

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа информационных технологий и робототехники
 Направление подготовки 27.04.01 Стандартизация и метрология
 Отделение школы (НОЦ) Отделение автоматизации и робототехники

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Использование методов классификации в задачах проектирования нейрокомпьютерного интерфейса

УДК 004.93'1:004.5:681.5

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ГМ71	Ершова Елена Анатольевна		

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОАР ИШИТР	Казаков Вениамин Юрьевич	к.ф.-м.н., с.н.с.		

Нормоконтроль

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОАР ИШИТР	Суханов Алексей Викторович	к.х.н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ ПО РАЗДЕЛАМ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент ОСГН ШБИП	Николаенко Валентин Сергеевич			

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель ООД ШБИП	Атепаева Наталья Александровна			

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Руководитель ООП	Казаков Вениамин Юрьевич	к.ф.-м.н., с.н.с.		
Руководитель ОАР	Леонов Сергей Владимирович	к.т.н.		

Томск – 2019 г.

Планируемые результаты обучения по направлению 27.04.01

«Стандартизация и метрология»

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требование ФГОС ВПО, критериев и/или заинтересованных сторон
<i>Профессиональные компетенции</i>		
P1	Применять современные базовые и специальные естественнонаучные, математические и инженерные знания для решения комплексных задач метрологического обеспечения, контроля качества, технического регулирования и проверки соответствия с использованием существующих и новых технологий, и учитывать в своей деятельности экономические, экологические аспекты и вопросы энергосбережения	Требования ФГОС (ОК-12, 13, 15, 16, 19; ПК- 17, 18, 19, 21, 22, 26). Критерий 5 АИОР (п.1.1, 1.3), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P2	Выполнять работы по метрологическому обеспечению и техническому контролю, определять номенклатуру измеряемых и контролируемых параметров, устанавливать оптимальные нормы точности и достоверности контроля, выбирать средства измерений и контроля, предварительно оценив экономическую эффективность техпроцессов, кроме того, уметь принимать организационно-управленческие решения на основе экономического анализа	Требования ФГОС (ОК-5, ПК-3, 4, 8, 12, 23, 24). Критерий 5 АИОР (п.1.4, 1.5, 1.6), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P3	Выполнять работы в области стандартизации и сертификации: по созданию проектов стандартов, методических и нормативных материалов и технических документов, по нормоконтролю и экспертизе технической документации, участвовать в проведении сертификации продукции, услуг, систем качества и систем экологического управления предприятием, участвовать в аккредитации органов по сертификации, измерительных и испытательных лабораторий	Требования ФГОС (ОК-17, 19; ПК-1, 6, 7, 8, 11, 14, 16, 17, 18, 21, 24). Критерий 5 АИОР (п.1.5, 1.6), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P4	Выполнять работы в области контроля и управления качеством: участвовать в оперативной работе систем качества, анализировать оценку уровня брака и предлагать мероприятия по его предупреждению и устранению, участвовать в практическом освоении систем менеджмента качества	Требования ФГОС (ОК-3, 9, 15, ПК-2, 5, 11, 12, 13, 15, 21). Критерий 5 АИОР (п. 1.5, 1.6), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P5	Использовать базовые знания в области экономики, проектного менеджмента и практики ведения бизнеса, в том числе менеджмента рисков и изменений, для ведения комплексной инженерной деятельности; проводит анализ затрат на обеспечение требуемого качества и деятельности подразделения, проводить предварительное технико-экономическое обоснование проектных решений	Требования ФГОС (ОК-8, 9, 18, ПК-10, 25). Критерий 5 АИОР (п.2.1, 1.3, 1.5), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
<i>Универсальные компетенции</i>		
P6	Понимать необходимость и уметь самостоятельно учиться и повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности	Требования ФГОС (ОК-3, 4, 5). Критерий 5 АИОР (п.2.6), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P7	Эффективно работать индивидуально, в качестве члена команды по междисциплинарной тематике, а также руководить командой, демонстрировать ответственность за результаты работы	Требования ФГОС (ОК-3, 18, ПК-26). Критерий 5 АИОР (п.2.3), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требование ФГОС ВПО, критериев и/или заинтересованных сторон
P8	Владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в интернациональной среде, разрабатывать документацию, представлять и защищать результаты инженерной деятельности	Требования ФГОС (ОК-17,19). Критерий 5 АИОР (п.2.2), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P9	Ориентироваться в вопросах безопасности и здравоохранения, юридических и исторических аспектах, а также различных влияниях инженерных решений на социальную и окружающую среду	Требования ФГОС (ОК-1, 13, 14, ПК-26). Критерий 5 АИОР (п.2.5), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>
P10	Следовать кодексу профессиональной этики, ответственности и нормам инженерной деятельности	Требования ФГОС (ОК-6, 7). Критерий 5 АИОР (п.1.6, 2.4), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EURACE</i> и <i>FEANI</i>

