План диссертации

Радел1. Обзор аппаратных и программных средств для записи и анализа ЭЭГ сигналов

* 1. Анализ формы сигналов нормальной и патологической активности в ЭЭГ
  2. Принципы работы аппаратно-программных комплексов для проведения ЭЭГ
  3. Обзор существующих программных методов анализа ЭЭГ

Выводы.

Раздел 2. Методика проведения эксперимента

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

2.2. Разработка методики поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах

Выводы.

Раздел 3. Исследование паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах.

3.1 исследование патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность».

3.2 исследование разряда «эпи активность»

3.3 исследование разряда «пароксизмальный эпи активности»

3.4. Исследование разряда комплексов «полипик»

Выводы

Разработанной

Раздел 4. Алгоритм программного комплекса поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах

4.1. Алгоритм формирования сигнала

4.2. Алгоритм поиска параметров паттернов патологической активности в ЭЭГ.

4.3. Алгоритм автоматического поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ.

Выводы.

Заключение

Литература.

Радел1. Обзор аппаратных и программных средств для записи и анализа ЭЭГ сигналов

* 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. 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. 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.

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.

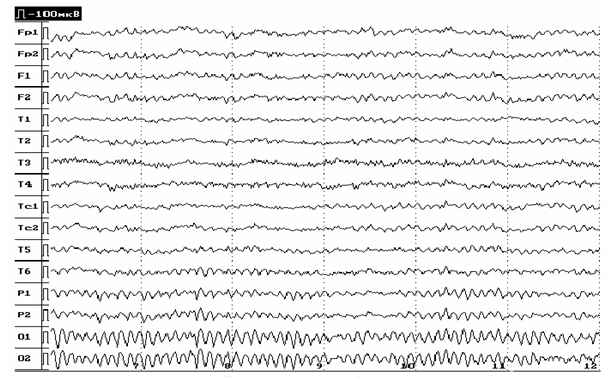


Рисунок пример

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.

1.1.2 основные параметры электроэнцефалографического сигнала

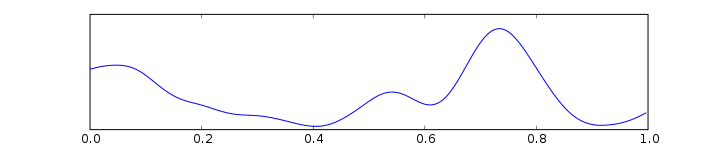
Характер ЭЭГ определяется функциональным состоянием нервной ткани, а также протекающими в ней обменными процессами. Нарушение кровоснабжения приводит к подавлению биоэлектрической активности коры больших полушарий. Электрическая активность мозга может быть зафиксирована не только в период бодрствования,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

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.

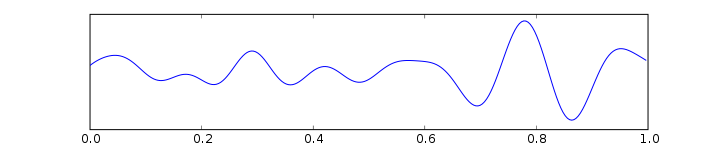
Наиболее часто для анализа используются четыре основных ритма.

• 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](http://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%A1%D0%BE%D0%BD), так и при наркотическом, а также при [коме](http://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9A%D0%BE%D0%BC%D0%B0_(%D0%BC%D0%B5%D0%B4%D0%B8%D1%86%D0%B8%D0%BD%D0%B0)).



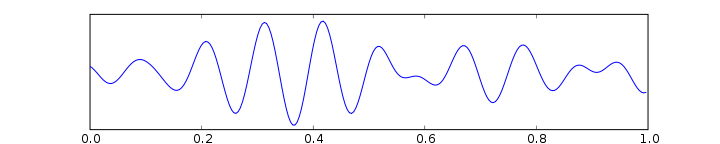
Рисунок

• 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).



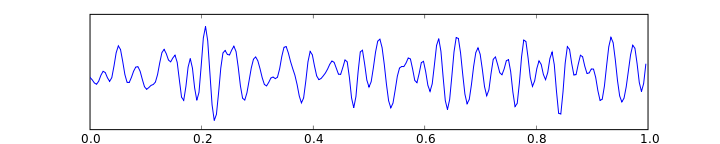
Рисунок

• Альфа-ритм. Частота 8-13 Гц, амплитуда до 100мкВ. 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

• Бета-ритм. Частота 14-35 Гц, амплитуда в норме не более 15 мкВ. 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

Существуют еще так называемые Мю-ритм и Гамма-ритм. Мю-pитм частота 8-13 Гц, амплитуда до 50 мкВ. 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.

У здорового человека могут различаться ЭЭГ в зависимости от физиологического состояния (сон и бодрствование, восприятие зрительных или слуховых сигналов, разнообразные эмоции и т. п.). 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.

.

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.

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. 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 - острие) 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 в соменейрона 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 (рис. 1).

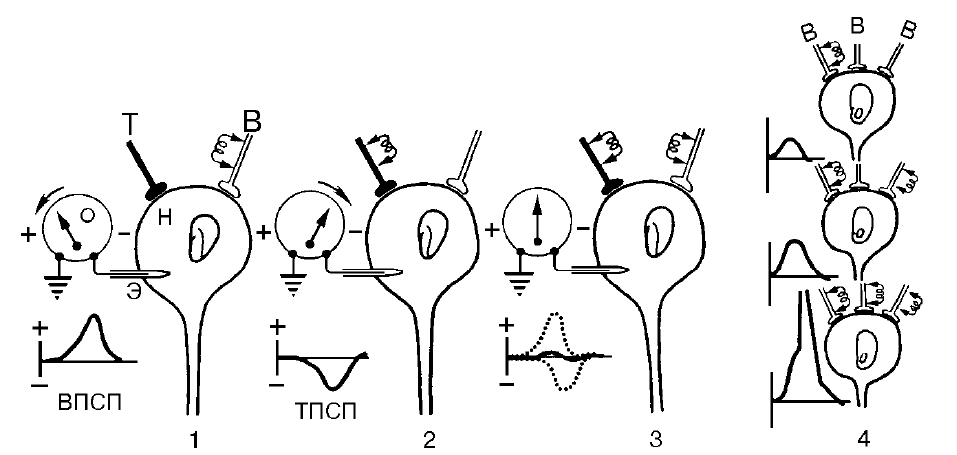


Рисунок изменение мембраны потенциала нейрона при возбуждающем и тормозном синаптическом воздействии

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 обусловливает вероятность генерации спайка данным нейроном (рис. 2).

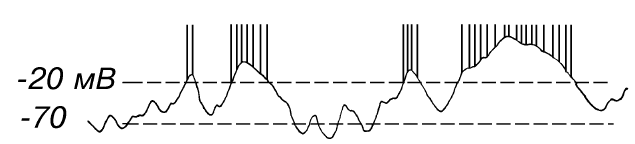


Рисунок Соотношения между колебаниями уровня соматодендритных ПСП с генерацией нейроном спайков. — 70 мВ — потенциал покоя мембраны.

— 20 мВ — уровень критической деполяризации, ниже которого возникает генерация нейроном потенциала действия — спайка. Видно соответствие периодов генерации спайков периодам избыточной деполяризации мембраны нейрона, вызванной возбудительной 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.

1.1.4 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.

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;
* Α-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 патологическими 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, образовывая 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.

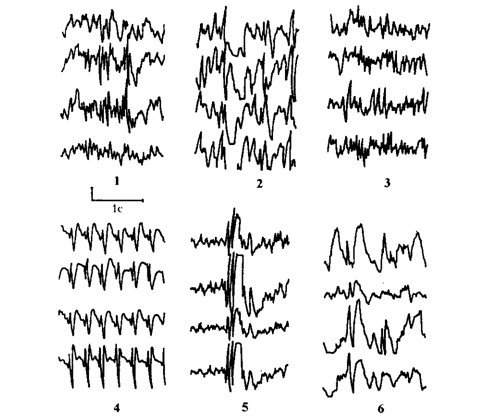


Рисунок Основные типы эпилептической активности:

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. 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.

