным параметрам из вейвлетограммы вейвлет-базиса Симплет-4,
- 2) вычисление коррелограммы из вейвлетограммы,
- 3) сравнение коррелограммы с пороговым значением,
- 4) вывод о наличии паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ.

По материалам магистерской диссертации опубликовано 2 работы в журнале, который входит в перечень ВАК, и сборнике материалов конференции «Юбилейные XXV Международные чтения: Великие преобразователи естествознания: Нильс Бор».

Магистерская диссертация выполнена самостоятельно, проверена в системе «Антиплагиат». Процент оригинальности составляет 61,74%. Цитирования обозначены ссылками на публикации, указанные в «Списке литературы».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Электроэнцефалография как метод исследования. Описание и анализ электроэнцефалограммы [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://www.psyways.ru/ways-925-2.html>
- [2] Анализатор многоканальных сигналов электроэнцефалограмм на базе нейронной сети [Электронный ресурс]. – 2016 - Режим доступа: <http://libeldoc.bsuir.by/handle/123456789/6720>
- [3] Основные методы ЭЭГ-анализа [Электронный ресурс]. – 2014 - Режим доступа: <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/6112>
- [4] Электроэнцефалография [Электронный ресурс]. – 2014 - Режим доступа: <http://www.neuroplus.ru/diagnostika/elektroencefalografiya.html>
- [5] Анализ ЭЭГ [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <https://diagnostic-md.ru/%D0%B0%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D0%B8%D0%B7-%D1%8D%D1%8D%D0%B3>
- [6] Обработка электроэнцефалограмм в частотной области [Электронный ресурс]. – 2012 - Режим доступа: <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/4710>
- [7] Электроэнцефалография [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://www.medsecret.net/nevrologiya/instr-diagnostika/483-jelektrojencefalografija>
- [8] Семиотика клинической электроэнцефалографии [Электронный ресурс]. – 2014 - Режим доступа: <http://www.mks.ru/library/books/eeg/kniga01/maneeg-gl2.html>
- [9] Электроэнцефалография [Электронный ресурс]. – 2013 - Режим доступа: <http://nevro-enc.ru/dop-metody-issledovaniya/jelektrofiziologicheskie/jelektrojencefalografija.html>
- [10] ЭЭГ (Электроэнцефалограмма) – расшифровка [Электронный ресурс]. – 2011 - Режим доступа: http://www.tiensmed.ru/news/post_new9067.html
- [11] Электроэнцефалография [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: http://ilive.com.ua/health/elektroencefalografiya_105674i15989.html
- [12] Электроэнцефалография [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://cnsinfo.ru/encyclopaedia/diagnostics/eeg/>
- [13] ЭЭГ головного мозга [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://www.nazdor.ru/topics/improvement/devices/current/462707/>
- [14] Реферат [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: [12] Реферат [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://earchive.tpu.ru/bitstream/11683/29271/1/TPU188090.pdf>

[15] Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <https://books.google.by/books?id=vor9AgAAQBAJ&pg=PA70&lpg=PA70&dq=%D0%BF%D0%BE%D0%BB%D0%BE%D1%81%D0%BE%D0%B2%D1%8B%D0%B5+%D1%84%D0%B8%D0%BB%D1%8C%D1%82%D1%80%D1%8B+%D0%B4%D0%BB%D1%8F+%D1%8D%D1%8D%D0%B3+%D0%BE%D0%BF%D0%B8%D1%81%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D0%B5&source=bl&ots=fltJzrF4p2&sig=No3NZjSPy9bOtWxFw5iSLbfuizI&hl=ru&sa=X&ved=0ahUKEwjtsqj26tPTAhXDPZoKHSmbB-cQ6AEIJjAA#v=onepage&q=%D0%BF%D0%BE%D0%BB%D0%BE%D1%81%D0%BE%D0%B2%D1%8B%D0%B5%20%D1%84%D0%B8%D0%BB%D1%8C%D1%82%D1%80%D1%8B%20%D0%B4%D0%BB%D1%8F%20%D1%8D%D1%8D%D0%B3%20%D0%BE%D0%BF%D0%B8%D1%81%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D0%B5&f=false>

[16] Прибор для регистрации ЭЭГ сигнала по системе 10-20 для выявления альфа-ритма с каналом общей ЭЭГ [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://works.doklad.ru/view/0oA0LZwLAzw/all.html>

[17] Машенко, Т. Г. Снятие и обработка биоэлектрических сигналов головного мозга / Т. Г. Машенко, Т. А. Тоноян // Вісник НТУ «ХПІ». 2014. №15 (1058) С. 108-113.

