

Реферат

Выпускная квалификационная работа стр., рис., табл., источников, прил.

Ключевые слова: ИНТЕРФЕЙС МОЗГ-КОМПЬЮТЕР, МОЗГ, ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ, ЭЭГ, ЭЛЕКТРОД, P300.

Объектом исследования является интерфейс мозг-компьютер для использования в медицинской диагностике.

Цель работы - изучение принципов работы интерфейса мозг-компьютер и анализ сведений, необходимых для разработки и создания доступного интерфейса мозг-компьютер для диагностических целей.

В процессе исследования проводились обзор литературы, выбор принципа работы ИМК и определение алгоритма его работы, указание основных принципов построения ИМК.

В результате исследования были разработаны структурная схема и алгоритм работы интерфейса мозг компьютер, представлен вид интерфейса пользователя, выяснены основные требования, предъявляемые к устройству.

Основные конструктивные, технологические и технико-эксплуатационные характеристики: коэффициент усиления сигнала 20-100 тысяч, разрешение АЦП – не менее 20 бит, частота дискретизации – от 250 Гц, малые массогабаритные параметры, простота, низкая стоимость.

Области применения: медицина, промышленность, наука.

В будущем планируется создание опытного образца.

Оглавление

Введение

1. Обзор литературы

2. Объект и методы исследования

2.1 Регистрация сигнала

2.1.1 Аппаратура для электроэнцефалографических исследований

2.2 Цифровая обработка сигнала

2.3 Технологии ИМК

2.3.1 «Компонент Р300»

2.3.2 Алгоритм работы ИМК на основе «Р300»

2.3.3 Наложение электродов

2.3.4 Обработка сигнала и фильтрация

3. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и
ресурсосбережение

4. Социальная ответственность

Заключение

Список используемых источников

Приложение А Структурная схема

Приложение Б Алгоритм работы ИМК

Введение

В настоящее время использование интерфейсов мозг-компьютер (далее ИМК) получил широкое распространение не только в научной сфере, но также и в потребительском применении. Под ИМК подразумевается ряд нейротехнологий, позволяющих человеку взаимодействовать с электронным или электронно-механическим устройством без мышечных усилий. Особое значение ИМК имеет в области медицины, в частности, реабилитационной, улучшения качества жизни инвалидов, возможность создать коммуникацию для людей, по каким-либо причинам лишенные этой возможности.

История развития интерфейса мозг-компьютер берет начало с 1849 года, когда была выпущена первая публикация о наличии токов, протекающих в центральной нервной системе, затем, в 1875 году были получены данные о регистрации электрической активности мозга у собаки независимо учеными из России и Англии. Продолжающиеся исследования в конце 19 - начале 20 века дали возможность существенного развития нейрофизиологии, особый вклад внесли русские ученые В.Я. Данилевский, П.Ю. Кауфман, В.В. Правдич-Неминский.

В 1928 году впервые была осуществлена регистрация электрической активности мозга человека австрийским психиатром Хансом Бергером. Данное исследование было инвазивным, съем сигнала осуществлялся скальповыми игольчатыми электродами. Эта работа дала начало изучению физической природы генерации механизмов электрической активности мозга, чему были посвящены многочисленные исследования ученых всего мира.

Дальнейшее исследование природы электрической активности мозга расширилось и взаимодействие человека и внешнего устройства стало представлять большой научный интерес. Появлению первого интерфейса мозг-компьютер способствовала большая работа ученых в различных областях в изучении функционирования мозга.

Первый интерфейс мозг-компьютер удалось создать в 60-е годы в университете Беркли(США). Его принцип действия заключался в управлении человеком альфа-ритма ЭЭГ, который является самым высокоамплитудным ритмом ЭЭГ и наблюдается у человека чаще всего с закрытыми глазами в состоянии покоя. Данный ИМК мог быть использован для управления одной бинарной командой(да/нет).

В последние пару десятилетий произошел существенный рост в данной области, совместно с повышением уровня развития науки в области информационных технологий, медицины, электроники. Стало возможным внедрение нейроинтерфейсов для восстановления у больных слуха, зрения, двигательных функций. Одним из существенных прорывов в этой области стал эксперимент, проведенный в университете Брауна(США), в котором парализованной женщине в двигательный участок коры головного мозга был вживлен нейрочип, содержащий 96 микроэлектродов, благодаря чему больной научился двигать искусственной рукой или выбирать команды управления на экране компьютера, например, для управления освещением и телевизором, в зависимости от того, с какой внешней системой был связан интерфейс, чему предшествовал большой период обучения и адаптации[1].

Дальнейшее развитие электроники и нейрофизиологии делает возможным не только восстановление функций работы организма человека, но и расширение возможностей человеческого тела, умственных способностей.

Актуальность работы является следствием расширяющегося научного интереса ученых и потребителей к данной области технологий, все больше людей заинтересовано в использовании ИМК в различных целях, от медицины до виртуальной реальности. Разработки ИМК в последние годы находят всё большее практическое применение и данная область стала очень перспективной. Однако эти технологии все еще не так доступны для использования обычными людьми, как это необходимо.

Целью данной работы является изучение принципов работы ИМК и анализ сведений, необходимых для разработки и создания доступного интерфейса мозг-компьютер для диагностических целей. Диагностика будет осуществляться сбором анамнеза больного, утратившего возможность сообщить о своем состоянии, с помощью электрической активности мозга, изменяющуюся под действием вызванных зрительных потенциалов мозга.

Задачами, поставленными для выполнения данной цели, стали:

1. Обзор и анализ российской и зарубежной литературы
2. Выбор принципа работы ИМК и определение алгоритма его работы, указание основных принципов построения ИМК.
3. Выбор и обоснование структурной схемы ИМК.