В зависимости от того, в каком виде регистрируется и представляется для анализа электроэнцефалографисту 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:

1) контактные накладные неприклеивающися электроды, которые прилегают к голове при помощи тяжей шлема-сетки;

2) игольчатые электроды;

3) приклеивающиеся электроды;

4) базальные электроды;

5) пиальные электроды;

6) многоэлектродные иглы.

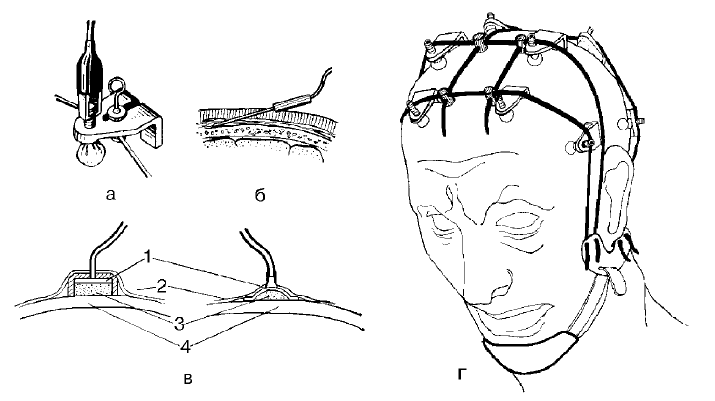


Рисунок Типы электродов и способы их крепления на голове.

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.

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.

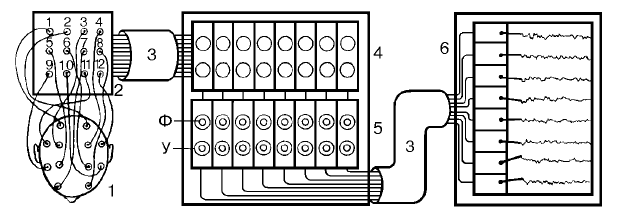
При регистрации ЭЭГ для контроля наркоза и состояния центральной нервной системы во время хирургических операций допустимо отведение потенциалов с помощью игольчатых электродов, вкалываемых в покровы головы.

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. Для этого серебряный электрод подсоединяют к положительному полюсу батареи напряжением 1,5 В и погружают в 1% раствор хлорида натрия. К отрицательному полюсу батареи подсоединяют серебряную пластину, опущенную в тот же раствор. Вследствие прохождения тока через электролит на электроде, являющемся анодом, будет откладываться слой хлорида серебра (AgCl). Признаком достаточного покрытия служит равномерное потемнение поверхности электрода, происходящее от действия света на хлорид серебра. Для того чтобы покрытие из хлорида серебра не нарушалось, электродная паста или раствор, которым смачивают электроды, не должны содержать более 5% хлорида натрия.

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 электро-энцефалографа 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.

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



РисунокБлок\_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 (Ф) и грубой или плавной регулировки усиления (У); 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 (Рис.2). 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.

Электрокардиограмма - запись биопотенциалов сердца. Эти потенциалы достаточно легко распознаются из-за их характерной формы и периодического появления в ритме сердечных сокращений (Рис.3). Возникают они вследствие несинфазной наводки ЭКГ сигнала на измерительный и референтный электроды.

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 (Рис.4).

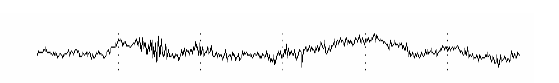


Рисунок Артефакт в виде электромиограммы

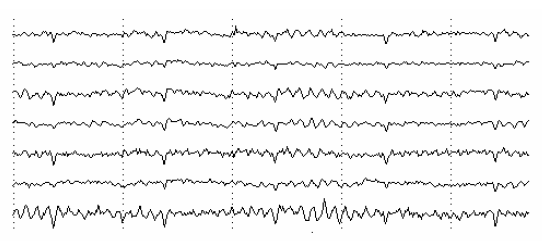


Рисунок ЭКГ сигнал, наложенный на ЭЭГ

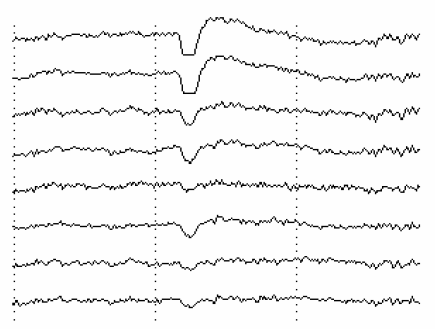


Рисунок. Окулограмма

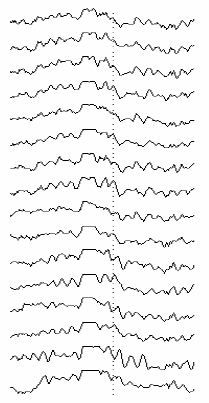


Рисунок Глотательные артефакты

Запись ЭОГ: активные электроды располагаются выше или ниже глаза и справа или слева от него. Референтный электрод может находиться на мочке уха. При движении глаз в сагиттальной плоскости (вниз - вверх) изменения вектора электрической оси глаз регистрируются рабочими электродами, расположенными в этой же плоскости (выше или ниже глаз), а при движении глаз в горизонтальной плоскости потенциалы ЭОГ выявляются с помощью горизонтально расположенных электродов (справа или слева от глаз).

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

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. Наличие артефактов в записи способно сильно исказить амплитудно-частотные характеристики ЭЭГ при применении автоматизированных методов расчета показателей.

Обычная амплитуда ЭЭГ - 50-70 мкВ. Иногда она может доходить 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 ритм - дельта – 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.

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. 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.

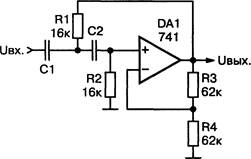
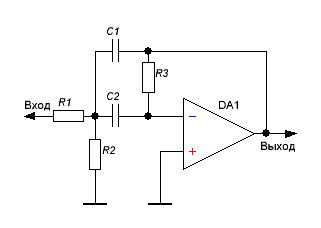
 

Рисунок фильтр высоких частот, полосовой фильтр

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 4 – 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 4). Фильтрация сигналов при достаточном быстродействии 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). 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 строиться дискретный сигнал (разбивает сигнал на цифровые отсчеты). После дискретизации производится квантование и кодирование - это и является основной операцией при аналого-цифровом преобразовании.

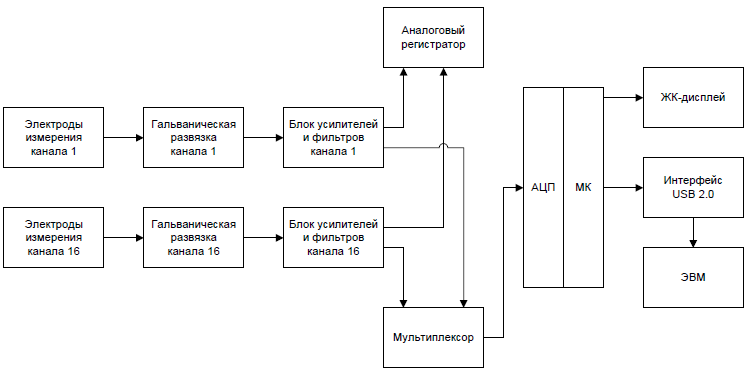


Рисунок Функциональная схема анализатора

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. 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. 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.

1.2.4.1 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.

При изучении детерминированных процессов применяется гармонический анализ: ряды Фурье – для периодических, интеграл Фурье – для апериодических процессов. Функция **  называется преобразованием Фурье или спектральной плотностью сигнала *f* (*t*) :

 (5.1)

где  частот соответствующей составляющей сигнала.