[18] Цифровая обработка сигналов – некоторые основные понятия [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://dsp-book.narod.ru/DSP.htm>

[19] Цифровая обработка аналоговых сигналов [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://prapor-kot.narod.ru/Lect10.htm>

[20] Лекция: Методы вычислительного анализа ЭЭГ [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://protein.bio.msu.ru/~akula/anEEG/AnEEG.htm>

[21] Цифровой комплекс для ЭЭГ исследований [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: http://www.mks.ru/library/conf/biomedpribor/2000/sec01_13.html

[22] Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга: учебное пособие / А.А. Федотов, С.А. Акулов // Москва: Радио и связь, 2013. – 250 с.

[23] Моделирование и обработка стохастических сигналов и структур: учебное пособие / О.М. Вохник, А.М. Зотов, П.В. Короленко, Ю.В. Рыжикова // Москва: Университетская книга, 2013. – 125с.

[24] Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Р.М. Рангайян / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. // Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440с.

[25] Математические основы обработки сигналов: учебное пособие. / О.С. Вадутов // Томский политехнический университет. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2011. – 212с.

[26] Системы широкополосной радиосвязи: учебное пособие для студентов вузов / М.И. Мазурков. – О.: Наука и техника, 2009. – 334с.

[27] Методы математической обработки электроэнцефалограмм [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: http://techlibrary.ru/b/2z1a1w1a1r1p1c_2j.2t.,_2h1o1e1r1f1f1o1l1p_2h.2z._2u1f1t1p1e2c_1n1a1t1f1n1a1t1j1y1f1s1l1p1k_1p1b1r1a1b1p1t1l1j_2e1m1f1l1t1r1p2e1o1x1f1v1a1m1p1d1r1a1n1n._2000.pdf

[28] Обзор использования когерентного анализа ЭЭГ в психиатрии [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://docplayer.ru/42769346-obzor-ispolzovaniya-kogerentnogo-analiza-eeg-v-psihiatrii.html>

[29] Неврология. Национальное руководство / Е.И. Гусев // Москва: Практика. – 1999.

[30] Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга) / В.В. Гнездицкий // М.: Медпресс-информ, 2004. – 624с.

[31] Neuralact: a tool to visualize electrocortical (ECOG) activity on a three-dimensional model of the cortex / Jan Kubanek, Gerwin Schalk // Springer science+business media New York, 2014.

[32] A Novel Method for Automated Classification of Epileptiform Activity in The Human Electroencephalogram-Based on Independent Component Analysis [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <https://link.springer.com/article/10.1007%2fs11517-007-0289-4>

[33] Classification of Eeg Signals Using The Wavelet Transform / Neep Hazarika, Jean Zhu Chen Ah Chung, Alex Sergejew // Digital Signal Processing Proceedings, 1997. Dsp 97., 1997 13th International Conference on P. 89-92

[34] Parametric Analysis of Oscillatory Activity as Measured with EEG/MEG / Stefan Kiebel, Catherine Tallon-baudry, Karl Friston // Human Brain Mapping 26:170 –177(2005) P. 170-177

[35] Elena, L. Glassman a Wavelet-Like Filter Based on Neuron Action Potentials for Analysis of Human Scalp Electroencephalographs / Elena L. Glassman / IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 52, no. 11, November 2005 P. 1851-1862

[36] Wavelet Transform Use for Feature Extraction and EEG Signal Segments Classification [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://uprt.vscht.cz/prochazka/ps/08iscspa.pdf>

