Министерство образования и науки Украины

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Кафедра БМЕ

**КУРСОВАЯ РАБОТА**

**ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА**

**по дисциплине Автоматизация обработки и анализа биомедицинской информации**

**на тему: Обработка электроэнцефалограмм в частотной области**

Студент гр.

Руководитель

2009

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Кафедра Биомедицинских электронных устройств и систем

Дисциплина Автоматизация обработки и анализа биомедицинской информации

Специальность Биотехнические и медицинские аппараты и системы

**ЗАДАНИЕ**

**НА КУРСОВОЙ ПРОЕКТ (РАБОТУ)**

**студента гр.**

1. Тема проекта (работы) Обработка электроэнцефалограмм в частотной области
2. Срок подачи студентом завершенной работы\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_
3. Исходные данные к работе: файлы оцифрованной электрэнцефалограммы: eeg\_Fp1.txt, eeg\_Fp2.txt, eeg\_T4.txt, eeg\_C3.txt, eeg\_P4.txt.
4. Содержание пояснительной записки: Метод электроэнцефалографии, метод анализа ЭЭГ в частотной области, алгоритм анализа электроэнцефалограмм в частотной области, программа анализа ЭЭГ, результаты анализа.
5. Перечень графического материала: алгоритм анализа ЭЭГ в частотной области, результаты анализа ЭЭГ.
6. Дата выдачи задания: 19 февраля 2009 г.

**КАЛЕНДАРНЫЙ ПЛАН**

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Номер | Название этапов курсового проектирования | Срок выполнения этапов проекта | Примечание |
| 1 | Анализ задания | 19.02.09 – 26.02.09 |  |
| 2 | Ознакомление с литературой | 26.02.09 – 6.03.09 |  |
| 3 | Выбор метода анализа сигнала | 6.03.09 – 13.03.09 |  |
| 4 | Разработка алгоритма | 13.03.09 – 27.03.09 |  |
| 5 | Разработка программного обеспечения | 27.03.09 – 16.04.09 |  |
| 6 | Анализ результатов | 16.04.09 – 27.04.09 |  |
| 7 | Оформление пояснительной записки | 27.04.09 – 24.05.09 |  |
| 8 | Сдача работы на проверку руководителю | 17.06.09 |  |
| 9 | Доработка с учетом замечаний | 17.06.09 – 20.06.09 |  |
| 10 | Защита работы | 20.06.09 |  |

**РЕФЕРАТ**

Пояснительная записка содержит: 28 листов, 12 рисунков, 1 таблица, источников.

Цель курсовой работы: научиться выполнять анализ медико-биологических сигналов с помощью ЭВМ и получение диагностического вывода о норме или патологии заданного сигнала [1].

Объектом исследования являются реальные оцифрованные электроэнцефалограммы здоровых людей.

Заданием курсовой работы является анализ электроэнцефалограмм в частотной области, что включает в себя построение наглядной электроэнцефалограммы с оцифрованных образцов, построение α-ритмов, АЧХ электроэнцефалограмм, периодограмм и спектрограмм α-ритмов.

В ходе выполнения курсовой работы был построен алгоритм обработки данных электроэнцефалограмм во временной области, который позволил создать программу в среде МatLab, осуществляющую анализ ЭЭГ. Данная программа является актуальной с точки зрения автоматизации обработки и анализа биомедицинской информации. Недостатком программы является невозможность осуществления точного 100 %-ного анализа, так как программа жестко привязана к общепринятым нормам спектральной плотности мощности ритмов, в то время как некоторое варьирование этих данных может быть нормой для конкретного человека, а программой может восприниматься как патология.