1. Обзор литературы

Возможность построения ИМК может быть обусловлена наличием связи между паттернами ЭЭГ и функциональной деятельностью человека, такими как концентрация внимания на конкретном объекте, воображение, выполнение умственных задач. Основными сферами практической реализации ИМК являются системы коммуникации и контроль технического устройства.

Коммуникация с помощью управления символами, представленными на экране – одна из самых надежных реализаций технологии ИМК. Эта технология позволяет успешно осуществлять коммуникацию с больными, при помощи «экранной клавиатуры» отвечать на вопросы, составлять слова посимвольно [2], управлять интернет-браузером [1].

Управление техническими устройствами предполагает, в частности, процесс включения/выключения устройств для облегчения деятельности человека, что может быть использовано в промышленности при управлении конвейером, для управления бытовыми приборами, например, инвалидной коляской. Также ИМК может быть использовано для управления робототехническим устройством, манипулятором [1].

В основе работы ИМК лежит принцип регистрации какого-либо биологического сигнала от человека, который может восприниматься, как некоторая реакция на внешнее воздействие.

В качестве методов сбора такого сигнала могут выступать электроэнцефалография, магнитоэнцефалография, электрокортикография, изучение импульсной активности нейронов, изучение распределения и интенсивности кровотока в головном мозге и т.д., однако наибольшее число исследований все-таки ориентированы на использование электроэнцефалограммы.

Нейро-компьютерные интерфейсы могут различаться по типу регистрируемых сигналов и методам обработки для создания команды управления внешним устройством. ИМК, использующие сигналы с поверхности головного мозга, являются неинвазивными, таким сигналом является, например, электроэнцефалограмма. Инвазивные ИМК используют регистрацию множественной активности нейронов с помощью системы микроэлектродов, вживляемых в ткань мозга. Есть также методы получения сигнала, при котором электроды вживляют под череп на поверхность мозга, не проникая в саму ткань. Такие ИМК называют полуинвазивными, они основаны на использовании электрокортикографии(метод регистрации потенциалов непосредственно с коры головного мозга)□.

Инвазивные ИМК являются очевидно более эффективными с точки зрения съема сигнала, однако это связано и с определенными рисками. Неинвазивные же, хоть и предоставляют информацию с неидеальной точностью, имеют более широкое применение, так как не имеют рисков, таких как, например, заражение тканей через отверстие для электрода, и могут быть повсеместно использованы.

2. Объект и методы исследований

Как правило, устройство интерфейсов мозг-компьютер состоит из определенных блоков, отвечающих за снятие сигнала, обработку, при которой из снятого сигнала должны быть выделены признаки, отражающие намерения человека для последующего преобразования в команду для внешнего устройства.

Была составлена структурная схема ИМК на основе анализа источников(Приложение А). Принцип работы блоков данной схемы приведен в следующих главах.

2.1. Регистрация сигнала

Для снятия электрической активности головного мозга используется метод электроэнцефалографии.

Энцефалография – метод исследования электрической активности головного мозга, регистрирующий его электрические потенциалы. Представляет собой сложный колебательный электрический процесс, который является результатом суммации и фильтрации процессов, происходящих в клетках нервной системы – нейронах.

Нейрон представляет собой тело клетки и два типа отростков(аксоны и дендриты). По аксону возбуждение передается от нейрона к телу нейрона или исполнительному органу. Дендритами же являются короткие и сильно разветвленные отростки нейрона, которые заканчиваются синапсами.

Для генерации потенциала действия нейроном, необходимо, чтобы его собственное возбуждение достигло пороговой определенной величины. Суммарная биоэлектрическая активность нейрона определяется оказываемым через синапсы возбуждающим или тормозным воздействием. Если сумма воздействия достигает определенного порогового значения, нейрон

генерирует нервный импульс, который распространяется по аксону. Этим процессам в нейроне и его отростках соответствуют потенциалы определенной формы (Рисунок 1).



Рисунок 1 - Генерация потенциала действия нейронов

Нейрон имеет оболочку – мембрану. Благодаря обмену веществ между внутренней и внешней средой нейрона поддерживается разность потенциалов, причем, внутренняя среда относительно внешней заряжена отрицательно. Эта разность потенциалов называется потенциалом покоя и имеет величину 60-70 мВ. Потенциал покоя представляет собой изначальный уровень, относительно которого происходят процессы возбуждения и торможения. Наличие мембранного потенциала носит название поляризации мембраны нейрона. Активность синапсов характеризуется постсинаптическими потенциалами, соответственно, возбуждающими или тормозными. Возбуждающее воздействие проявляется положительным отклонением потенциала внутри нейрона, а тормозное – отрицательным, что обозначается как гиперполяризация и деполяризация. Суммация такой активности во времени и пространстве определяют уровень деполяризации нейрона и возможность передачи информации другому нейрону, что составляет спонтанную ЭЭГ. Таким образом, отклонения от случайного распределения событий будут зависеть от физического состояния мозга, например, состояния

сна или бодрствования и от вида процессов, вызывающих потенциалы(спонтанный или вызванный)□.

В результате, можно сделать вывод, что метод энцефалографии является отражением функциональной активности множества нейронов, функциональную активность мозга.

ЭЭГ может быть снят со скальпа или коры головного мозга, причем сигнал, снятый с коры, будет в 10-15 раз сильнее. Изменения регистрируемой активности вызывают амплитудные и частотные искажения, различия в ориентации отводящих электродов, что необходимо иметь ввиду при анализе и снятии ЭЭГ.

2.1.1. Аппаратура для электроэнцефалографических исследований.

Амплитуда электрических потенциалов имеет небольшую амплитуду, составляющую в норме 50-150 мкВ. Для регистрации сигналов нужно использовать усилители с достаточно большим коэффициентом усиления, порядка 20-100 тысяч. При регистрации ЭЭГ нужно учитывать, что лабораторные и медицинские помещения, где проводят данное исследование, практически всегда оборудованы устройствами, создающими мощные электромагнитные поля. Учитывая, что голова представляет собой объемный проводник, сигнал, снимаемый с её поверхности, будет иметь помеху в виде синфазного напряжения. Для устранения данного напряжения используются дифференциальные усилители, которые нейтрализуют напряжение, в одинаковой мере действующее на оба входа и усиливает разностное напряжение.