Обратное преобразование Фурье переводит спектр ** в исходный сигнал *f* (*t*):

 (5.2)

Преобразование Фурье периодической функции *f* (*t*) на интервале [0,*T*], описывающей форму сигнала, использует в качестве базисных функций синус и косинус, представленные комплексной экспонентой :

 (5.3)

где . Коэффициенты  имеют вид:



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 ** и корреляционной функцией **  с помощью преобразований Фурье:

 (5.5)

 (5.6)

Функцию частоты *F* (ω) 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 (5.6) при  находим:

 (5.7)

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

 (5.8)

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

Так как преобразование Фурье возможно только для абсолютно интегрируемой функции, то формулы (5.5) – (5.6) справедливы, если:

 (5.9)

где *М* 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* (ω) стационарного случайного процесса – непрерывная функция частоты ω.

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

1.2.4.2 Когерентный анализ

Когерентность электрических сигналов мозга является количественным показателем синхронности вовлечения различных корковых зон при их функциональном взаимодействии, обеспечивающем интегративную деятельность мозговых структур. 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 колебании от 0 до 45 Гц) – до 8190.

1.2.4.3 Корреляционный анализ сигналов

При статистической обработке случайных сигналов используется корреляционные функций. Аргументом корреляционной функции является интервал между двумя случайными величинами. Нахождении автокорреляционной функции -расчет временной автокорреляционной функции  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  наблюдается в течение интервала времени от 0 до *T* в виде реализации напряжения или тока **. Приближенная (оценочная) корреляционная функции имеет следующий вид:

 (4.1)

при .

Следует заметить, что время усреднения равно , а не *T* , потому что указанная реализация (выборочная функция) охватывает только часть наблюдаемых данных, включающих как , так и .

Выполнять интегрирование в выражении (4.1) сложно, поскольку математическое выражение для  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  случайного сигнала  соответствует моментам времени  и если их значения  равны  то дискретное представление формулы (4.1) будет иметь вид:

 (4.2)

при  и .

Даже если значение *N* весьма велико операцию (4.2) несложно выполнить с помощью компьютера. Важной безразмерной характеристикой случайного сигнала является коэффициент корреляции:

 (4.3)

где  дисперсия случайного сигнала .Этот коэффициент является показателем того, насколько сохраняется форма случайного сигнала . 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:

 (4.4)

при  и .

Безразмерный коэффициент взаимной корреляции можно оценить по формуле:

 (4.5)

где  – стандартное отклонение заданных случайных величин.

1.2.4.4 Обработка сигналов на основе вейвлет-преобразований

Применение вейвлет-преобразований позволяет дополнить характеристики сигналов, получаемые обычными статистическими методами (в частности спектральными), а также расширить подходы к оценке скейлинговых параметров. Практика использования рядов Фурье показала, что базисные функции – синус и косинус – не всегда оптимально применять для представлений функций и сигналов с локальными особенностями, например, разрывами, скачками, резкими перепадами. Бесконечное число членов в ряде Фурье недопустимо в практических расчетах, а их ограничение может приводить к большим погрешностям. Вейвлеты и вейвлет-преобразования позволяют освободиться от указанных недостатков.

Вейвлеты представляют собой солитоноподобные функции, способные к сдвигу по оси (*t* или *x*) и масштабированию (сжатию или растяжению). По локализации во временной и частотной областях вейвлеты занимают промежуточное положение между синусоидальной функцией и функцией Дирака. Вейвлет-преобразование одномерного сигнала состоит в его разложении по базису, сконструированному из обладающей определенными свойствами функции (вейвлета) с помощью 86 масштабных изменений и переносов. Каждая из функций этого базиса характеризует как определенную пространственную (временную) частоту, так и ее локализацию в физическом пространстве (времени):

 (7.1)

где ** – коэффициенты разложения, несущие информацию о сигнале, ** – базисные функции. Вейвлеты характеризуются своими временными и частотными образами. Временной образ определяется некоторой  – функцией, а частотный задается ее фурье-образом , который задает огибающую спектра вейвлета. В основе непрерывного вейвлет-преобразования лежит использование двух непрерывных и интегрируемых по всей числовой оси *t* или *x* функций:

-  с нулевым значением интеграла  , определяющая детали сигнала и порождающая детализирующие коэффициенты;

-  – масштабирующая (или скейлинг-функция) с единичным значением интеграла , определяющая грубое приближение (аппроксимацию) сигнала и порождающая коэффициенты аппроксимации. Функции  присущи только ортогональным вейвлетам. Функция  создается на основе той или иной базисной функции  , которая, как и , определяет тип вейвлета:  (7.2)

где *b* – величина смещения по оси времени (координаты), *a* – коэффициент масштабирования: 

Вейвлеты классифицируются по виду и особенностям базисной функции , а также по имени ученого, впервые предложившего тот или иной вейвлет. Прямое непрерывное вейвлет-преобразование сигнала *s*(*t*), ограниченного в области *R*, задается путем вычисления вейвлет-коэффициентов:

 (7.6)

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  с линиями уровня или с цветовым выделением участков, соответствующих разной высоте. Вейвлетограмма содержит полную информацию о сигнале.

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.

Вейвлет-преобразование сигнала  состоит в разложении сигнала по некоторому базису. В качестве базисной выбирается "солитоноподобная", хорошо локализованная во временной и частотной областях функция , обладающая рядом характерных признаков; базис формируется с помощью перехода к другому масштабу функции  и её сдвигов вдоль временной оси. Использование локализованных функций позволяет проводить анализ процессов, характеристики которых меняются во времени, и обеспечивает двумерную развёртку сигнала , 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  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  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:

 (2.1)

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

 (2.2)

где  – масштабирующий коэффициент

 – параметр сдвига.

Вейвлет-преобразование осуществляется по формуле:

 (2.3)

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  с линиями уровня или с цветовым выделением участков, соответствующих разной высоте. Вейвлетограмма содержит полную информацию о сигнале

1.2.4.5 Фрактальный и мультифрактальный анализ сигналов

Фракталами называются геометрические объекты: линии, поверхности, пространственные тела, имеющие сильно изрезанную форму и обладающие свойством самоподобия. 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:

 (6.1)

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 (6.1) можно переписать также в виде:

 (6.2)

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 .

**6.2. Фрактальный анализ сигналов**

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:

 (6.3)

где параметр *H* ( 0 < *H* <1) характеризует степень изрезанности исследуемого сигнала и называется параметром Херста,  – стандартное отклонение. Формула (6.3) допускает обобщение на структурные функции порядка *q* (*q* – положительное число):

 (6.4)

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

*D* = 2-*H* . (6.5)

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 (6.5). Отметим, что при характеристике фрактальности сигнала помимо значения *H* необходимо указывать область скейлинга – интервал, в пределах которого график структурной функции хорошо аппроксимируется прямой.

**6.3. Мультифрактальный анализ сигналов**

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

 (6.8)

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

 (6.9)

являющиеся обобщением (6.4) на мультифрактальные сигналы. Величина **  называется скейлинговой экспонентой. Если сигнал подчиняется модели ОБД, то ** связана с параметром Херста *H* соотношением:

**  (6.10)

В случае произвольных сигналов ** находят из угла наклона графиков зависимостей ** от *m* , построенных в двойных логарифмических координатах для различных значений *q* .

По известной зависимости ** определяют обобщенные фрактальные размерности  (размерности Реньи) и спектр сингулярностей (функция мультифрактального спектра) ** , где  – локальный параметр Херста. Величины  и называют информационной и корреляционной размерностью соответственно. Их можно определить по формулам:

 и  (6.11)

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

Выводы

Раздел 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 осуществляться 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.

вейвлет Морле

Для удобства анализа паталогической активности был разработан программный комплекс, 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 представлен интерфейс разработанного программного комплекса.