электроЭНЦЕФАЛограмма, СИГНАЛ, МОЗГ, РИТМЫ, ЧАСТОТНЫЙ анализ

**СОДЕРЖАНИЕ**

ВВЕДЕНИЕ

1 Метод электроэнцефалографии

1.1 Отведения и регистрация ЭЭГ

1.2 Электроэнцефалограмма. Ритмы

2 Метод анализа ЭЭГ в частотной области

3 Алгоритм анализа электроэнцефалограмм в частотной области

4 Программа анализа ЭЭГ

ВЫВОДЫ

ПЕРЕЧЕНЬ ССЫЛОК

Приложение А

Приложение Б

Приложение В

**ПЕРЕЧЕНЬ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ**

АЧХ – амплитудно-частотная характеристика

ЭВМ – электронно-вычислительная машина

ЦНС – центральная нервная система

ЭЭГ – электроэнцефалограмма

МПА – межполушарная асимметрия

АКФ – автокорреляционная функция

МП – мембранные потенциалы

БПФ – быстрое преобразование Фурье

**ВВЕДЕНИЕ**

ЭЭГ - метод регистрации электрической активности (биопотенциалов) головного мозга через неповрежденные покровы головы, позволяющий судить о его физиологической зрелости, функциональном состоянии, наличии очаговых поражений, общемозговых расстройств и их характере.

Метод ЭЭГ перспективен и показателен, что позволяет рассматривать его в области диагностики психических расстройств. Применение математических методов анализа ЭЭГ и внедрение их в практику позволяет автоматизировать и упростить работу врачей. ЭЭГ является составной частью объективных критериев течения исследуемой болезни в общей системе оценок, разработанных для персонального компьютера.

При обработке и вычислении параметров ЭЭГ в компьютерном энцефалографическом комплексе, необходимо разработать модуль анализа основных характеристик электроэнцефалограммы человека на базе алгоритма. Для этого следует изучить ритмы, стандарты описания и обозначения ЭЭГ.

**1 МЕТОД ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИИ**

Использование электроэнцефалограммы для изучения функций мозга и целей диагностики основано на знаниях, накопленных при наблюдениях за пациентами с различными поражениями мозга, а также на результатах экспериментальных исследованиях на животных. Весь опыт развития электроэнцефалографии, начиная с первых исследований Ханса Бергера в 1933 г., свидетельствует о том, что определенным электроэнцефалографическим феноменам или паттернам соответствуют определенные состояния мозга и его отдельных систем. Суммарная биоэлектрическая активность, регистрируемая с поверхности головы, характеризует состояние коры головного мозга как в целом, так и ее отдельных областей, а также функциональное состояние глубинных структур разного уровня.

Общие представления о происхождении ЭЭГ. В основе колебаний потенциалов, регистрируемых с поверхности головы в виде ЭЭГ, лежат изменения внутриклеточных мембранных потенциалов (МП) корковых пирамидных нейронов. При изменении внутриклеточного МП нейрона во внеклеточном пространстве, где расположены глиальные клетки, возникает разность потенциалов — фокальный потенциал. Потенциалы, возникающие во внеклеточном пространстве в популяции нейронов, представляют собой сумму таких отдельных фокальных потенциалов. Суммарные фокальные потенциалы могут быть зарегистрированы с помощью электропроводных датчиков от разных структур мозга, от поверхности коры или с поверхности черепа. Напряжение токов головного мозга составляет порядка 10–5 Вольта. ЭЭГ представляет собой запись суммарной электрической активности клеток полушарий мозга.

* 1. **Отведения и регистрация ЭЭГ**

Отведения биопотенциалов производятся двумя способами: монополярным и биполярным. Монополярный способ отведения производится измерением разности потенциалов, отводимых от одной активной точки – от электрода на поверхности скальпа в соответствующей зоне мозга и другой точки, условно принятой за «индифферентную» (референтный электрод). «Индифферентной» точке чаще принимают мочку уха на которую закрепляется электрод. Реже в качестве индифферентного электрода используют суммарный электрод – обобщенное отведение от всех электродов на скальпе.