- [37] [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <http://cucis.ece.northwestern.edu/projects/dms/publications/anomalydetection.pdf>
- [38] A Wavelet Based Algorithm for The Identification of Oscillatory Event-Related Potential Components / Arun Kumar A., Ninan Sajeeth Philipa, Vincent J. Samarb, James A. Desjardinsc, Sidney J. Segalowitzc // Preprint Submitted to Journal of Neuroscience Methods July 9, 2014 P. 1-28
- [39] Detecting Clinically Relevant EEG Anomalies Using Discrete Wavelet Transforms / P. Jahankhani, K. Revett, V. Kodogiannis // 5th Wseas int. Conf. on Wavelet Analysis and Multirate Systems, Sofia, Bulgaria, October 27-29, 2005 P. 8-11
- [40] Anomaly Prediction in Non-Stationary Signals Using Neural Network Based Multi-Perspective Analysis / Abdullah Alshehri, Aaron Waibel, Soundararajan Ezekiel // Life Science Journal 2014; 11(6) P. 685-693.
- [41] Добеши, И.Р. Десять лекций по вейвлетам / И.Р. Добеши // Ижевск: ниц «регулярная и хаотическая динамика», 2001. – 464 с.
- [42] Короновский, А.А. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения / А. А. Короновский, А. Е. Храмов. // М.: Физматлит, 2003. — 176 с.
- [43] Павлов, А.Н. Вейвлет-анализ в нейродинамике / А.Н. Павлов, А.Е. Храмов, А.А. Короновский, Е.Ю. Ситникова, В.А. Макаров, А.А. Овчинников // Успехи физических наук, 2012 том 182, №9 С. 905-939
- [44] Курс: цифровая обработка речи и изображения [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: http://www.mediascan.by/index.files/112_dpsi.pdf
- [45] Menke, W. environmental data analysis with matlab / Menke J., Menke W. // Proc.: Elsevier, 2011. – 288с.
- [46] Системы регистрации, хранения и анализа ЭЭГ [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: http://atesmedica.ru/site05/ru_neurotravel.php
- [47] Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии). Руководство для врачей / Л.Р.Зенков. – 4-е изд. – М. : МЕДпрессинформ, 2011. – 368с.

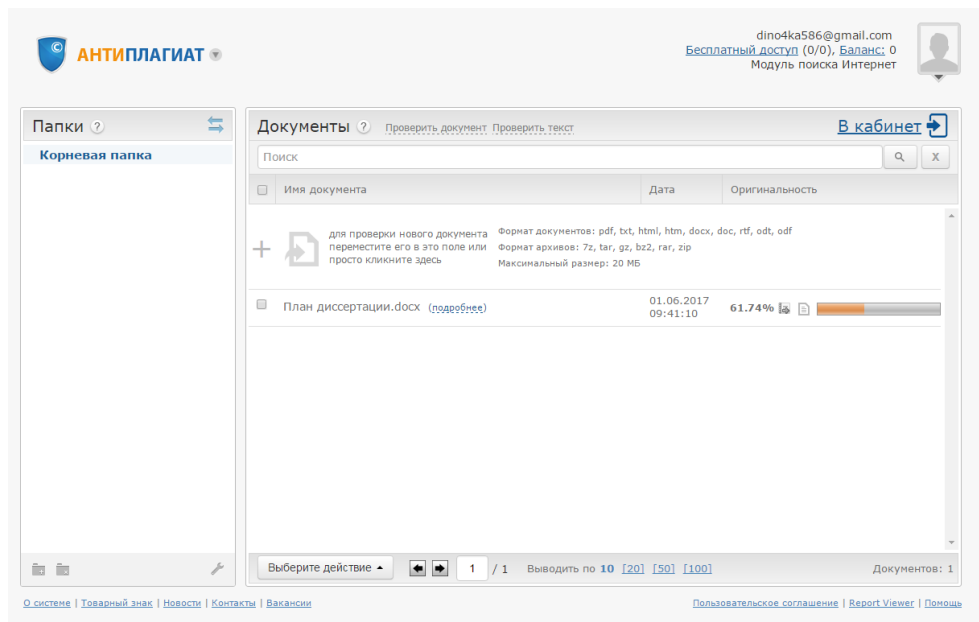
СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ СОИСКАТЕЛЯ

[1-А] Высоцкий, О.П. Интерактивная трехмерная визуализация патологической активности головного мозга / Т.С. Боброва, О.П. Высоцкий, Д.И. Змитрукевич, Г.И. Овсянкина, А.А. Борискевич, М.В. Давыдов // Доклады БГУИР №7(101) С. 163-167

[2-А] Методика поиска паттернов патологической активности в многоканальных сигналах ЭЭГ [Электронный ресурс]. – 2017 - Режим доступа: <https://libeldoc.bsuir.by/handle/123456789/12774>

ПРИЛОЖЕНИЕ А

скриншот проверки магистерской диссертации в системе «АНТИПЛАГИАТ»