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа информационных технологий и робототехники
 Направление подготовки 27.04.01 Стандартизация и метрология
 Отделение школы (НОЦ) Отделение автоматизации и робототехники

УТВЕРЖДАЮ:
 Руководитель ООП
 _____ Казаков В.Ю.
 (Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
8ГМ71	Ершовой Елене Анатольевне

Тема работы:

Использование методов классификации в задачах проектирования нейрокомпьютерного интерфейса	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	№ 1097/с от 12.02.2019г.

Срок сдачи студентом выполненной работы:	03.06.2019
--	------------

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

<p>Исходные данные к работе <i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i></p>	<p>Объекты исследования:</p> <ol style="list-style-type: none"> 1 Нейрокомпьютерный интерфейс; 2 Электроэнцефалографический сигнал, полученный после проведения эксперимента; 3 Методы классификации в задачах проектирования нейрокомпьютерного интерфейса.
---	---

<p>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов <i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i></p>	<p>1 Аналитический обзор литературы по нейрокомпьютерным интерфейсам; 2 Планирование эксперимента по распознаванию образов для выявления управляющей активности оператора; 3 Проведение эксперимента на электроэнцефалографической установке; 4 Обработка полученных сигналов и распознавание образов с использованием методов классификации; 5 Анализ полученных результатов и подведение итогов; 6 Социальная ответственность; 7 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение; 8 Раздел, выполненный на английском языке.</p>
<p>Перечень графического материала <i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i></p>	<p>Презентация, выполненная в программе Microsoft Power Point</p>

<p>Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы <i>(с указанием разделов)</i></p>	
<p style="text-align: center;">Раздел</p>	<p style="text-align: center;">Консультант</p>
<p>Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение</p>	<p>В. С. Николаенко</p>
<p>Социальная ответственность</p>	<p>Н. А. Атепаева</p>
<p>Раздел, выполненный на английском языке</p>	<p>А.В. Диденко</p>
<p>Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:</p>	
<p>1.1 Проблема создания нейрокомпьютерного интерфейса 1.2 История развития ИМК 1.3 Классификация ИМК 1.4 Электроэнцефалография</p>	

<p>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</p>	<p style="text-align: center;">28.01.19</p>
--	---

Задание выдал руководитель:

<p style="text-align: center;">Должность</p>	<p style="text-align: center;">ФИО</p>	<p style="text-align: center;">Ученая степень, звание</p>	<p style="text-align: center;">Подпись</p>	<p style="text-align: center;">Дата</p>
<p style="text-align: center;">Доцент ОАР ИШИТР</p>	<p style="text-align: center;">Казakov Вениамин Юрьевич</p>	<p style="text-align: center;">к.ф.-м.н., с.н.с.</p>		

Задание принял к исполнению студент:

<p style="text-align: center;">Группа</p>	<p style="text-align: center;">ФИО</p>	<p style="text-align: center;">Подпись</p>	<p style="text-align: center;">Дата</p>
<p style="text-align: center;">8ГМ71</p>	<p style="text-align: center;">Ершова Елена Анатольевна</p>		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

Группа	ФИО
8ГМ71	Ершовой Елене Анатольевне

Школа	ИШИТР	Отделение	ОАР
Уровень образования	Магистр	Направление/специальность	27.04.01 Стандартизация и метрология

Тема ВКР:

Использование методов классификации в задачах проектирования нейрокомпьютерного интерфейса

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	Стоимость расходных материалов
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	Определение структуры плана проекта и трудоёмкости работ, разработка графика проведения НИИ, бюджет НИИ.
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	- отчисления во внебюджетные фонды - расчет дополнительной заработной платы