При биполярном способе оба электрода, разность потенциалов которых измеряется, локализованы на активной поверхности головы. При исследовании ЭЭГ у больных целесообразно использовать сочетания обоих методов отведения – монополярный и несколько биполярных: отведение от последовательной цепи электродов по парасагиттальной линии (О1 – Р3; Р3 –С3; С3 – F3; F3 –Fp1 и соответствующая цепочка электродов на правом полушарии) последовательной цепи электродов, расположенных по латеральной или нижней линии (O1– Т5; T5 – T3; T3 – F7; F7 – Fp1 и соответствующей цепи справа) в поперечном направлении (O1 – T5, P5 – T5, C3 – T3, F3 – F7, Fp1 – F7 и соответствующих электродов правого полушария), и отведения с саггитальным электродом (каждый из электродов отонсительно сагиттальных). Эту схему отведений можно упростить, избрав наиболее необходимые комбинации в каждом отдельном случае. Когда схема наложения электродов упрощена до 8 точек на скальпе, соответственно меньше отведений можно произвести, однако следует также производить комбинацию монополярных и биполярных отведений, что особенно важно для локализации очага поражения (очага контузии, гематомы) [2].

**1.2 Электроэнцефалограмма. Ритмы**

Характер ЭЭГ определяется функциональным состоянием нервной ткани, а также протекающими в ней обменными процессами. Нарушение кровоснабжения приводит к подавлению биоэлектрической активности коры больших полушарий. Важной особенностью ЭЭГ является ее спонтанный характер и автономность. 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). В электроэнцефалографии различают четыре основных диапазона: альфа-, бета-, гамма- и тета - волны (рисунок 1.1).

- дельта-волны 0.5-3 колебания в сек



- тета-волны 4-7 колебания в сек



- альфа-волны 8- 13 колебаний в сек



- бета-волны 14-30 колебаний в сек



Рисунок 1.1 – Волновые процессы ЭЭГ

Существование характерных ритмических процессов определяется спонтанной электрической активностью мозга, которая обусловлена суммарной активностью отдельных нейронов. Ритмы электроэнцефалограммы отличаются друг от друга по длительности, амплитуде и форме. Основные компоненты ЭЭГ здорового человека приведены в таблице 1.1. Разбиение на группы является более или менее произвольным, оно не соответствует каким-либо физиологическим категориям.

Таблица 1.1 - Основные компоненты электроэнцефалограммы

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Выравнивание в ячейке | Частот, Гц | Состояние человека, соответствующее данному ритму |
| α | 8-13 | Покой (глаза закрыты) |
| β | 14-30 | Интенсивная умственная или физическая работа |
| δ | 1-4 | Глубокий сон |
| ϑ | 4-8 | Поверхностный сон |

Альфа-ритм электроэнцефалограммы представляет собой ритмические колебания электрического потенциала с частотой в пределах 8-13 Гц и средней амплитудой 30-70 мкВ. Для временной зависимости соответствующих колебаний характерна амплитудная модуляция. Альфа-ритм выражен, преимущественно, в задних отделах мозга, при закрытых глазах, в состоянии относительного покоя, при максимально возможном расслаблении мышц. Он блокируется при световом раздражении, усилении внимания и умственных нагрузках. При проведении детального анализа структуры ЭЭГ иногда различают быстрые и медленные варианты альфа - ритма. Четко выраженные колебания на соответствующей частоте проявляются в теменно-затылочной области в возрасте 4-5 лет. В 13-15 лет формируется устойчивый альфа-ритм, выраженный во всех областях.

Бета-ритм – ритм ЭЭГ в диапазоне от 14 до 30 Гц с амплитудой 5-30 мкВ, присущий состоянию активного бодрствования. Сильнее всего он выражен в лобных областях, но при различных видах интенсивной деятельности резко усиливается и распространяется на другие области мозга. Амплитуда бета-ритма возрастает в ситуации внимания, при умственном напряжении или эмоциональном возбуждении.