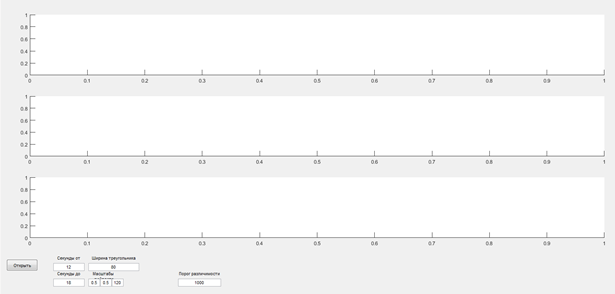


Рисунок интерфейс программного комплекса для поиска паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах

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

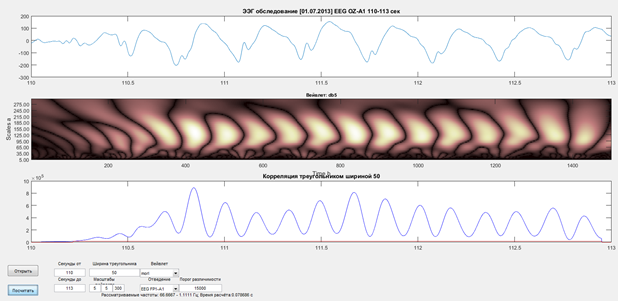


Рисунок вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Морле

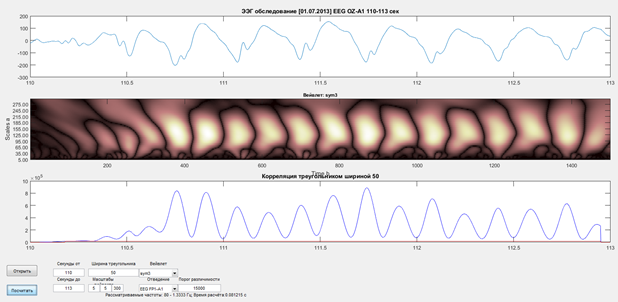


Рисунок вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Симплет-3

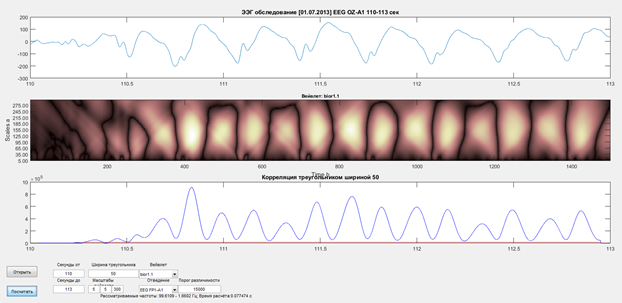


Рисунок вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Биоортогональный-1

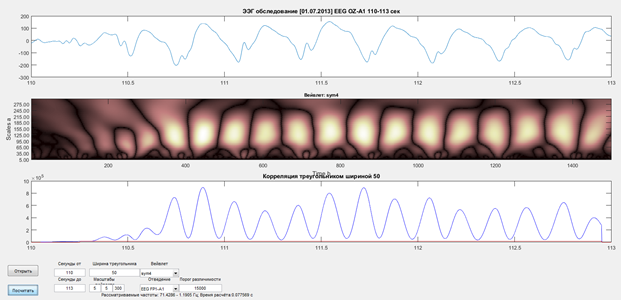


Рисунок вейвлетограмма патологической эпилептиформной активности построенная по вейвлет-базису Симплет-4

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

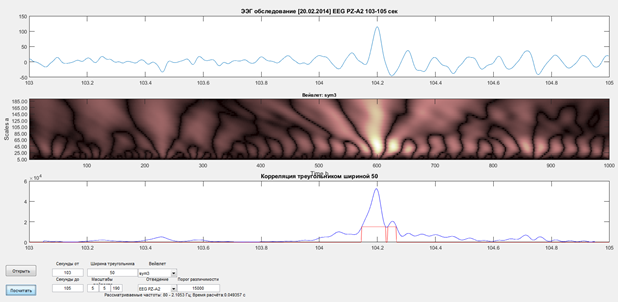


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Симплет-3

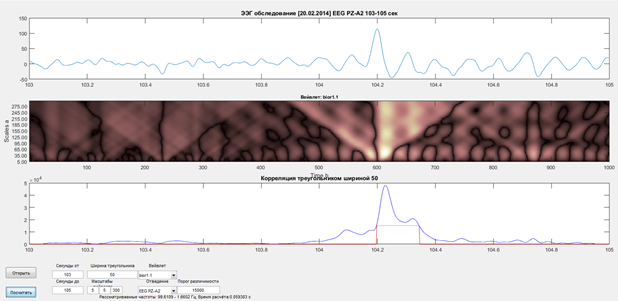


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Биоортагональный-1

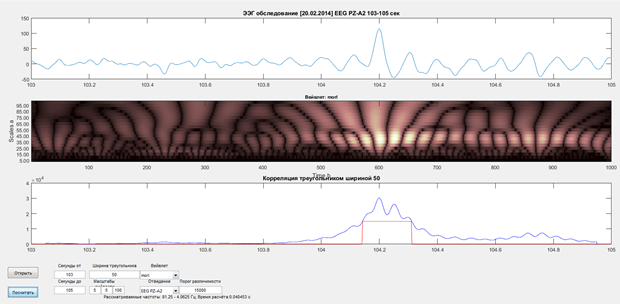


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Морле

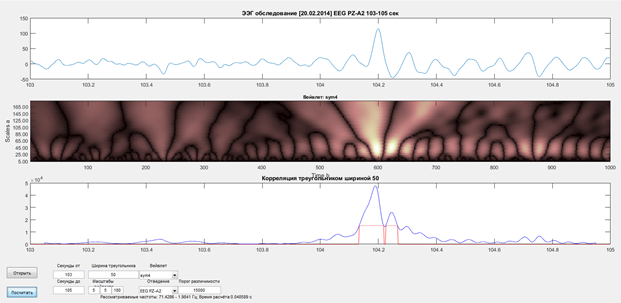


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «острая волна» построенная по вейвлет-базису Симплет-4

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

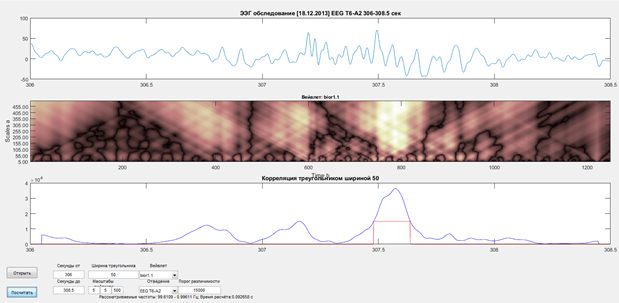


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Биоортагональный-1

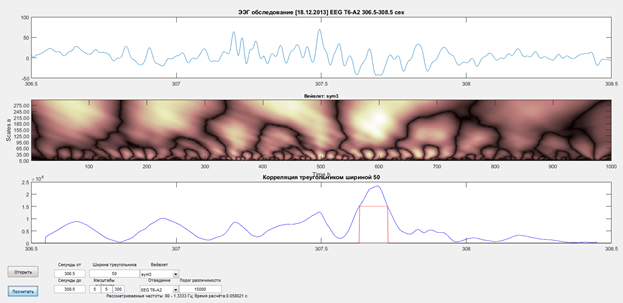


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Симплет-3

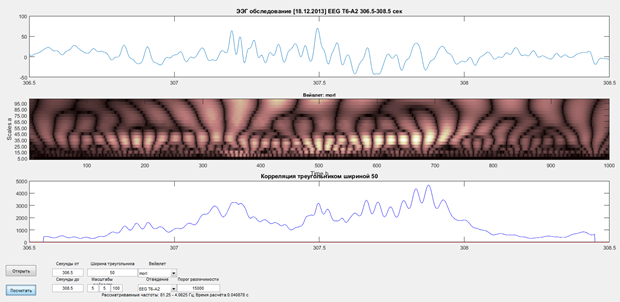


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Морле

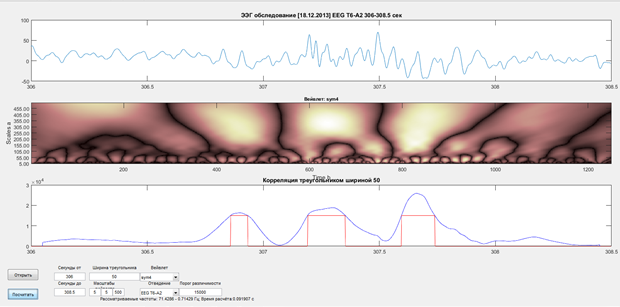


Рисунок вейвлетограмма паттерна патологической активности вида «спайки» построенная по вейвлет-базису Симплет-4