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Формирование плана и графика разработки	- определение структуры работ; - определение трудоемкости работ; - разработка линейной диаграммы Ганта.
2. Формирование бюджета затрат на научное исследование	- материальные затраты; - заработная плата; - отчисления на социальные цели; - накладные расходы.
3. Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования	Определение интегрального показателя эффективности.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. Матрица SWOT
2. График проведения и бюджет НИ
3. Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НИ

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	29.03.19
---	----------

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ассистент ОСГН ШБИП	Николаенко Валентин Сергеевич			

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ГМ71	Ершова Елена Анатольевна		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»**

Студенту:

Группа	ФИО
8ГМ71	Ершовой Елене Анатольевне

Школа	ИШИТР	Отделение	ОАР
Уровень образования	Магистр	Направление/специальность	27.04.01 Стандартизация и метрология

Тема ВКР:

Использование методов классификации в задачах проектирования нейрокомпьютерного интерфейса

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

1. Характеристика объекта исследования (вещество, материал, прибор, алгоритм, методика, рабочая зона) и области его применения	Объектом исследования является нейрокомпьютерный интерфейс. Для определения классифицирующих признаков электроэнцефалограммы испытуемого, полученной с помощью интерфейса, используются методы классификации. Результаты данной работы могут применяться для мысленного управления внешними устройствами, например, парализованными людьми.
--	---

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности: - специальные (характерные при эксплуатации объекта исследования, проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства; - организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.	СанПиН 2.2.2/2.4.1340 – 03 Трудовой кодекс Российской Федерации от 30.12.2001 N 197-ФЗ (ред. от 01.04.2019) ГОСТ 12.2.032-78
2. Производственная безопасность 2.1. Анализ выявленных вредных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения. 2.2. Анализ выявленных опасных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения.	Отклонение показателей микроклимата; отсутствие или недостаток естественного света; недостаточная освещенность рабочей зоны; превышение уровня шума; высокий уровень электромагнитных излучений; повышенное значение напряжения в электрической цепи, замыкание которой может произойти через тело человека.
3. Экологическая безопасность	Наличие в ПЭВМ опасных для окружающей среды веществ, такие как производные газов и тяжелые металлы.
4. Безопасность в чрезвычайных ситуациях	Пожар.

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	29.03.2019
---	------------

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель ООД ШБИП	Атепаева Наталья Александровна			

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ГМ71	Ершова Елена Анатольевна		

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа Инженерная школа информационных технологий и робототехники
 Направление подготовки 27.04.01 Стандартизация и метрология
 Уровень образования Магистратура
 Отделение школы (НОЦ) Отделение автоматизации и робототехники
 Период выполнения (осенний / весенний семестр 2018/2019 учебного года)

Форма представления работы:

Магистерская диссертация

(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН выполнения выпускной квалификационной работы

Срок сдачи студентом выполненной работы:	03.06.19
--	----------

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
01.03.2019	Аналитический обзор литературы по нейрокомпьютерным интерфейсам	20
20.03.2019	Планирование и проведение эксперимента по распознаванию образов для выявления управляющей активности оператора	25
10.04.2019	Обработка полученных сигналов и распознавание образов с использованием методов классификации	30
20.04.2019	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	10
05.05.2019	Социальная ответственность	10
20.05.2019	Выполнение раздела на иностранном языке	5

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОАР ИШИТР	Казаков Вениамин Юрьевич	к.ф.-м.н., с.н.с.		

СОГЛАСОВАНО:
Руководитель ООП

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОАР ИШИТР	Казаков Вениамин Юрьевич	к.ф.-м.н., с.н.с.		

Реферат

Выпускная квалификационная работа 114 страниц, 64 рисунка, 20 таблиц, 47 источников, 3 приложения.

Ключевые слова: нейрокомпьютерный интерфейс, интерфейс мозг-компьютер, распознавание образов, методы классификации, линейный дискриминантный анализ.

Объект исследования работы – нейрокомпьютерный интерфейс.

Целью данной работы является выявление информативных признаков в электроэнцефалограмме, пригодных для управления внешними устройствами и для создания алгоритмов управления на их основе.

Для достижения данной цели поставлены следующие задачи:

- обзор российской и зарубежной литературы;
- выбор принципа работы интерфейса мозг-компьютер и определение алгоритма его работы;
- планирование эксперимента по выявлению управляющей активности оператора;
- проведение экспериментальных исследований по регистрации электроэнцефалограммы;
- обработка полученных сигналов и обнаружение информативных признаков с использованием методов классификации;
- разработка алгоритма обработки полученных электроэнцефалографических сигналов с целью выявления управляющей активности оператора.