По виду представления информации, электроэнцефалографы подразделяются на бумажные и цифровые(безбумажные). В бумажных ЭЭГ усиленный сигнал подается на катушки термопишущих и электромагнитных гальванометров и изображается непосредственно на бумаге. В настоящее

время распространены безбумажные устройства, так как они обладают рядом преимуществ, таких как хранение информации, удобство записи, анализа и обработки.

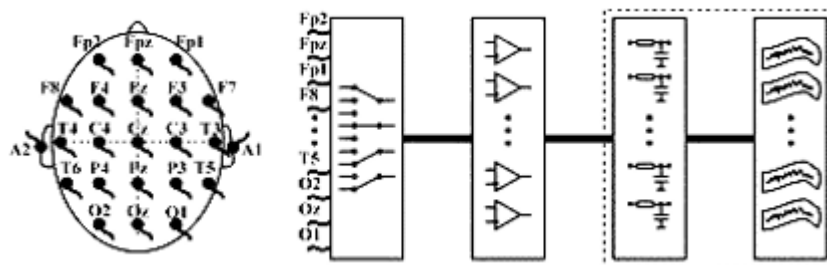


Рисунок 2 - Стандартная схема электроэнцефалографа

Типичная схема электроэнцефалографа(Рисунок 2) состоит из нескольких блоков: электроды, коммутатор, усилители, фильтры, устройство регистрации.

Современные электроэнцефалографы представляют собой многоканальные регистрирующие устройства, позволяющие регистрировать электрическую активность от большого числа электродов, установленных на голове обследуемого.

Расположение электродов имеет важное значение, потенциалы, снятые с разных точек головы, могут отличаться. Два основных способа записи: монополярный и биполярный. При биполярном способе оба электрода находятся в электрически активных точках, результатом будет разность потенциалов между ними. При монополярном способе снимается электрическая активность относительно какой-либо электрически нейтральной точки, например, мочки уха.

В исследовательской практике шире применяется монополярный способ, так как он позволяет анализировать вклад конкретной зоны мозга.

Международной федерацией электроэнцефалографии и клинической нейрофизиологии была рекомендована система размещения электродов на поверхности – система «10-20». Расположение электродов определяется

измерением расстояния между серединой переносицы(назион) и затылочным бугром(инион), это расстояние делят на 10 одинаковых отрезков. На расстоянии, составляющей 10% от общей длины линии, устанавливают первый и последний электрод, соответственно. От первого электрода откладывается следующий, на расстоянии 20% общей длины линии. Для удобства наложения череп условно поделен на области, буквенно обозначенные: F — лобная, O — затылочная область, P — теменная, T — височная, C — область центральной борозды. Буквой Z обозначается вертекс — верхушка черепа. Числа соотносят зоны на правое(четные) и левое(нечетные) полушарие.

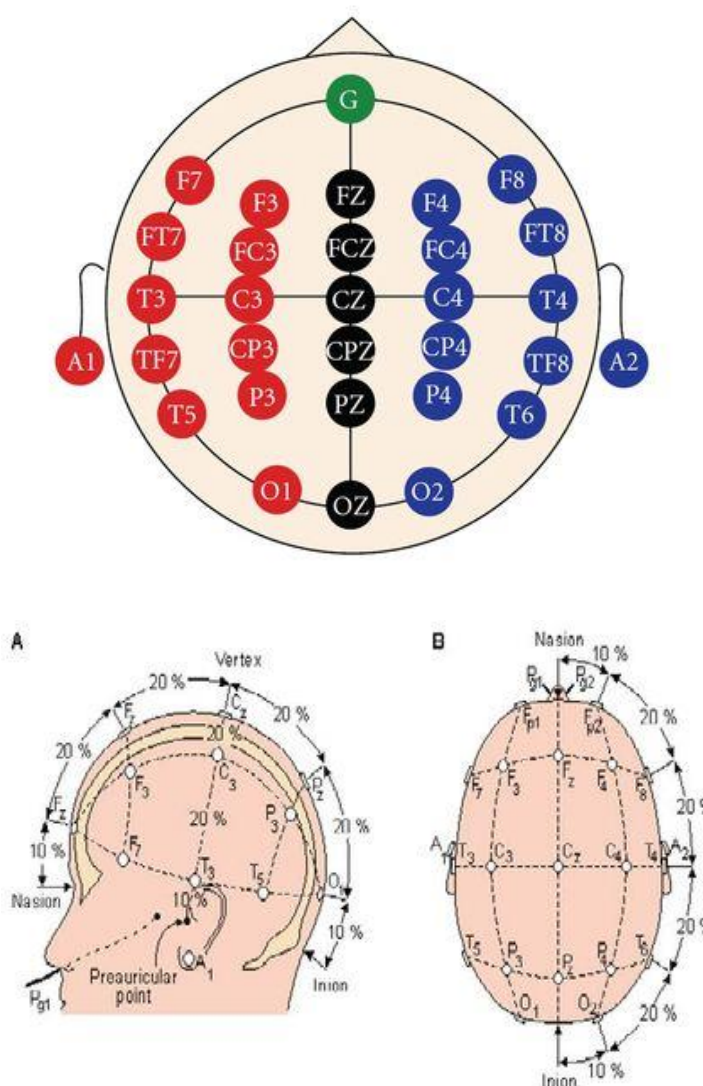


Рисунок 3 – Схема расположения электродов по системе «10-20»

Важным требованием к материалу, из которого изготовлен электрод, является отсутствие явления поляризации в процессе съема. Это явление связано с накоплением ионов вследствие электрохимических процессов в области контакта кожа-электрод. Данный процесс приводит к искажениям, так как к снимаемому сигналу прибавляется постоянная составляющая. Лучшим материалом с точки зрения надежности является серебро. В случае возникновения поляризации, серебряный электрод подвергают хлорированию, что вызывает появление на поверхности электрода слоя хлорида серебра. Также для лучшего контакта используют электродную пасту или раствор. В настоящее время получают все большее распространение сухие электроды, например, штыревые, для контакта на волосистой части головы.