В таблице 2.1 представлены параметры вейвлет представления паттернов «острая волна», «спайк», с частотой 3Гц «эпи активность», разряды «эпи активности», «пароксизмальной эпи активности» и комплексов «полипик» при использовании вейвлет-базисов Морле, Симплет-3, Симплет-4, Биоортагональный-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, c |
| «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, Биоортагональный-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 с пороговым значением. При нулевом значении пороговой функции в сигналах ЭЭГ нет паттерна 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 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:

 (3.1)

 (3.1)

 (3.1)

 (3.1)

где  – образ паттерна патологической активности;

 – число масштабов вейвлетограммы;

 – ширина корреляционного треугольника;

 – индекс текущего значения масштаба;

 – индекс текущего значения времени;

 – поправочный коэффициент для нормализации корреляционной функции.

1. Вычисление коррелограммы из вейвлетограммы. Вычисление производятся по формуле:

 (3.1)

где  – образ паттерна патологической активности;

 – число масштабов вейвлетограммы;

 – ширина окна расчёта;

 – значение шага по масштабам;

 – нижняя область масштаба.

 – верхняя область масштаба.

 – вейвлетограмма.

1. Сравнение коррелограммы с пороговым значением *Kпор. Kпор* выбирается таким образом, чтобы при *K(t*) больше *Kпор* в ЭЭГ присутствует патологическая активность, а при *K(t)* меньше *Kпор* – сигнал без патологической активности.

 (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.

Выводы.

Раздел 3. Исследование паттернов патологической активности в ЭЭГ сигналах.

3.1 исследование патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность».

По разработанной в разделе 3 методике поиска паттернов патологической активности в сигналах ЭЭГ исследуем патологическую активности 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 разделе 3 программном комплексе вейвлетограммы.

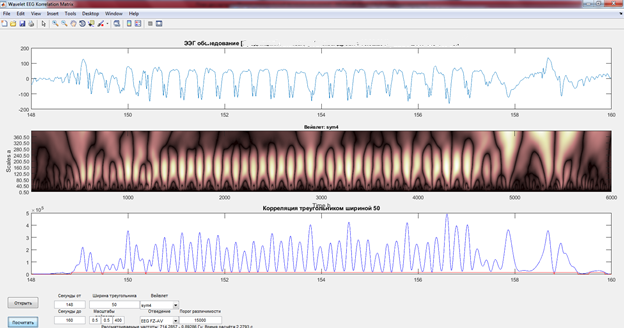


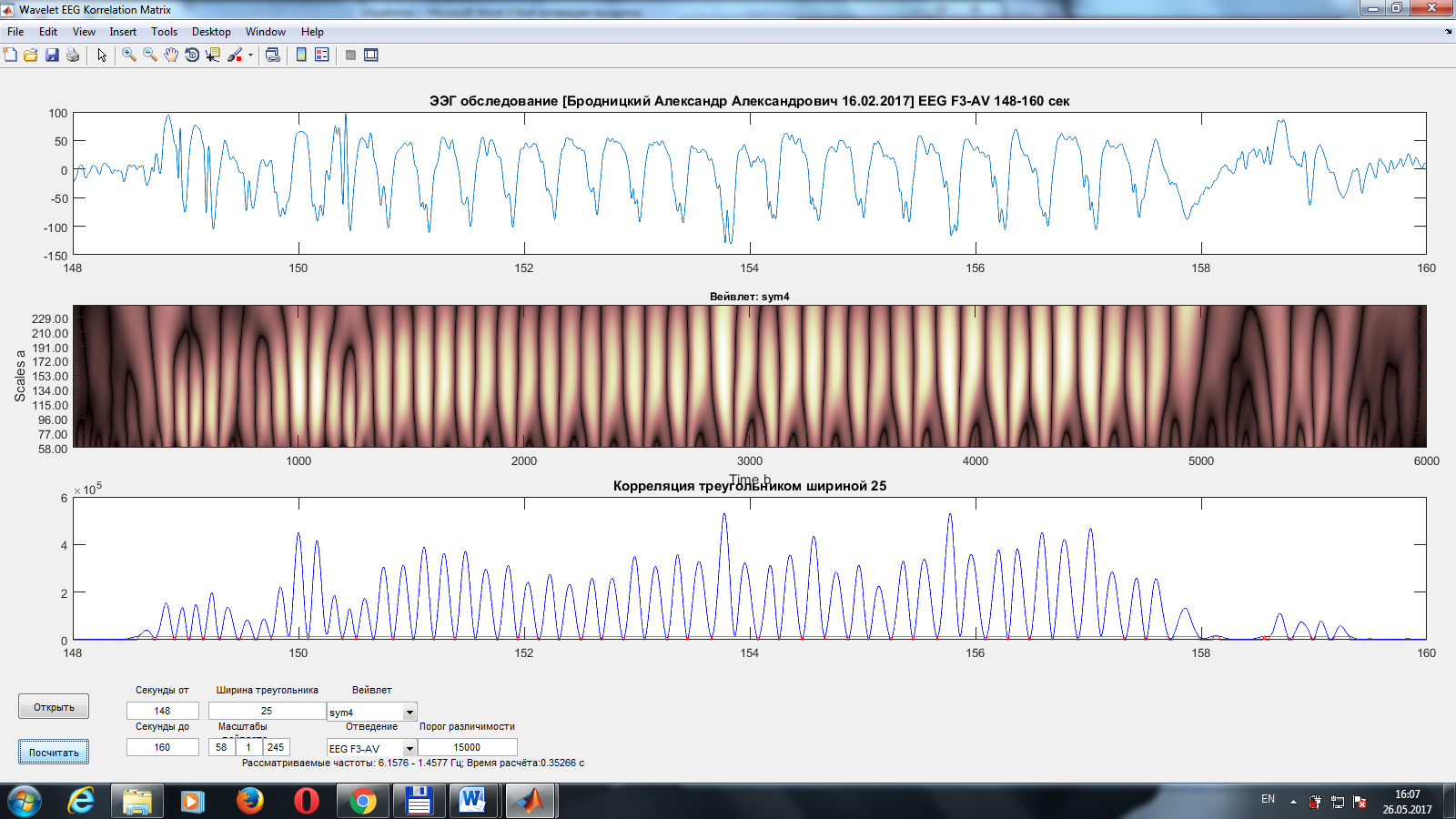
Рисунок вейвлетограмма патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

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

Таблица 2.1 - Параметры вейвлет представления патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

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

Построенный образа паттерна патологической активности по детектированным параметрам из вейвлетограммы



3.2 исследование разряда «эпи активность»

По разработанной в разделе 3 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 разделе 3 программном комплексе вейвлетограммы.