Результаты данной работы могут применяться для мысленного управления внешними устройствами, например, для повышения качества жизни парализованных людей.

Содержание

	С.
Введение	13
1 Обзор литературы	14
1.1 Проблема создания нейрокомпьютерного интерфейса	14
1.2 История развития ИМК	15
1.3 Классификация ИМК	18
1.3.1 ИМК на основе вызванных потенциалов	19
1.3.2 ИМК на основе медленных корковых потенциалов	23
1.3.3 ИМК на основе сенсомоторных ритмов	24
1.4 Электроэнцефалография	26
1.5 Структурная схема нейрокомпьютерного интерфейса	29
1.6 Строение головного мозга	30
1.7 Наложение электродов	36
2 Организация и техника эксперимента	39
2.1 Наносенсоры	39
2.2 Аппаратно-программный диагностический комплекс	40
2.3 Эксперимент по снятию электроэнцефалограммы	41
2.3.1 Планирование и матрица эксперимента	41
2.3.2 Организация эксперимента по снятию ЭЭГ	43
3 Обработка сигналов и анализ полученных результатов	46
3.1 Выбор информативного электрода	46
3.2 Сравнение сигналов для положительных и отрицательных реакций	47
3.3 Сравнение альфа-ритмов сигналов	51
	10

3.4	Выбор метода распознавания образов	57
3.5	Линейный дискриминантный анализ	59
3.6	Линейный дискриминантный анализ в Statistica. Обработка данных с помощью Matlab	63
4	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	69
4.1	Оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	69
4.1.1	SWOT – анализ	69
4.2	Планирование этапов и выполнения работ проводимого научного исследования	70
4.2.1	Структура работ в рамках научного исследования	70
4.2.2	Определение трудоемкости выполнения работ	72
4.2.3	Разработка графика проведения научного исследования	73
4.3	Расчет бюджета научно-технического исследования	76
4.3.1	Расчет материальных затрат	76
4.3.2	Расчет заработной платы	77
4.3.3	Отчисления во внебюджетные фонды	79
4.3.4	Накладные расходы	80
4.3.5	Формирование бюджета затрат научно-исследовательской работы	80
4.4	Определение ресурсосберегающей, финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования	81
5	Социальная ответственность	84
5.1	Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности	84
5.1.1	Специальные правовые нормы трудового законодательства	84
		11

5.1.2	Организационные мероприятия по компоновке рабочей зоны	85
5.2	Производственная безопасность	86
5.2.1	Отклонение показателей микроклимата	87
5.2.2	Недостаточная освещенность рабочей зоны и отсутствие или недостаток естественного света	88
5.2.3	Превышение уровня шума	90
5.2.4	Высокий уровень электромагнитных излучений	91
5.2.5	Повышенное значение напряжения в электрической цепи, замыкание которой может произойти через тело человека	92
5.3	Экологическая безопасность	93
5.4	Безопасность в чрезвычайных ситуациях	94
	Заключение	96
	Список использованных источников	97
	Приложение А Функциональная схема комплекса	103
	Приложение Б План эвакуации при пожаре	104
	Приложение В Раздел на иностранном языке	105

Введение

По данным Организации Объединенных Наций (ООН) на сегодняшний день на Земле существует около 450 млн. человек с физическими и/или психическими недостатками, причем из них около 200 млн. детей – инвалидов, и эта проблема имеет тенденцию к увеличению. Инвалидность приводит к существенному ограничению жизнедеятельности, что способствует социальной дезадаптации. В результате чего, люди с ограниченными возможностями, испытывают трудности в самообслуживании, общении, обучении, овладению профессиональными навыками. В связи с этим создается острая необходимость в разработке средств социальной адаптации людей с ограниченными возможностями.

Интерфейс мозг-компьютер (ИМК) – это технология, которая благодаря регистрации и расшифровки электрической активности головного мозга может производить коммуникацию мозга с внешними объектами или управлять внешними исполнительными устройствами [1].

На данный момент, актуальным является разработка аппаратуры щадящего измерения электрической активности мозга, обнаружение информативных признаков в электроэнцефалограмме для управления внешними устройствами и для создания алгоритмов управления на их основе, а также создание полной системы ИМК.