Снятые электрические потенциалы затем поступают на вход усилительного устройства. 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. Это также позволяет устранять некоторые виды лишних сигналов, например, мышечную активность.

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.

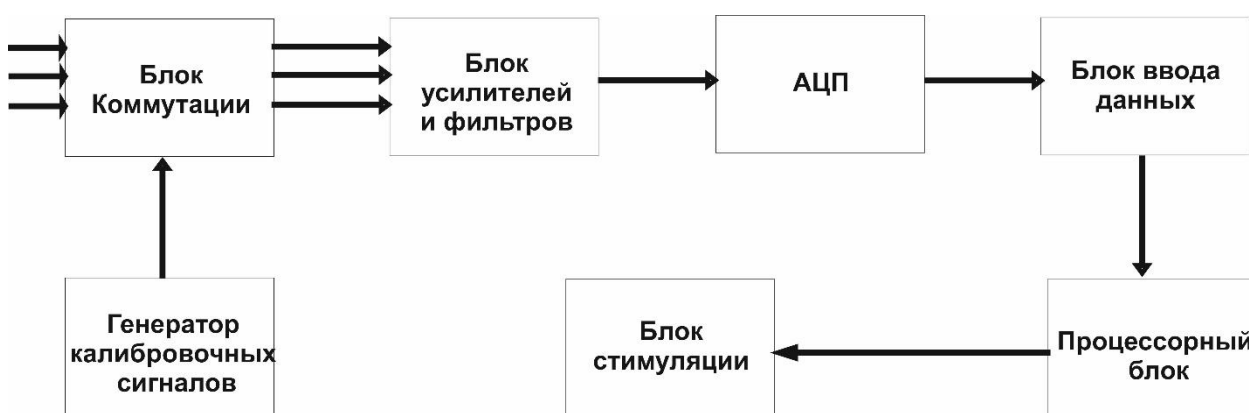


Рисунок 4 – Структурная схема цифрового электроэнцефалографа

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.

Поскольку энцефалография отображает функциональную активность мозга, сигнал будет зависеть от множества факторов: настроение, спокойствие, воздействие внешних факторов. Это определяет появление, помимо полезного сигнала, артефактов - сигналы ЭЭГ, которые не связаны с активностью головного мозга. Такие сигналы практически всегда

присутствуют на ЭЭГ. Наиболее часто встречаются следующие типы артефактов:

- артефакты, вызванные движением глаз (включая глазное яблоко, глазные мышцы и веко);
- артефакты от электрокардиографии;
- артефакты от электромиографии;
- артефакты, вызванные движением языка (глоссокинетические артефакты);
- внешние артефакты – могут быть вызваны перемещением около исследуемого объекта, регулирование положения электродов, слабым их заземлением, влиянием лекарственных препаратов.

2.2. Цифровая обработка сигнала

За последние десятилетия метод регистрации ЭЭГ совершил качественный переход к цифровой технике, что существенно расширило возможности использования и анализа ЭЭГ-сигнала. Качество регистрации сигнала зависит от предварительной обработки и аналогово-цифрового преобразования(АЦП).

АЦП преобразует аналоговый сигнал(физическую величину) в код для дальнейшей цифровой обработки. Преобразование аналогового сигнала является дискретизацией - измерение значений непрерывного сигнала к определенные моменты времени – точки отсчета. Использование того или иного типа АПЦ зависит от необходимой частоты дискретизации и разрешения. Под разрешением АЦП понимается минимальное изменение величины входного аналогового сигнала, воспринимаемого данным АЦП. В идеальном случае, для цифровой обработки ЭЭГ нужно стремиться к большой разрешающей способности при высокой скорости преобразования.

АЦП являются сложными схемотехническими устройствами, проектируются на базе микроэлектроники и выпускаются в виде интегральных микросхем.

По принципу работы АЦП классифицируют на:

- Параллельные АЦП
- АЦП последовательного приближения
- АЦП последовательного счета
- Последовательно-параллельные АЦП
- Интегрирующие АЦП
- Сигма-дельта АЦП

Классификация АЦП по рабочему разрешению и частоте дискретизации представлена на Рисунке 5.