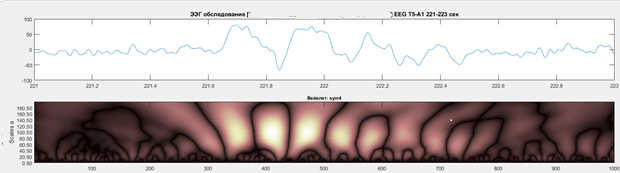
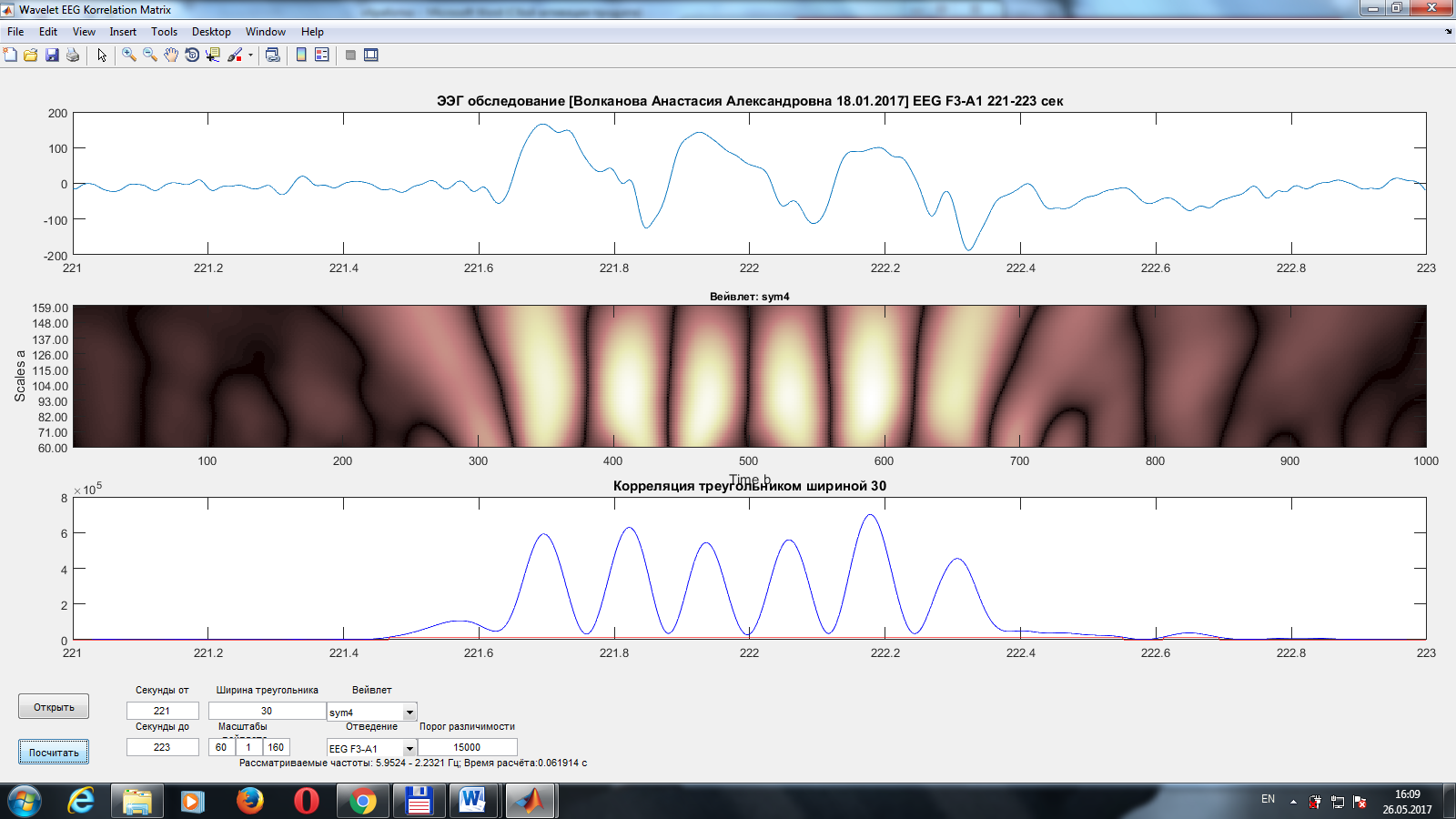


Рисунок вейвлетограмма патологической активности с частотой 3Гц «эпи активность»

Таблица 2.1 - Параметры вейвлет разряда «эпи активность»

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



3.3 исследование разряда «пароксизмальный эпи активности»

По разработанной в разделе 3 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 разделе 3 программном комплексе вейвлетограммы.

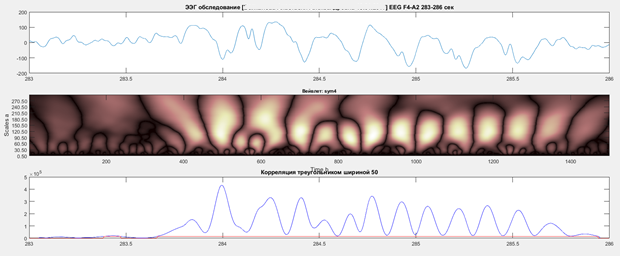
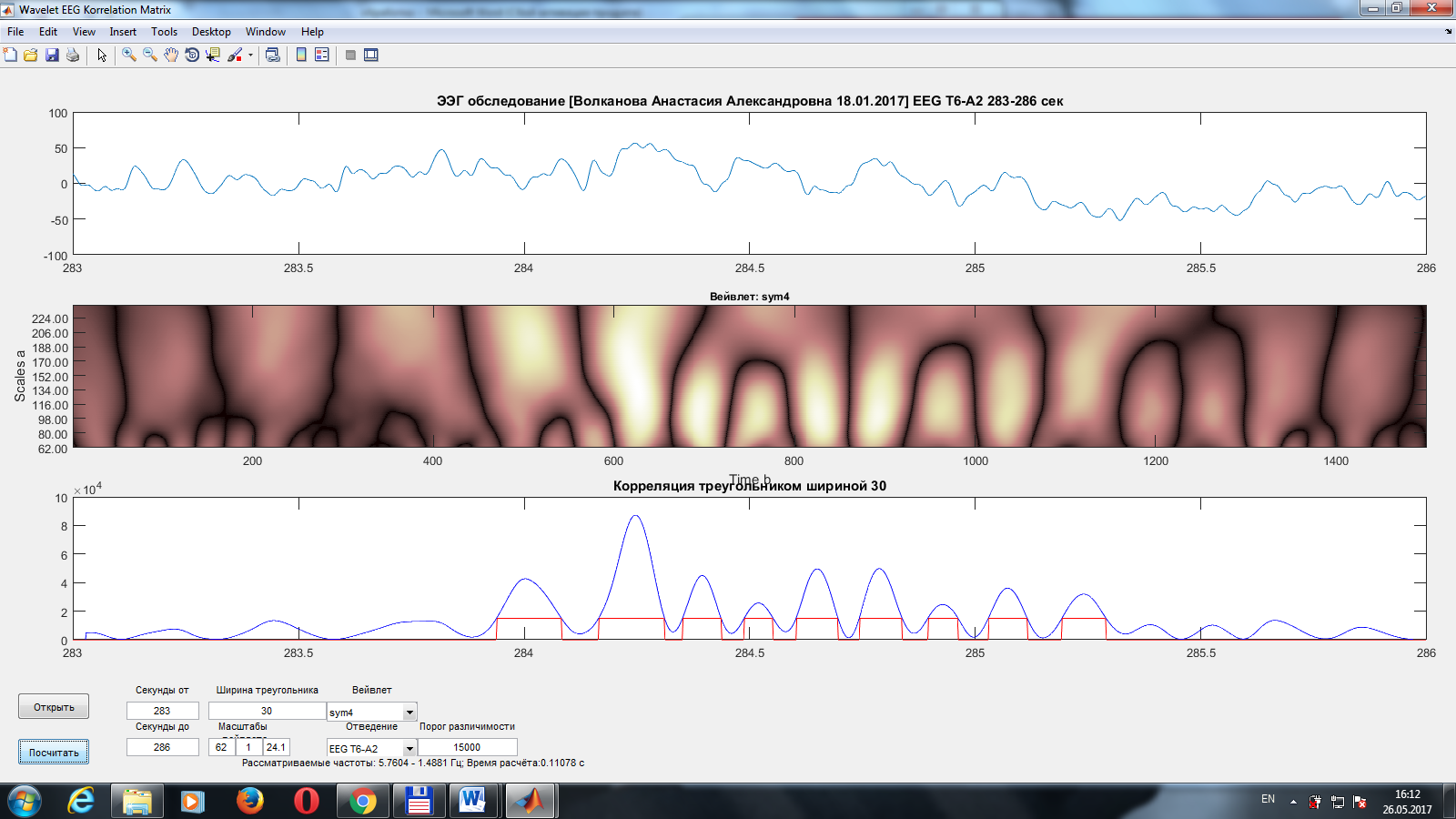