Результаты данной работы могут применяться для мысленного управления внешними устройствами, например, для повышения качества жизни парализованных людей.

1 Обзор литературы

1.1 Проблема создания нейрокомпьютерного интерфейса

ИМК используется как исследовательский инструмент, применяется в образовании, производстве, компьютерных играх и в других видах деятельности человека. Особенно широко ИМК используется в медицине, в частности реабилитационной, для улучшения качества жизни инвалидов, а именно создание возможности коммуникации.

Наиболее тяжело приходится парализованным людям, утратившим возможность самостоятельно передвигаться и разговаривать. Это происходит в результате поражения нейронов или нервных волокон. Формы поражений нервов могут быть различны, в частности кровоизлияние в головной или спинной мозг, нарушение кровообращения и опухоли головного мозга. В результате несчастных случаев может развиваться паралич тела – полная невозможность осуществления двигательных функций. В таком состоянии человек не может говорить, полностью теряет самостоятельность и связь с обществом. Число парализованных людей в России по данным различных источников на 2017 год около двадцати тысяч человек, из которых более сорока процентов людей моложе 50 лет [2]. В связи с этим были созданы условия для оказания помощи этим категориям граждан. Таким образом, возрос интерес к управлению различными устройствами на основе биологических сигналов, таких как электроэнцефалограмма, электромиограмма, электроокулограмма и другие [3].

Управление техническими устройствами предполагает включение и выключение устройств, то есть ИМК может использоваться также в промышленности для управления конвейером, а также для управления бытовыми приборами, в частности, инвалидной коляской. Кроме того, интерфейс может быть использован для управления робототехническим устройством, манипулятором.

1.2 История развития ИМК

Первые результаты изучения электрического явления при исследовании полушарий мозга представил практикующий врач Ричард Катон в 1875 году. Исследование проводилось на кроликах и обезьянах.

Позже, в 1924 году, немецкий ученый Ганс Бергер впервые зафиксировал на бумаге генерируемые головным мозгом кривые электрического сигнала от поверхности головы при помощи гальванометра. Ранее это удавалось сделать только инвазивными способами. Ганс Бергер – первый ученый, который снял электроэнцефалограмму.

В результате многочисленных исследований, ученый пришел к выводу, что все действия человека влияют на изменение активности головного мозга. Таким образом, Ганс Бергер пришел к идее разработки устройства, способного создавать управляющие команды на основе электрической активности мозга. Этим устройством стал нейрокомпьютерный интерфейс или интерфейс мозг-компьютер [4].

В 1960-х годах был создан нейрокомпьютерный интерфейс, в основу которого легло умение человека произвольно управлять мощностью альфа-ритма. Такой ИМК выполнял только одну бинарную команду [5, 6].

За последние пятнадцать лет произошел значительный рост технологий ИМК благодаря научным, технологическим и социальным предпосылкам. Создание мощных компьютеров с математическим обеспечением, развитие микропроцессорной техники, повышение вычислительной мощности, создание компактных систем многоканальной записи активности мозга – все это стало основой создания ИМК. Благодаря повышению вычислительной мощности стало возможно обрабатывать сигнал, поступающий с нескольких каналов в реальном времени, что позволило на основе этих данных составлять управляющие команды для внешних устройств. Тот факт, что ИМК может использоваться для

реабилитации людей с различными мышечными или неврологическими нарушениями, стал социальной предпосылкой создания ИМК.

В 1990-х годах ИМК впервые был удачно использован для восстановления зрения, слуха и двигательных функций пациентов [7], в результате чего интерес к нейрокомпьютерным интерфейсам значительно увеличился. Причем, передача данных при восстановлении функций движения производилась от мозга к устройству, а при восстановлении зрения и слуха наоборот – от устройства к мозгу.

Первая операция по восстановлению двигательных функций больному с боковым амиотрофическим склерозом была выполнена в 1998 году. Для восстановления двигательных функций, пациенту вживили электроды, посредством которых регистрировали электрическую активность нейронов его головного мозга. Затем пациента попросили контролировать нейронные сигналы, благодаря чему внешнему исполнительному устройству передавались команды. Учеными было выяснено, что при подобной передаче нейронного сигнала мышечному стимулятору, возможно активировать движения в парализованной конечности [8].