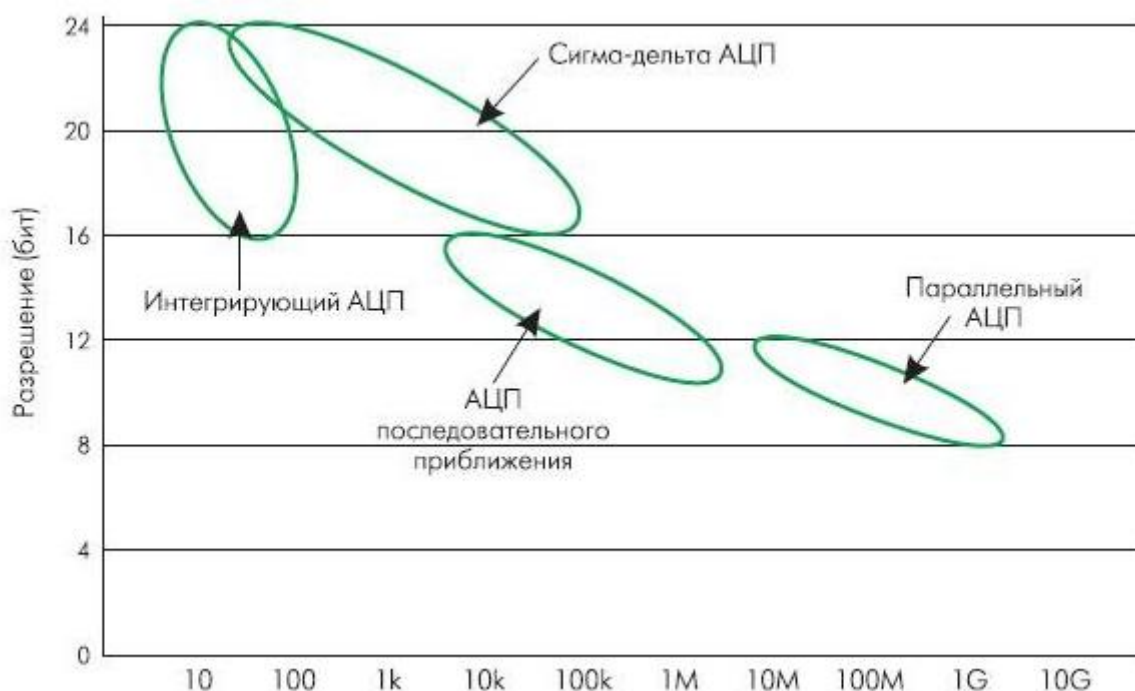


Рисунок 5 – Характеристики АЦП(разрешение и частота дискретизации)

Расскажем подробнее на сигма-дельта АЦП, так как он обладает высоким разрешением при относительно достаточной скорости преобразования и может быть использован в ЭЭГ-комплексах □.

Основой данного типа АЦП является сигма-дельта модулятор (Рисунок 6) и цифровой преобразователь. Отличием в работе сигма-дельта АЦП от остальных типов является то, что сигнал сначала квантуется по времени (в модуляторе), а затем дискретизируется (в преобразователе). Входной аналоговый сигнал квантуется с низким разрешением (порядка 1 бит), но с частотой, в десятки раз превышающей частоту входного сигнала. Затем поток данных поступает на цифровые фильтры и приобретает разрядность 16-24 двоичных бита, этот процесс называется передискретизацией. Выходным сигналом АЦП является многоразрядный цифровой сигнал.

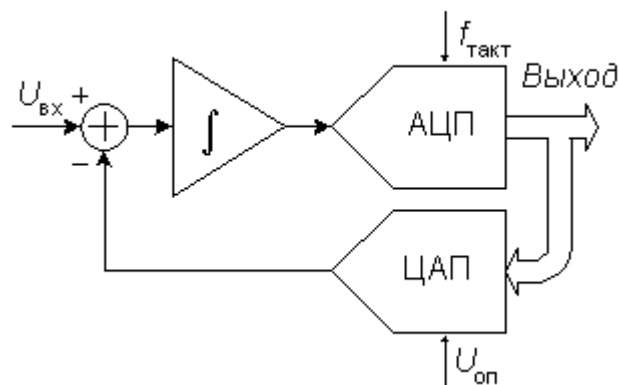


Рисунок 6 - Структурная схема сигма-дельта модулятора

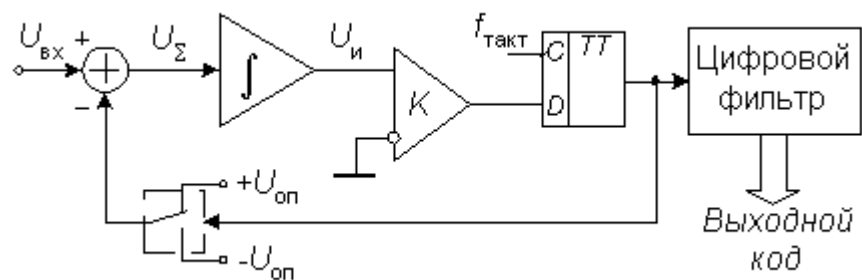


Рисунок 7 - Структурная схема сигма-дельта АЦП

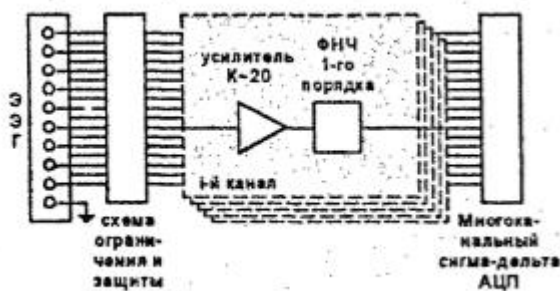


Рисунок 8 - Структурная схема блока АЦП ЭЭГ-комплекса на основе многоканальных сигма-дельта АЦП

2.3. Технологии ИМК

Сигналы, регистрируемые с головного мозга могут быть использованы в качестве управляющих для определенной программы. Поэтому существует возможность управления каким-либо техническим средством с помощью биологической обратной связи.

Существует ряд технологий, позволяющих управлять объектами через ИМК:

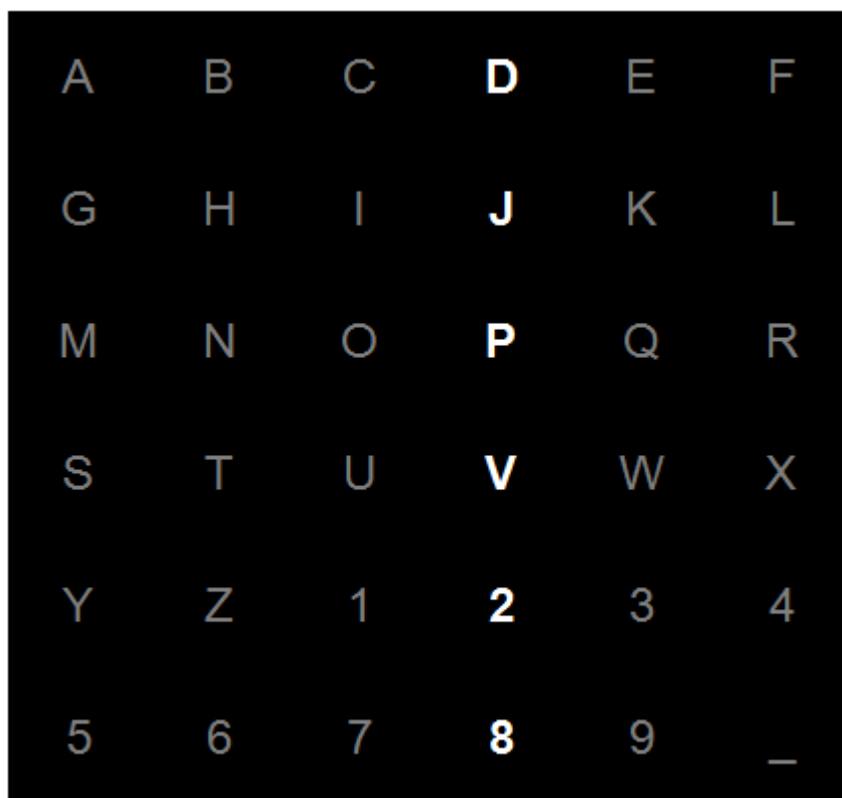
- P300 – анализ когнитивной волны P300 потенциалов мозга, связанных с событием.
- Motor Imagery – электрическая активность мозга, сопровождающаяся реальными или воображаемыми движениями конечностями.
- Steady State Visually Evoked Potential – реакция на зрительный раздражитель с определенной частотой, выражающаяся в электрической активности в зрительной области головного мозга с той же или кратной частотой.

2.3.1. «Компонент P300».

Интерфейс мозг-компьютер, работающий по принципу выделения положительной реакции волны P300 вызванных потенциалов на определенный символ является одним из наиболее практичных видов ИМК. Помимо зрительного стимула, могут быть использованы слуховые или тактильные раздражители. Преимущество использования данной технологии

в том, что данная технология не имеет начальной подготовки пользователя, так как использует естественный отклик мозга на стимулы(Рисунок 10)□.

Процесс предъявления стимула заключается в многократном его предъявлении, усреднении реакции на каждый из типов стимулов для получения информативного результата. На экране представляется таблица, размер и ячейки которой зависят от необходимых символов. Например, при наборе слов используем таблицу 6х6 на которой в ячейках расположены буквы алфавита(Рисунок 9). Стимулом будет служить изменение яркости буквы. Пользователь, в свою очередь, должен сосредоточиться на нужном символе.



A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X
Y	Z	1	2	3	4
5	6	7	8	9	_

Рисунок 9 - Таблица стимулов – «виртуальная клавиатура»

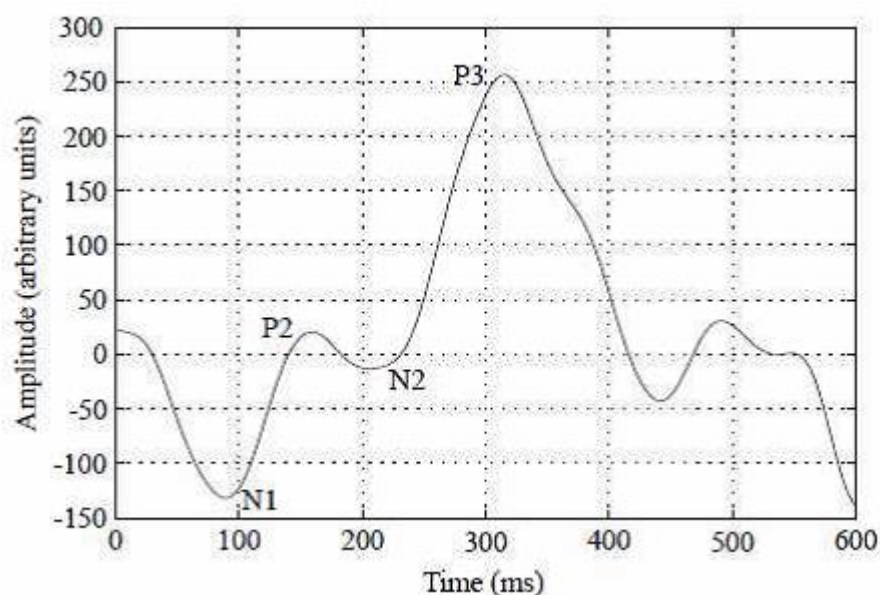


Рисунок 10 - График активности мозга при предъявлении стимула.

Надежность данной технологии определяется числом повторных предъявлений одного символа для накопления статистики для выдачи статистического решения алгоритма. При достаточно высокой надежности выбора символа время на реализацию одного решения будет не менее 6-9 секунд. При однократном предъявлении значимого символа, скорость увеличилась бы значительно, до 1 секунды на символ, но это неизбежно приводит к увеличению уровня ошибок, до 40 процентов [1].

Для данного исследования достаточно таблицы 1x2, в одной ячейке – значение «да», в другой – «нет». На рисунке 11 представлена таблица с примером задаваемого вопроса при сборе анамнеза.