ПРИЛОЖЕНИЕ Б

листинг интерфейса
программного комплекса

```
function interface
global data;
global header;
global S hASign hAWave hAKorr;
global popupOtved;
global btnStart editDelta;
global editT0 editT1 editWhith editFreqMax editFreqMin;
global waveNames editPorog;

waveNames = [ 'morl' ;wavenames('all')];
hF = figure('Name', 'Wavelet EEG Korrelation Matrix', 'NumberTitle', 'off',...
    'Units', 'characters');
set(hF,'Units','normalized', 'OuterPosition', [0 0.04 1 0.96]);
S.w = 'sym4';

popupOtved = uicontrol('Style', 'popup',...
    'Position', [20 100 100 50]);
editT0 = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [140 70 80 20] , ...
    'String' , '12');
    uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
        'Position' , [140 90 80 20] , ...
        'String' , 'Секунды от');
editT1 = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [140 30 80 20] , ...
    'String' , '18');
    uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
        'Position' , [140 50 80 20] , ...
        'String' , 'Секунды до');
editWhith = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [230 70 130 20] , ...
    'String' , '80');
    uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
        'Position' , [230 90 130 20] , ...
        'String' , 'Ширина треугольника');
```

```

editPorog = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [460 30 110 20] , ...
    'String' , '1000');
    uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
        'Position' , [460 50 110 20] , ...
        'String' , 'Порог различимости');

editFreqMax = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [290 30 30 20] , ...
    'String' , '120');
    uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
        'Position' , [230 50 80 20] , ...
        'String' , 'Масштабы вейвлета');

editDelta = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [260 30 30 20] , ...
    'String' , '0.5');

editFreqMin = uicontrol( 'Style' , 'edit' ,...
    'Position' , [230 30 30 20] , ...
    'String' , '0.5');


hASign = axes('Position', [0.05 0.74 0.93 0.20]);
hAWave = axes('Position', [0.05 0.47 0.93 0.20]);
hAKorr = axes('Position', [0.05 0.2 0.93 0.20]);

btnOpen = uicontrol( 'Style' , 'pushbutton' ,...
    'Position' , [20 70 80 30] , ...
    'String' , 'Открыть',...
    'Callback' , @BtnOpen );

end

function BtnOpen(src, evt)

```

```

global data waveNames;
global header;
global S;
global popupOtved;
[file_name, path] = uigetfile('*.edf', 'Файл edf');
[data,header]=readedf([path file_name]);
S.NameMan = file_name(1:end-4);
popupOtved = uicontrol('Style', 'popup',...
    'String', header.labels,...
    'Position', [360 30 100 20],...
    'Callback', @Otvedenie );
uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
    'Position' , [360 50 100 20] , ...
    'String' , 'Отведение');

```

```

popupWave = uicontrol('Style', 'popup',...
    'String', waveNames,...
    'Position', [360 70 100 20],...
    'Callback', @WaveletmMenu );
uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
    'Position' , [360 90 100 20] , ...
    'String' , 'Вейвлет');

```

```

end

```

```

function WaveletmMenu(src, evt)
global S waveNames;
S.w = waveNames{get(src,'Value')};

```

```

end

```

```

function Otvedenie(src, evt)
global S btnStart;

```

```

S.ChannelNum = get(src,'Value');
btnStart = uicontrol( 'Style' , 'pushbutton' ,...
    'Position' , [20 20 80 30] , ...
    'String' , 'Посчитать',...

```

```

        'Callback',@BtnClick);
end

function BtnClick(src, evt)
tic;
global S editT0 editT1 editWhith editFreqMax editFreqMin header data
editPorog;
global hASign hAWave hAKorr editDelta;
S.Fd = header.samplerate(S.ChannelNum);
S.name = header.labels{ S.ChannelNum};
S.a = str2num(get(editT0,'String'))*S.Fd+1;
S.b = str2num(get(editT1,'String'))*S.Fd;
S.y=-data{ 1,S.ChannelNum}(S.a:S.b);
S.NumSemp = length(S.y);
t = (0:S.NumSemp -1) ;
S.t = (t/S.Fd)+str2num(get(editT0,'String'));
Fr = centfrq(S.w);
axes(hASign); plot(S.t,S.y); %График сигнала
title([S.NameMan,' ',...Имя файла
        S.name,' ',...Название отведения
        num2str((S.a-1)/S.Fd),...Длина сигнала по времени
        '- ',num2str(S.b/S.Fd),' сек']);
axes(hAWave);

freqMax = str2double(get(editFreqMax,'String'));
freqMin = str2double(get(editFreqMin,'String'));
delta = str2double(get(editDelta,'String'));
RealFreqMax = num2str(scal2frq (freqMax,S.w, 1/S.Fd));
RealFreqMin = num2str(scal2frq (freqMin,S.w, 1/S.Fd));

Sc = cwt(S.y,freqMin:delta:freqMax,S.w,'plot');%Спектрограмма

title(['Вейвлет: ',S.w]);
R.Size = size(Sc,1);
tic;
Sc = Sc.*Sc;
n = size(Sc,2);