В 2005 году ученые вживили нейрочип BrainGate, который состоял из 96 микроэлектродов фирмы Cyberkinetics Neurotechnology парализованному человеку. Нейрочип был вживлен учеными в область моторной коры больного, которая управляла движениями правой руки. Было определено, что желание сделать движение конечностью активирует импульсную активность нейронов, несмотря на то, что после травмы спинного мозга прошло три года. В результате вживления нейрочипа, пациент обучился делать движения роботизированной рукой, а также осуществлять команды управления на экране компьютера. Пациенты с двигательным параличом могут управлять протезом руки и выполнять элементарные действия с роботизированной рукой после нескольких тренировок при помощи ИМК [9].

В 2013 году исследователи университета Брауна создали первый беспроводной имплантируемый нейроинтерфейс. Устройство работает от бесконтактно подзаряжаемого источника питания.

В 2012 году парализованная в течение последних 15 лет женщина смогла самостоятельно выпить кофе благодаря разработке BrainGate. Она смогла мысленно управлять искусственной рукой, взять ею предмет, поднести к себе и поставить его обратно. К 2017 году ученые BrainGate разработали интерфейс, благодаря которому можно быстро и точно управлять протезом [10].

В 2016 году ученые из Университета Джонса Хопкинса в Балтиморе изобрели нейроинтерфейс, который способен управлять отдельными пальцами протеза руки. Для этого исследователи установили на отвечающем за движение рук участке мозга нейрочип из 128 электродов. Затем регистрировали электрические сигналы, полученные при движении каждого пальца в отдельности. На основе этого учеными был запрограммирован протез таким образом, чтобы пальцы руки, подключенной к электродам в мозге, двигались по отдельности. Точность управления пальцами сначала достигала 76 процентов, а после доработки изобретения точность повысилась до 96,5 процентов [11].

В 2018 году калифорнийские ученые Университета Уэйк-Форес совершили значительный шаг в развитие нейроинтерфейсов. Они создали протез, способный улучшить память человека примерно на 30 процентов. Во время разработки протеза учеными были имплантированы электроды в гиппокамп (центр памяти) добровольцев. Регистрируя работу нервных клеток, ученым удалось создать алгоритм, который записывает и считывает конкретные пакеты нейроимпульсов, соответствующие тем или иным воспоминаниям. Ученые заявляют, что данная разработка поможет людям, страдающим от болезни Альцгеймера, старческой деменции и других проблем с памятью [12].

1.3 Классификация ИМК

Нейрокомпьютерные интерфейсы также могут быть классифицированы по типу сигналов, которые они регистрируют, а также по методам обработки для формирования команды управления внешним исполнительным устройством. Таким образом, системы ИМК различаются на три типа: инвазивные, частично инвазивные и неинвазивные ИМК.

Инвазивные ИМК вживляются в серое вещество коры головного мозга путем проведения нейрохирургической операции. Инвазивные ИМК имеют неоспоримое преимущество: они регистрируют сигналы более высокого качества, чем остальные типы. Однако со временем сигналы становятся слабее в результате развития вокруг электродов рубцовой ткани.

Частично инвазивные ИМК находятся внутри черепа человека, но вне мозговой ткани. ИМК с использованием электрокортикограммы является частично инвазивным ИМК. В этом случае электроды внедряются на поверхность коры головного мозга, не проникая в ткань мозга.

Наиболее широко используемый метод нейронного изображения – неинвазивные ИМК. При данном методе регистрация сигнала осуществляется с поверхности черепа и для него не требуется проведение нейрохирургической операции [13]. Этот метод измерения мозговой активности позволяет создавать карты активации областей мозга при различных процессах.

В неинвазивных ИМК каждый электрод регистрирует суммарную активность сотен тысяч нервных клеток, различных по функциям, а не активность отдельно взятых нервных клеток. Стабильные сдвиги в электроэнцефалограммах используются как команды для внешних устройств и предоставляют возможность управления такими устройствами. Люди с ограниченными возможностями могут самостоятельно работать с ИМК без необходимости обращаться к медперсоналу. В дальнейшем возможно

использование ИМК для управления роботизированными устройствами, например в производственных процессах.

Стоит отметить, что наиболее востребованы неинвазивные методы для построения эффективных ИМК, поскольку они не имеют таких рисков, как заражение тканей через отверстие для электрода, и соответственно, могут быть использованы повсеместно.