Дельта-активность – компонента ЭЭГ, представляющая собой колебания электрического потенциала с частотой от 1 до 4 Гц с различными периодами, распределенными в случайном порядке. Дельта-ритм у здоровых людей обычно регистрируется во время глубокого сна. Низкоамплитудные (20–30 мкВ) колебания в этом диапазоне могут быть идентифицированы в сигнале ЭЭГ в состоянии покоя при некоторых формах стресса и длительной умственной работе.

Тета-ритм – ритм ЭЭГ на частоте 4-8 Гц с амплитудой 10-100 мкВ. Он проявляется во время неглубокого сна. Наиболее ярко соответствующая динамика выражена у детей. Эмоциональное напряжение и интенсивная умственная работа приводят к увеличению спектральной плотности мощности тета-волн и увеличению пространственной синхронизации между ними.

Мю-pитм. Частота 8-13 Гц, амплитуда до 50 мкВ. как видно мю-ритм, называемый также wicket (англ.), - аркообразный ритм, имеет параметры, совпадающие с параметрами нормального а-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 в-ритма. Aктивируется мю-ритм во время умственной нагрузки и психического напряжения. Аналогично в-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» (Pfurtscheller G., 1986).

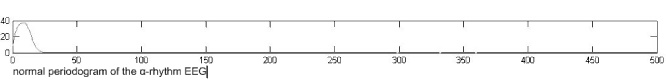


Рисунок 1.1 – Периодограмма альфа-ритма

В программе исследуется альфа-ритм и так должна выглядеть нормальная периодограмма здорового человека

**2 МЕТОД АНАЛИЗА ЭЭГ В ЧАСТОТНОЙ ОБЛАСТИ**

Согласно теории обработки сигналов к спектрально-корреляционным методам относятся разложение сигнала в ряд Фурье, построение спектра мощности, спектральной плотности мощности, автокорреляционной и кросскорреляционной (взаимно корреляционной) функции и т.д. Электроэнцефалография - метод исследования головного мозга, основанный на регистрации его электрических потенциалов.

Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) - сигнал, получаемый при регистрации электрической активности головного мозга.

Перед тем, как приступить к описанию методов, с помощью которых автоматизируется анализ ЭЭГ, необходимо сделать одно допущение. Все нижеперечисленные методы, согласно теории обработки сигналов, могут быть применимы для стационарных случайных процессов. Очевидно, что ЭЭГ таковым процессом не является. Обычно в таких случаях при анализе выбирают участки, которые условно можно считать стационарными или, иначе, квазистационарными, и длина которых достаточно велика для получения статистически разумных результатов.

Другой особенностью, выявленной при проведении экспериментов с некоторым достаточно большим количеством ЭЭГ, является то, что в данном случае оценка процесса является скорее качественной, чем количественной. По крайней мере, для электроэнцефалографии нет каких-либо нормативных таблиц основных параметров сигнала, как это имеет место в электромиографии или кардиографии, и каждая ЭЭГ может характеризоваться своей определенной совокупностью параметров. 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. Также стоит отметить, что широко используемые методы обработки ЭЭГ, в общем-то, не учитывают ее биологический генез, а рассматривают ее как некий колебательный процесс и, как следствие, получаемые таким образом результаты не всегда удовлетворяют пользователя. И тот факт, что ЭЭГ представляет собой интегральную оценку электрофизиологической деятельности миллиардов элементарных источников, к тому же отфильтрованной естественными костно-тканевыми распределенными фильтрами, позволяет сказать, что использование рядов Фурье, корреляционного анализа для обработки ЭЭГ можно рассматривать только как более удобное в некоторых случаях изображение той же ЭЭГ и не более.

Некоторые специалисты считают, что достаточно визуального просмотра ЭЭГ, тем не менее, большую популярность начинают завоевывать методы математической обработки и представления сигналов. Так как в электроэнцефалографии основными параметрами являются частота и амплитуда, то необходимо иметь методы оценки сигнала с помощью амплитудно-частотных характеристик. Наибольшее распространение получили методы вычисления спектра мощности сигнала и построение топокартограмм головного мозга с помощью цветового представления амплитуды. Для этого обычно используют преобразования Фурье или, адаптированное для спектрального анализа ЭЭГ, преобразование Berg. Рассмотрим основные алгоритмы определения спектра сигнала.