```



```

k = str2num(get(editWhith,'String'));
R.sig = zeros(1,n);
V = KorrTriangle(R.Size,k);

for i=1:n-k
    R.sig(i+round(k/2)) = sum(sum(V.*Sc(:,(1:k)+i)));
end

toc;
porog = str2num(get(editPorog,'String'));
axes(hAKorr); plot(S.t,R.sig,'b',S.t,(R.sig>porog)*porog,'r');% Корреляция
title(['Корреляция треугольником шириной ',num2str(k)])

t = toc;
uicontrol( 'Style' , 'text' ,...
    'Position' , [230 10 450 20] , ...
    'String' , ['Рассматриваемые частоты: ',RealFreqMin,' - ',...
    RealFreqMax,' Гц; Время расчёта:', num2str(t),' с']);

end

```

ПРИЛОЖЕНИЕ В

ЛИСТИНГ ВЫЧИСЛЕНИЯ
коррелограммы из
вейвлетограммы

```
function [data, header] = readEDF(filename)

% Author: Shapkin Andrey,
% 15-OCT-2012


% filename - File name
% data - Contains a signals in structure of cells
% header - Contains header


fid = fopen(filename,'r','ieee-le');


%%% HEADER LOAD
% PART1: (GENERAL)
hdr = char(fread(fid,256,'uchar'));
header.ver=str2num(hdr(1:8)); % 8 ascii : version of this data format (0)
header.patientID = char(hdr(9:88)); % 80 ascii : local patient identification
header.recordID = char(hdr(89:168)); % 80 ascii : local recording
identification
header.startdate=char(hdr(169:176)); % 8 ascii : startdate of recording
(dd.mm.yy)
header.starttime = char(hdr(177:184)); % 8 ascii : starttime of recording
(hh.mm.ss)
header.length = str2num (hdr(185:192)); % 8 ascii : number of bytes in header
record
reserved = hdr(193:236); % [EDF+C ] % 44 ascii : reserved
header.records = str2num (hdr(237:244)); % 8 ascii : number of data records (-
1 if unknown)
header.duration = str2num (hdr(245:252)); % 8 ascii : duration of a data record,
in seconds
header.channels = str2num (hdr(253:256));% 4 ascii : number of signals (ns) in
data record


%%%% PART2 (DEPENDS ON QUANTITY OF CHANNELS)
```

```

header.labels=cellstr(char(fread(fid,[16,header.channels],'char'))); % ns * 16
ascii : ns * label (e.g. EEG FpzCz or Body temp)
header.transducer =cellstr(char(fread(fid,[80,header.channels],'char'))); % ns *
80 ascii : ns * transducer type (e.g. AgAgCl electrode)
header.units = cellstr(char(fread(fid,[8,header.channels],'char'))); % ns * 8
ascii : ns * physical dimension (e.g. uV or degreeC)
header.physmin = str2num(char(fread(fid,[8,header.channels],'char'))); % ns *
8 ascii : ns * physical minimum (e.g. -500 or 34)
header.physmax = str2num(char(fread(fid,[8,header.channels],'char'))); % ns *
8 ascii : ns * physical maximum (e.g. 500 or 40)
header.digmin = str2num(char(fread(fid,[8,header.channels],'char'))); % ns * 8
ascii : ns * digital minimum (e.g. -2048)
header.digmax = str2num(char(fread(fid,[8,header.channels],'char'))); % ns * 8
ascii : ns * digital maximum (e.g. 2047)
header.prefilt =cellstr(char(fread(fid,[80,header.channels],'char'))); % ns * 80
ascii : ns * prefiltering (e.g. HP:0.1Hz LP:75Hz)
header.samplerate = str2num(char(fread(fid,[8,header.channels],'char'))); % ns
* 8 ascii : ns * nr of samples in each data record
reserved = char(fread(fid,[32,header.channels],'char')); % ns * 32 ascii : ns *
reserved