В качестве методов получения информативного сигнала для ИМК могут выступать: электрокортикография, электроэнцефалография, магнитоэнцефалография, изучение распределения и интенсивности кровотока в головном мозге, изучение импульсной активности нейронов и так далее. Наиболее распространенными являются ИМК на основе электроэнцефалографии (ЭЭГ). В данной работе будет использоваться метод электроэнцефалографии для снятия электрической активности головного мозга.

Регистрируемые с головного мозга сигналы, полученные неинвазивным методом, могут использоваться в качестве управляющих для какой-либо программы. Благодаря этому возможно управлять каким-либо техническим устройством посредством биологической обратной связи. Существуют следующие типы неинвазивных ИМК, которые используют различные виды команд исполнительному устройству:

- ИМК, использующий вызванные потенциалы;
- ИМК, использующий медленные корковые потенциалы;
- ИМК, использующий сенсомоторные ритмы.

1.3.1 ИМК на основе вызванных потенциалов

Вызванный потенциал (ВП) представляет собой электрическую реакцию мозга на какой-либо внешний раздражитель. Для выделения ВП из-за их низкой амплитуды по отношению к спонтанной активности электроэнцефалографии используются многократная стимуляция, последовательное усреднение слабых потенциалов биоэлектрической

активности мозга и их фильтрация. Виды подаваемых стимулов могут быть как экзогенные – зрительные, слуховые, соматосенсорные, так и эндогенные – когнитивные (P300).

Зрительный вызванный потенциал представляет собой реакцию на некий зрительный раздражитель, имеющий определенную частоту, которая выражается в электрической активности в затылочной области, фиксирующую активность зрительной коры с той же или кратной частотой.

Слуховые ВП представляют собой реакцию на акустические стимулы различной частоты и продолжительности. Данные ВП дают возможность определить состояние центров слухового пути и слухового нерва в подкорке и мозговом стволе.

Соматосенсорные ВП являются ответом всей нервной системы. Они регистрируются при раздражении нервов конечностей. Соматосенсорные ВП дают возможность определить чувствительность рук или ног при различных повреждениях спинного мозга, а также поражениях подкорковых чувствительных центров и коры головного мозга [14, 15].

Компонент P300 появляется как ответ на неожиданный и редко предъявляемый значимый стимул, возникающий среди часто предъявляемых незначимых стимулов.

Наиболее практичным видом ИМК является интерфейс мозг-компьютер, который работает на основании выделения положительной реакции компонента P300 ВП на определенный стимул. Поскольку в нем могут быть использованы слуховые или тактильные стимулы, а не только зрительные. Эта технология не подразумевает начальной подготовки пользователя, а использует естественный отклик мозга на стимулы, что является ее преимуществом. Волна P300 естественна для человека и наблюдается у всех людей как реакция на предъявляемый стимул.

ВП P300 основан на анализе когнитивного компонента потенциалов мозга, волны P300. Эта волна отличается положительным резким повышением амплитуды электроэнцефалографического сигнала через какое-

то время после того, как оператору предъявили ожидаемый стимул в серии незначимых стимулов. Время, спустя которое появляется волна после предъявления стимула, различается в зависимости от человека, которому предъявляют стимул, но приблизительно оно составляет 300 мс. Вследствие этого, данная волна называется P300, что означает positive 300, то есть положительное отклонение через 300 мс [16]. Волна P300 длится от 300 мс до 400 мс и имеет положительную амплитуду от 5 мкВ до 15 мкВ. Пример данной волны представлен на рисунке 1. От частоты появления значимого стимула зависит величина амплитуды P300, чем реже стимул предъявляется, тем больше амплитуда волны. Чаще всего необходимо произвести несколько усреднений для того, чтобы выделить компонент P300 из фоновой активности.

Первый работоспособный интерфейс мозг-компьютер был описан в [17]. В представленном интерфейсе на экране компьютера в виде матрицы размерностью шесть на шесть показаны цифры, буквы, или иные символы. Описанная матрица представлена на рисунке 2.