Рисунок вейвлетограмма разряда «пароксизмальный эпи активности»

Таблица 2.1 - Параметры вейвлет разряда «пароксизмальный эпи активности»

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



3.4. Исследование разряда комплексов «полипик»

По разработанной в разделе 3 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 3 программном комплексе вейвлетограммы.

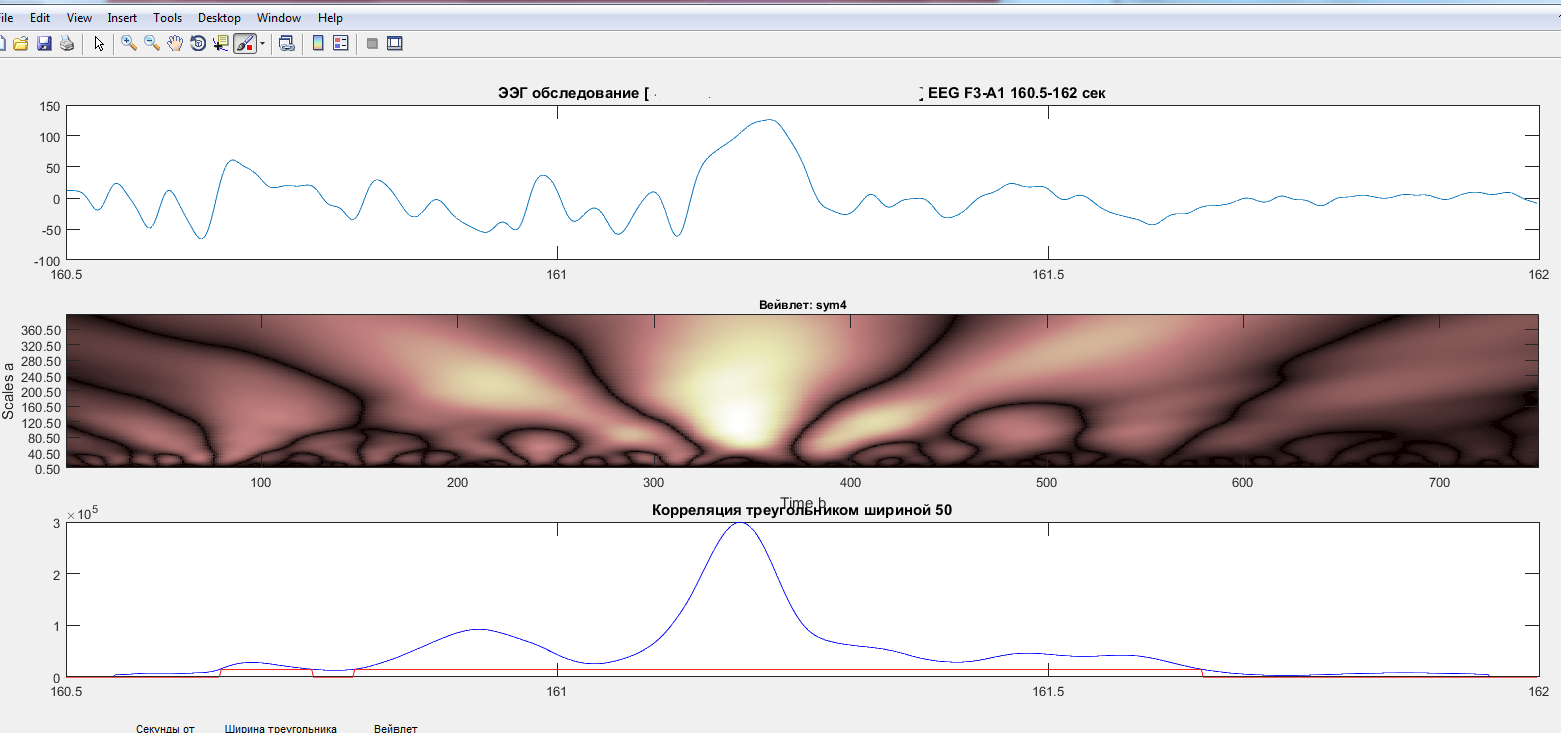
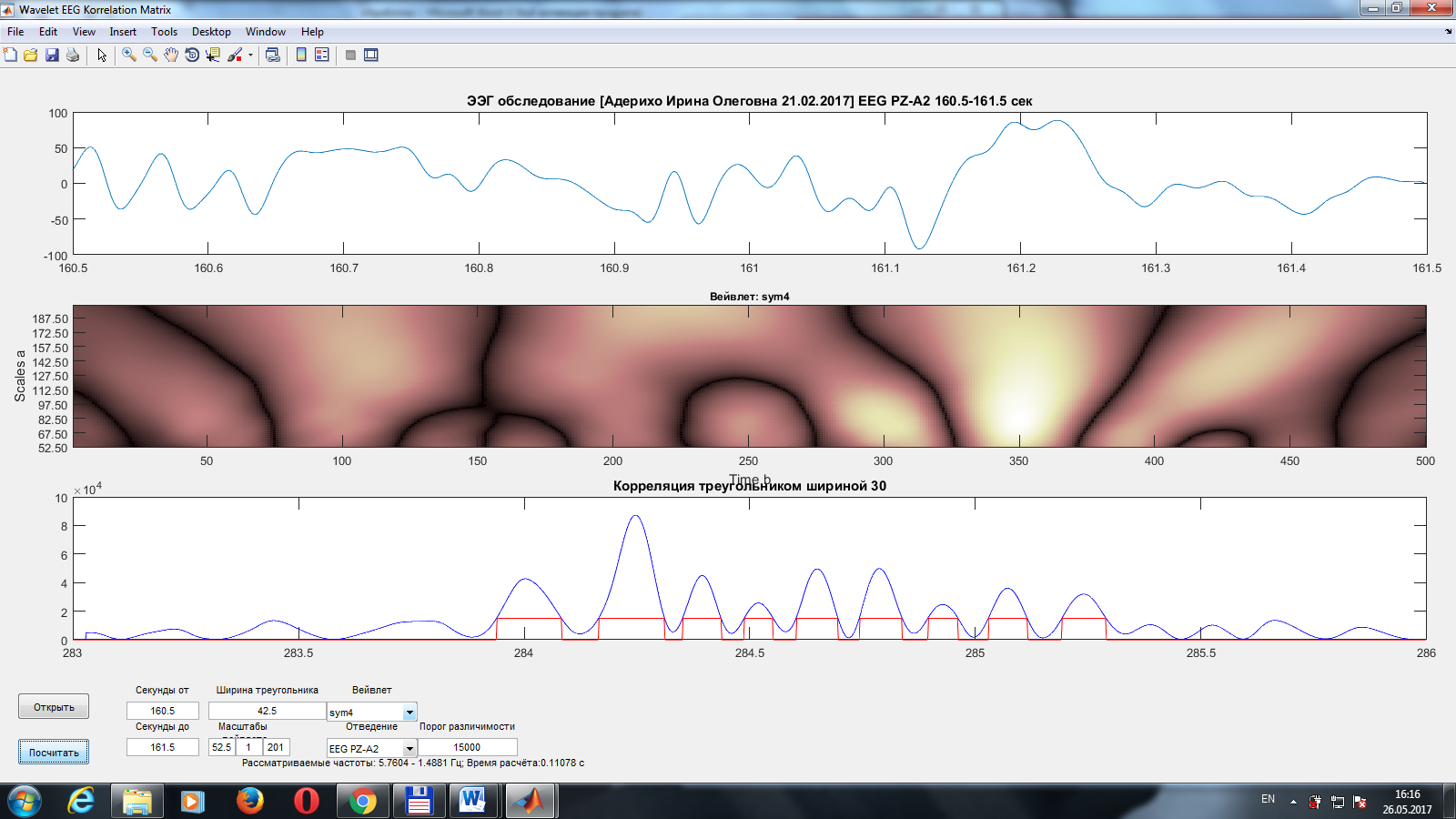