Первый и наиболее часто используемый способ – использование алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ). В настоящее время существует множество программных пакетов, созданных специально для реализации алгоритмов БПФ. Но, как показывает практика, использование классического БПФ не всегда удовлетворяет пользователя. Во-первых, несмотря на разнообразие способов ускорения этого алгоритма (оптимизация по периоду анализа, перевод некоторых функций на язык ассемблера), работает он достаточно медленно. Во-вторых, преобразование Фурье обладает некоторыми особенностями, которые отчасти затрудняют согласование получаемых с его помощью данных с данными визуального анализа. Суть их заключается в том, что на ЭЭГ медленные колебания имеют большую амплитуду и длительность, чем высокочастотные. В связи с этим в спектре, построенном по классическому алгоритму Фурье, наблюдается диспропорциональное преобладание низких частот. Для обхождения этого разработано преобразование BERG, специально адаптированное к детектированию быстрых изменений в спектре ЭЭГ и выравнивающее его в зависимости от частоты.

Процедура вычисления преобразования BERG основывается на тех же принципах, что и преобразование Фурье, однако с тем отличием, что для каждой полосы спектра в исследуемой ЭЭГ эпоха анализа выбирается обратно пропорционально частоте и составляет T=16/f (c). Так, соответственно частота 2 Гц вычисляется за 8 с, 4 Гц - за 4 с, 6 Гц - за 2,6 с и т.д. Это преобразование дает результаты более соответствующие субъективным оценкам визуального анализа ЭЭГ при большей точности и надежности информации, и особенно пригодно для детектирования быстро меняющихся колебаний на ЭЭГ, что обеспечивается подчеркиванием более быстрых частот в спектре.

Оба эти алгоритма хороши в том случае, если нет необходимости в высокой скорости обработки процесса. В электроэнцефалографии, когда анализу подвергаются участки записи в несколько десятков секунд, а иногда и минут, они не всегда могут удовлетворять потребностям пользователя или будут требовать мощных и, естественно, дорогих вычислительных ресурсов. Поэтому возникает необходимость разработки более скоростного метода разложения и представления сигнала. Причем следует учитывать, что в данном случае не нужна сверхвысокая точность расчетов, поскольку все же математические методы оценки ЭЭГ дают скорее качественную, чем количественную оценку протекающим процессам. Учитывая эти особенности, здесь для анализа электроэнцефалографического сигнала представлен алгоритм, который можно назвать дискретным преобразованием Фурье с прореживанием по времени. Справедливость использования данного алгоритма объясняется следующим. Так как частоту дискретизации для ЭЭГ не рекомендуется выбирать меньше, чем 200 Гц, а диапазон значимых частот располагается в пределах от 1 до 25 Гц (верхняя частота низкочастотного бета-диапазона), то можно выполнить прореживание дискретного ЭЭГ-сигнала по времени и использовать для анализа каждую четвертую точку. Это равносильно тому, что частота дискретизации уменьшится до 50 Гц. Согласно теореме Котельникова–Шеннона при такой частоте дискретизации без искажения будет передана верхняя полоса в 25 Гц. Для некоторых алгоритмов представления ЭЭГ такое значение будет удовлетворять (в частности, для реализации картирования).

Известно, что любой гармонический сигнал, при разложении его на комплексной плоскости, имеет две составляющие – синусную и косинусную. Поэтому для применения алгоритма дискретного преобразования Фурье необходимо задать массивы значений синусов и косинусов каждой представленной частоты. Точность разложения равна необходимой точности представления частот. Причем длительности этих массивов должны быть равными длине окна анализа алгоритма преобразования Фурье.

С помощью спектра мощности можно легко получить картину распределения ЭЭГ по ритмам, определить доминирующий ритм и доминирующую частоту как всей ЭЭГ, так и каждого отдельного ритма. Построив спектры мощности симметричных отведений левого и правого полушарий, можно оценить степень асимметрии между этими участками по каждому ритму и по каждой конкретной частоте [4].