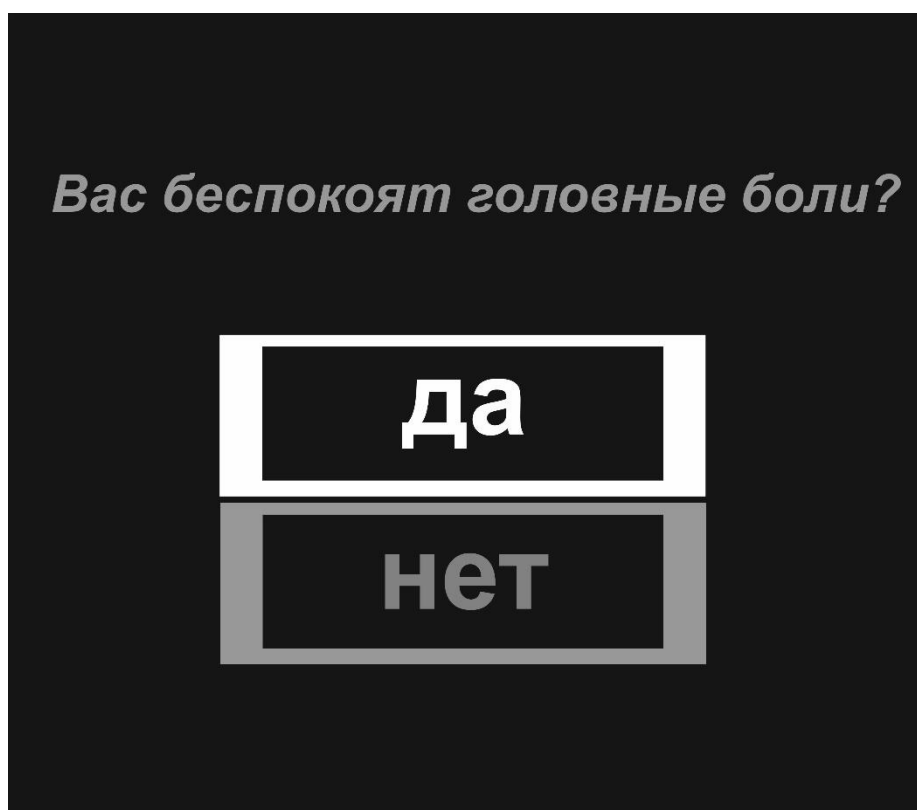


Рисунок 11 - Таблица для коммуникации «Да/Нет»(Предполагаемый для реализации интерфейс пользователя)

2.3.2. Алгоритм работы ИМК на основе «Р300»

Работа интерфейса мозг-компьютер состоит из определенных блоков работы программного обеспечения, должны быть выполнены следующие задачи:

- Предъявление стимулов;
- Обработка полученного сигнала;
- Сохранение результатов и составление отчета.

Первые две задачи связаны между собой и должны выполняться одновременно.

Составим последовательность действий для работы ИМК(Приложение Б)

Для корректного исследования необходимо выполнения ряда требований, в частности, частота оцифровки ЭЭГ-сигнала, на основании

обзора российских и зарубежных исследований, частота дискретизации должна быть не менее 250 Гц, в современных работах эта частота указана обычно 500 Гц, что соответственно накладывает определенные требования к выбору АЦП.

Также частота предъявления зрительных стимулов имеет большое значение в использовании ИМК. Для человека комфортным будет предъявление стимулов с частотой 4-8 Гц, то есть длительность каждого символа может быть в пределах от 125 до 250 мс. Запись ЭЭГ проводится за 100 мс до предъявления стимула и 700 мс после.

Для выделения сигнала из шума при многократном повторении события регистрируемый сигнал ЭЭГ будет состоять из двух компонент: спонтанной ЭЭГ и сигнала, связанного с предъявляемым стимулом. При суммировании количества сигналов, зарегистрированных при каждом повторении часть сигнала, связанная с вызванным потенциалом, будет устойчива, а спонтанный сигнал будет являться ошибкой среднего значения и будет равен:

$$S = \frac{1}{\sqrt{N}}, \text{ где } N - \text{ количество сигналов.}$$

Соответственно, при каждом новом предъявлении суммарная величина шума будет уменьшаться, а амплитуда устойчивого сигнала P300 – увеличиваться.

2.3.3. Наложение электродов.

Головной мозг является многоуровневой системой, выполняющей множество функции. Кора головного мозга обладает сложной функциональной дифференциацией, различные зоны мозга отвечают за обеспечение определенной деятельности, определенные участки по отдельности или в различных сочетаниях. На рисунке 12 представлено разделение по виду практической деятельности.

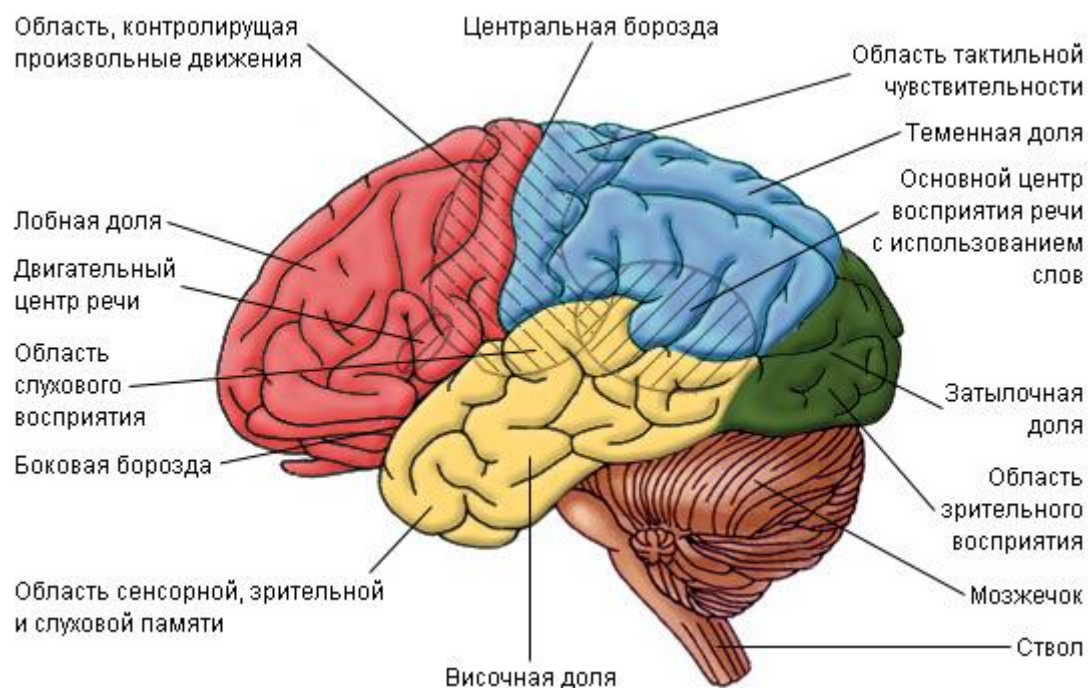


Рисунок 12 - Локализация функций головного мозга

Выбор места наложения электродов в зависимости от типа ИМК и характера исследуемых сигналов уменьшает массогабаритные параметры интерфейса мозг-компьютер, что уменьшает его стоимость, а также может благотворно влиять на уровень шумов, вызванных различными артефактами ЭЭГ.