```

```

f1=find(cellfun('isempty', regexp(header.labels, 'EDF Annotations',
'once'))==0); % Channels number with the EDF Annotations
f2=find(cellfun('isempty', regexp(header.labels, 'Status', 'once'))==0); %
Channels number with the EDF Annotations
f=[f1(:); f2(:)];
%%%%%% PART 3: Loading of signals

```

%Structure of the data in format EDF:

```

%[block1 block2 .. , block N], where N=header.records
% Block structure:
% [(d seconds of 1 channel) (d seconds of 2 channel) ... (d seconds of Ch
channel)], Where Ch - quantity of channels, d - duration of the block
% Ch = header.channels
% d = header.duration

```

```

Ch_data = fread(fid,'int16'); % Loading of signals

fclose(fid); % close a file

%%%%% PART 4: Transformation of the data
if header.records<0, % If the quantity of blocks is not known
R=sum(header.duration*header.samplerate); % Length of one block
header.records=fix(length(Ch_data)./R); % Quantity of written down blocks
end

% Separating a read signal into blocks
Ch_data=reshape(Ch_data, [], header.records);

% establishing calibration parametres

sf = (header.physmax - header.physmin)./(header.digmax - header.digmin);
dc = header.physmax - sf.* header.digmax;

data=cell(1, header.channels);
Rs=cumsum([1; header.duration*header.samplerate]); % строка индексов
подблоков каналов Rs(k):Rs(k+1)-1

% separating of signals of everyone the channel from blocks
% and recording of signals in structure of cells

for k=1:header.channels

data{k}=reshape(Ch_data(Rs(k):Rs(k+1)-1, :), [], 1);
if sum(k==f)==0 % non Annotation
% Calibration of the data
data{k}=data{k}.*sf(k)+dc(k);
end
end

% PART 5: ANNOTATION READ

```

```

header.annotation.event={ };
header.annotation.starttime=[];
header.annotation.duration=[];
header.annotation.data={ };

if sum(f)>0

try

for p1=1:length(f)
Annt=char(typecast(int16(data{f(p1)}), 'uint8'))';

% separate of annotation on blocks
Annt=buffer(Annt, header.samplerate(f(p1)).*2, 0)';
ANsize=size(Annt);
    for p2=1:ANsize(1)
        % search TALs starttime
        Annt1=Annt(p2, :);
        Tstart=regexp(Annt1, '+');
        Tstart=[Tstart(2:end) ANsize(2)];

        for p3=1:length(Tstart)-1
            A=Annt1(Tstart(p3):Tstart(p3+1)-1); % TALs block
            header.annotation.data={header.annotation.data{:} A};

            % duration and starttime TALs
            Tds=find(A==20 | A==21);
            if length(Tds)>2
                td=str2num(A(Tds(1)+1:Tds(2)-1));
                if isempty(td), td=0; end
                header.annotation.duration=[header.annotation.duration(:); td];
                header.annotation.starttime=[header.annotation.starttime(:);
str2num(A(2:Tds(1)-1))];
                header.annotation.event={header.annotation.event{:}
A(Tds(2)+1:Tds(end)-1)};
            else
                header.annotation.duration=[header.annotation.duration(:); 0];
                header.annotation.starttime=[header.annotation.starttime(:);
str2num(A(2:Tds(1)-1))];

```

```

        header.annotation.event={header.annotation.event{:}
A(Tds(1)+1:Tds(end)-1)};
    end
end
end
end

% delete annotation
a=find(cell2mat(cellfun(@length, header.annotation.event, 'UniformOutput',
false))==0);
header.annotation.event(a)=[];
header.annotation.starttime(a)=[];
header.annotation.duration(a)=[];

end

end

header.samplerate(f)=[];
header.channels=header.channels-length(f);
header.labels(f)=[];
header.transducer(f)=[];
header.units(f)=[];
header.physmin(f)=[];
header.physmax(f)=[];
header.digmin(f)=[];
header.digmax(f)=[];
header.prefilt(f)=[];
data(f)=[];

```

ПРИЛОЖЕНИЕ Г

листинг программы

```
function out = KorrTriangle(Size,k)

out = zeros(Size,k);
for i = 1:Size
    for j = round(k*(1-i/Size)/2+0.5):k*(1+i/Size)/2
        out(i,j) = Size - i+1;
    end
end
out = out/sum(sum(out));
end
```