**3 АЛГОРИТМ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ В ЧАСТОТНОЙ ОБЛАСТИ**

Схема алгоритма показана в приложении А. В начале построения программы вводятся данные сигнала 'eeg\_Fp1.txt' (1), которые представлены в виде файла с оцифрованной электроэнцефалограммой.

Далее переходим к вводу периода дискретизации и рассчитываем частоту дискретизации(2).

fd=1/Td;

Рассчитываем частоту Найквиста (2).

fn=fd/2;

После, рассчитываем параметры АЧХ (3), АКФ (4), периодограммы (5), спектрограммы (6).

Устанавливаем параметры фильтра для выделения альфа-ритма (7,8) и фильтруем сигнал (9). Рассчитываем параметры АЧХ (11), АКФ (10), периодограммы (12) и спектрограммы (13) для альфа-ритма сигнала.

Результаты выводятся на экран в двух окнах программной среды MatLab. Затем с помощью программы анализируются сигналы eeg\_Fp2.txt, eeg\_T4.txt, eeg\_C3.txt, eeg\_P4.txt.

**4 ПРОГРАММА АНАЛИЗА ЭЭГ**

Для реализации алгоритма анализа ЭЭГ используется программный пакет MATLAB.

Для чтения и обработки данных из файлов 'eeg\_Fp1.txt', 'eeg\_Fp2.txt', 'eeg\_T4.txt', 'eeg\_C3.txt', 'eeg\_P4.txt' использовались следующие функции:

fid=fopen('EEG\eeg\_T4.txt','rt'); – функция, позволяющая открыть файл исходного сигнала ЭЭГ;

f - считывание данных с файла;

fid – идентификатор файла;

[2,512] – размер;

fd - период дискретизации;

t – вектор времени;

y – вектор сигнала ЭЭГ;

fclose – функция, реализующая закрытие файла идентификатора;

fd – частота дискретизации;

subplot – разбивает окно для построения в нем нескольких графиков;

plot – строит график;

length – команда для определения длины массива y;

fx - вектор из двох переменных, нижняя и верхняя граничные частоты для фильтра;

figure - выбор окна, в котором реализуется текущее построение графиков;

A - получение абсолютного значения;

title - изменяет название графика;

trapz - рассчитывает площадь;

AKF - расчет параметров АКФ;

[P,f]=pmtm(y,[],[],fd) - расчет периодограммы по методу Томпсона;

specgram(y,[],fd,100) - расчет параметров для построения спектрограммы;

hamming - установка параметров окна.

Графические результаты приведены в приложении В.

**ВЫВОДЫ**

В процессе разработки курсовой работы была создана программа в среде MatLab, на базе этой программы был проведен автоматизированный анализ оцифрованных энцефалограмм в частотной области. С помощью программы были получены графики периодограмм альфа-ритма, которые были сравнены с нормой. Все сигналы в пределах нормы, в некоторых наблюдаются шумы, возможно это связано с аппаратурой или электродами.

Несложность программы дает возможность ее широкого использования в диагностических целях в медицине. Она соответствует всем требованиям, поставленным в задании курсовой работы.

**ПЕРЕЧЕНЬ ССЫЛОК**

1. Методичні вказівки до лабораторних робіт з дисципліни «Автоматизація обробки і аналізу біомедичної інформації» Упоряд.: Жемчужкіна Т.В., Козіна О.А. - Харків: ХНУРЕ, 2007. – 92 с.
2. Павлова О.Н., Павлов А.Н. «Регистрация и предварительная обработка сигналов с помощью измерительного комплекса МР100» Саратов: Научная книга, 2008. – 80 с.
3. В.Г. Потемкин. MATLAB: Справочное пособие – М.: «Диалог МИФИ», 1997.-350с.
4. Сахаров В.Л. «Методы и средства анализа медико-биологической информации: Учебно-методическое пособие» Таганрог: Изд-во ТРТУ, 2001. 70 с.