Так как технология ИМК с использованием зрительного потенциала «Компонент Р300», имеет отношение к зонам мозга, отвечающим за зрительное восприятие и речь, то по системе «10-20» электроды, необходимые для данных исследований - Cz, Pz, O1, O2, P3, P4, расположенные в затылочной и теменной зонах мозга. Соответственно, минимальное число электродов для реализации ИМК-Р300 – 7, 6 – количество «активных» электродов, 1 – референтный(нулевой) электрод при монополярном отведении(Рисунок 13).

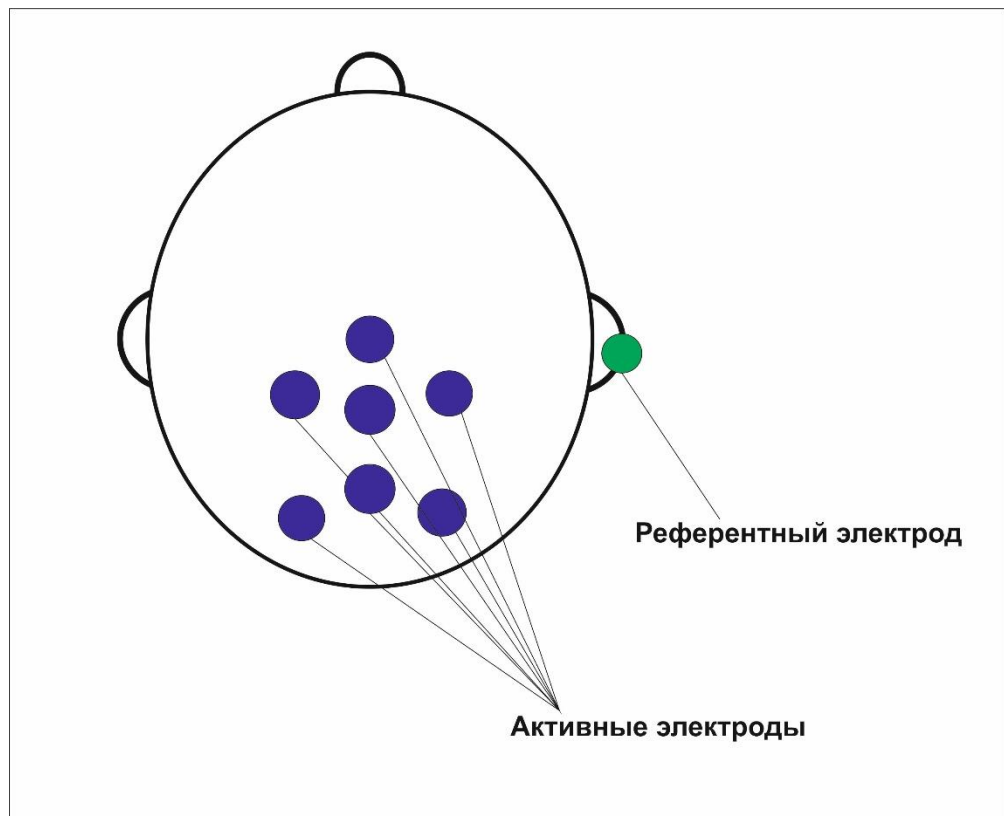


Рисунок 13 – Расположение электродов для съема сигнала

2.3.4. Обработка сигнала и фильтрация

Для корректного распознавания реакции на стимулы необходимо убедиться в отсутствии в «полезном» сигнале «посторонней» составляющей (артефактов ЭЭГ).

При обработке электрических сигналов мозга устранение влияния артефактов можно обеспечивать с помощью следующих методов [1]:

- Применение полосовых фильтров, фильтров верхних и нижних частот (удаление артефактов, вызванных внешними факторами). Для данного интерфейса фильтрация осуществляется в диапазонах до 1 Гц и от 30 Гц.
- Пространственная фильтрация сигнала, проводимая путем снятия сигнала ЭЭГ в монополярном отведении.
- Линейное разложение сигнала ЭЭГ с выделением артефакта и восстановлением сигнала без него. К методам относятся: анализ главных компонент, анализ независимых компонент.

Заключение

В данной квалификационной работе были рассмотрены физико-технические обоснования и алгоритм работы интерфейса мозг-компьютер, была составлена структурная схема предполагаемого устройства, принцип его работы с применением технологии «Интерфейс на волне Р300» приведен в качестве блок-схемы. Результатом анализа работ исследователей по данной теме были установлены требования, предъявляемые к фильтрации сигнала, усилению, цифровой обработке, регистрации потенциалов, частоте предъявления символов объекту для регистрации вызванных потенциалов. Также был разработан дизайн интерфейса пользователя, служащий для непосредственной передачи вопроса объекту и предъявления стимулов путем изменения их яркости поочередно.

Интерфейс мозг компьютер является многоуровневой сложной системой, сочетающей в себе разнообразные технические решения, биологические предпосылки, глубокие исследования широкого круга ученых со всего мира. Основными направлениями для исследований в этой области является минимизация устройства, упрощение структуры для потребления более широким кругом пользователей, создание программного обеспечения устройства для бытового пользования.