Рисунок вейвлетограмма разряда комплексов «полипик»

Таблица 2.1 - Параметры вейвлет разряда комплексов «полипик»

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
| Паттерн | Параметр | Нижняя область масштаба a | Верхняя область масштаба b | Ширина паттерна, c |
| разряд комплексов «полипик» | Среднее значение | 52,5 | 201 | 0,085 |



Выводы

К основным методам анализа ЭЭГ относятся статистические и визуальный методы. Визуальный анализ ЭЭГ производиться электрофизиологом непосредственно по данным электроэнцефалограмме, выявляя особенности активности головного мозга, которые отличают их от других. При этом электрофизиолог опирается на общепринятые нормы, и рассматривает отклонения отдельных элементов от этих норм. Применяя такой метод анализа, результат будет в большей мере зависеть от квалификации и опыта врача, так как каждый врач может интерпретировать показатели по своему, несмотря на существующие нормы. Большое распространение стали получать статистические методы, так как наиболее точный анализ ЭЭГ возможен только при условии того, что будут учитываться частота и амплитуда сигналов. Однако статистические методы применяются только, когда измеряемые параметры не меняются, т.е. стационарные параметры. Но для анализа ЭЭГ они также применяются благодаря тому, что доказана стационарность ЭЭГ на протяжении нескольких секунд. Для наиболее грамотного анализа используют принцип преобразования Фурье, который заключается в том, что сумма синусоидальных волн с разной амплитудой и частотой математически равна волне любой сложной формы. Для того чтобы выявить, какие составляющие преобладают (периодические или случайные) используют в дополнении автокорреляционную функцию.

Список литературы

1. <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/6112>
2. <http://www.neuroplus.ru/diagnostika/elektroencefalografiya.html>
3. <https://diagnostic-md.ru/%D0%B0%D0%BD%D0%B0%D0%BB%D0%B8%D0%B7-%D1%8D%D1%8D%D0%B3>
4. <http://ilab.xmedtest.net/?q=node/4710>
5. <http://www.medsecret.net/nevrologiya/instr-diagnostika/483-jelektrojencefalografija>
6. <http://www.mks.ru/library/books/eeg/kniga01/maneeg-gl2.html>
7. <http://nevro-enc.ru/dop-metody-issledovanija/jelektrofiziologicheskie/jelektrojencefalografija.html>
8. <http://www.tiensmed.ru/news/post_new9067.html>
9. <http://ilive.com.ua/health/elektroencefalografiya_105674i15989.html>
10. <http://cnsinfo.ru/encyclopaedia/diagnostics/eeg/>
11. <http://www.nazdor.ru/topics/improvement/devices/current/462707/>
12. <http://earchive.tpu.ru/bitstream/11683/29271/1/TPU188090.pdf>
13. <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>
14. <http://works.doklad.ru/view/0oA0LZwLAzw/all.html>
15. Мащенко Т. Г. Снятие и обработка биоэлектрических сигналов головного мозга / Т. Г. Мащенко, Т. А. Тоноян // Вісник НТУ «ХПІ». 2014. №15 (1058) С. 108-113.
16. <http://dsp-book.narod.ru/DSP.htm>
17. <http://prapor-kot.narod.ru/Lect10.htm>
18. <http://protein.bio.msu.ru/~akula/anEEG/AnEEG.htm>
19. <http://www.mks.ru/library/conf/biomedpribor/2000/sec01_13.html>
20. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга: учебное пособие / А.А. Федотов, С.А. Акулов // Москва: Радио и связь, 2013. – 250 с.
21. 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.
22. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Р.М. Рангайян / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко. // Москва: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440с.
23. Математические основы обработки сигналов: учебное пособие. / О.С. Вадутов // Томский политехнический университет. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2011. ‑ 212c.
24. Системы широкополосной радиосвязи: учебное пособие для студентов вузов / м.и. Мазурков. – о.:наука и техника, 2009. – 334с.
25. <http://techlibrary.ru/b/2z1a1w1a1r1p1c_2j.2t.,_2h1o1e1r1f1f1o1l1p_2h.2z._2u1f1t1p1e2c_1n1a1t1f1n1a1t1j1y1f1s1l1p1k_1p1b1r1a1b1p1t1l1j_2e1m1f1l1t1r1p2e1o1x1f1v1a1m1p1d1r1a1n1n._2000.pdf>
26. [http://docplayer.ru/42769346-obzor-ispolzovaniya-kogerentnogo-analiza-eeg-v-psihiatrii.html](http://docplayer.ru/42769346-Obzor-ispolzovaniya-kogerentnogo-analiza-eeg-v-psihiatrii.html)
27. Гусев, е.и. Неврология. Национальное руководство / е.и. Гусев // москва: практика. – 1999.
28. Гнездицкий в.в. Обратная задача ээг и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга) / в.в. Гнездицкий // м.: медпресс-информ, 2004. – 624 с.
29. 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.
30. Https://link.springer.com/article/10.1007%2fs11517-007-0289-4
31. Classification of eeg signals using the wavelet transform / neep hazarika jean zhu chen ah chung tsoi alex sergejew // [digital signal processing proceedings, 1997. Dsp 97., 1997 13th international conference on](http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?punumber=4961) p. 89-92
32. Parametric analysis of oscillatory activity as measured with eeg/meg / stefan j. Kiebel, catherine tallon-baudry, karl j. Friston // human brain mapping 26:170 –177(2005) p. 170-177
33. 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
34. [http://uprt.vscht.cz/prochazka/ps/08isccspa.pdf](http://uprt.vscht.cz/prochazka/ps/08ISCCSPa.pdf)
35. [http://cucis.ece.northwestern.edu/projects/dms/publications/anomalydetection.pdf](http://cucis.ece.northwestern.edu/projects/DMS/publications/AnomalyDetection.pdf)
36. 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
37. 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
38. 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.
39. Добеши, и.р. Десять лекций по вейвлетам / и. Добеши // ижевск: ниц «регулярная и хаотическая динамика», 2001. – 464 с.
40. Короновский, а.а. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения / а. А. Короновский, а. Е. Храмов. // м.: физматлит, 2003. — 176 с.
41. 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
42. <http://www.mediascan.by/index.files/l12_dpsi.pdf>
43. Menke w., environmental data analysis with matlab / menke j., menke w.,// proc.: elsevier, 2011. – 288 с.
44. Высоцкий О.П., Интерактивная трехмерная визуализация патологической активности головного мозга / Т.С. Боброва, Д.И. Змитрукевич, Г.И. Овсянкина, А.А. Борискевич, М.В. Давыдов // Доклады БГУИР №7(101) С. 163-167
45. <https://libeldoc.bsuir.by/handle/123456789/12774>
46. <http://atesmedica.ru/site05/ru_neurotravel.php>