**Приложение А**

**АЛГОРИТМ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ В ЧАСТОТНОЙ ОБЛАСТИ**



**Приложение Б**

**ПРОГРАММА ДЛЯ АНАЛИЗА ЭЭГ В ЧАСТОТНОЙ ОБЛАСТИ**

clear all;

figure(1);

fid=fopen('eeg\_Fp2\_1.txt','rt');

f=fscanf(fid,'%f',[2,512]);

t=f(1,:);

y=f(2,:);

fclose(fid);

subplot(5,1,1);

plot(t,y);

title('eeg\_Fp2\_1.txt');

T=0.001;

A=abs(fft(y));

fd=1/T;

fn=fd/2;

f=-fd/2:fd/(length(y)-1):fd/2;

subplot(5,1,2);

stem(f,fftshift(A));

title('spectrum');

AKF=xcorr(y);

tau=-t(length(t)):2\*t(length(t))/(length(AKF)-1):t(length(t));

subplot(5,1,3);

plot(tau,AKF);

title('AKF');

[P,f]=pmtm(y,[],[],fd);

subplot(5,1,4);

plot(f,P);

title('periodogram');

subplot(5,1,5);

specgram(y,[],fd,100);

title('specgram');

%filt param

n=170;

a=1;

w=hamming(length(y)+1);

fn=fd/2;

%alpha Fp1

figure(2);

fx=[8 13];

b=fir1(n,fx/fn);

[h,wn]=freqz(b,a);

subplot(6,1,1);

plot(wn\*fn/pi,abs(h));

title('filter');

y1=filtfilt(b,a,y);

subplot(6,1,2);

plot(t,y1);

title('alpha eeg\_ Fp2\_1.txt');

AKF=xcorr(y1);

tau=-t(length(t)):2\*t(length(t))/(length(AKF)-1):t(length(t));

subplot(6,1,3);

plot(tau,AKF);

title('alpha AKF');

A1=abs(fft(y1));

f1=-fd/2:fd/(length(y1)-1):fd/2;

subplot(6,1,4);

stem(f1,fftshift(A1));

title('alpha spectrum');

[P,f\_1]=pmtm(y1,[],[],fd);

subplot(6,1,5);

plot(f\_1,P);

title('periodogram');

subplot(6,1,6);

specgram(y1,[],fd,100);

title('specgram');

**Приложение В**

**РЕЗУЛЬТАТЫ АНАЛИЗА ЭЭГ В ПРОГРАММНОЙ СРЕДЕ MATLAB**



Рисунок B.1 – Входной ЭЭГ сигнал ('eeg\_Fp1.txt'), его АЧХ, АКФ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.2 – Фильтр альфа-ритма сигнала 'eeg\_Fp1.txt', альфа-ритм, его АКФ, АЧХ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.3 – Входной ЭЭГ сигнал ('eeg\_Fp2.txt'), его АЧХ, АКФ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.4 – Фильтр альфа-ритма сигнала 'eeg\_Fp2.txt', альфа-ритм, его АКФ, АЧХ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.5 – Входной ЭЭГ сигнал ('eeg\_T4.txt'), его АЧХ, АКФ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.6 – Фильтр альфа-ритма сигнала 'eeg\_T4.txt', альфа-ритм, его АКФ, АЧХ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.7 – Входной ЭЭГ сигнал ('eeg\_C3.txt'), его АЧХ, АКФ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.8 – Фильтр альфа-ритма сигнала 'eeg\_C3.txt', альфа-ритм, его АКФ, АЧХ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.9 – Входной ЭЭГ сигнал ('eeg\_P4.txt'), его АЧХ, АКФ, периодограмма и спектрограмма



Рисунок B.10 – Фильтр альфа-ритма сигнала 'eeg\_P4.txt', альфа-ритм, его АКФ, АЧХ, периодограмма и спектрограмма