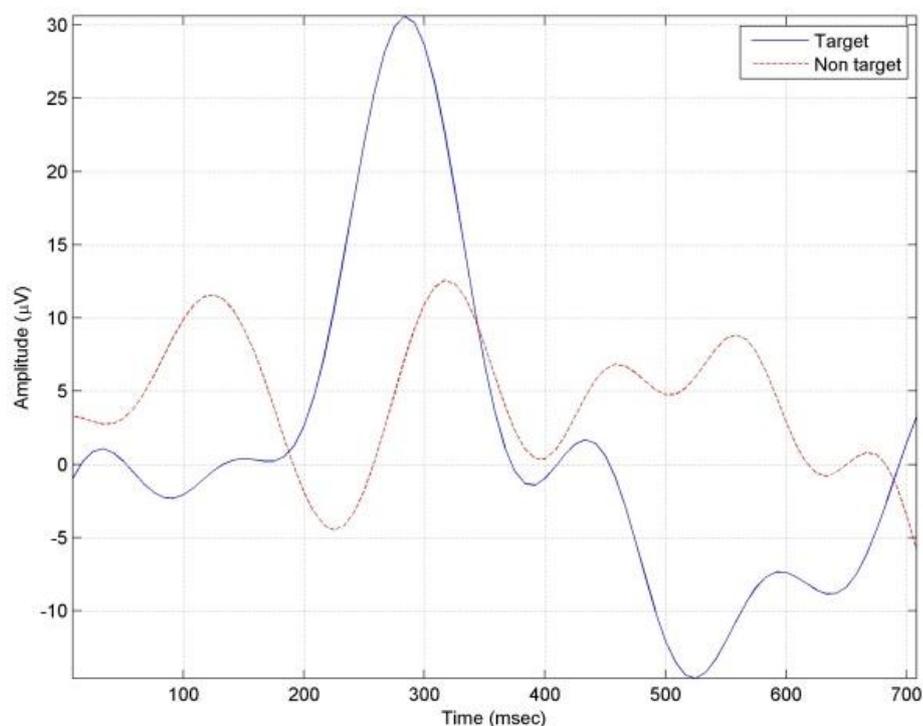


Рисунок 1 – Пример волны P300

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

Рисунок 2 – Матрица предъявляемых стимулов

В проведенном опыте из [17] каждые 125 мс подсвечивалась одна колонка или один ряд матрицы предъявляемых стимулов, которые выбираются случайно. При этом испытуемый подсчитывал количество появлений ряда и колонки, в которых расположен нужный символ. Волна P300 появлялась тогда, когда нужный символ находился в предъявляемых ряде или колонке. По окончании всего опыта, количество вызванных реакций на предъявление каждой колонки и каждого ряда, складывались. По наибольшей сумме определялся задуманный испытуемым символ.

В таких экспериментах для увеличения производительности интерфейса время между стимулами составляло 125 мс, но тогда ответная реакция на последовательные стимулы накладывалась, что значительно усложняло распознавание компонента P300. В целях повышения вероятности распознавания волны P300 использовались следующие методы: дискриминантный анализ, дискретное вейвлет-преобразование, метод независимых компонент, метод опорных векторов и другие. Несмотря на это, производительность такого интерфейса на основе выявления волны P300 не превышала 10 букв в минуту, то есть около двух слов [18].

Преимуществом интерфейса мозг-компьютер на основе волны P300 является возможность применения интерфейса без предварительной подготовки, поскольку волна P300 является естественным компонентом вызванного ответа, при определенном эксперименте. Недостатком эксперимента является то, что при длительном использовании метода

амплитуда волны Р300 у одного и того же оператора может меняться. Поэтому, для обеспечения длительного использования данного метода необходимо адаптировать алгоритм выделения компонента Р300.

1.3.2 ИМК на основе медленных корковых потенциалов

Медленные корковые потенциалы (МКП) – низкочастотная составляющая электроэнцефалографического сигнала, изменяющаяся со временем от 0,5 до 10 с. Сдвиг потенциалов в отрицательную сторону происходит во время подготовки к движению и других функций коры, способствующих повышению корковой активности, а сдвиг потенциалов в положительную сторону происходит при уменьшении корковой активности [19]. Человек может произвольно управлять медленными корковыми потенциалами, это было выяснено еще в 80х годах. На этой особенности был основан нейрокомпьютерный интерфейс, в котором регистрировался потенциал макушки относительно соединенных ушных электродов. МКП выделялся из шумов фильтрацией и представлялся временной разверткой на экране монитора испытуемому. Временная развертка представлена на рисунке 3.

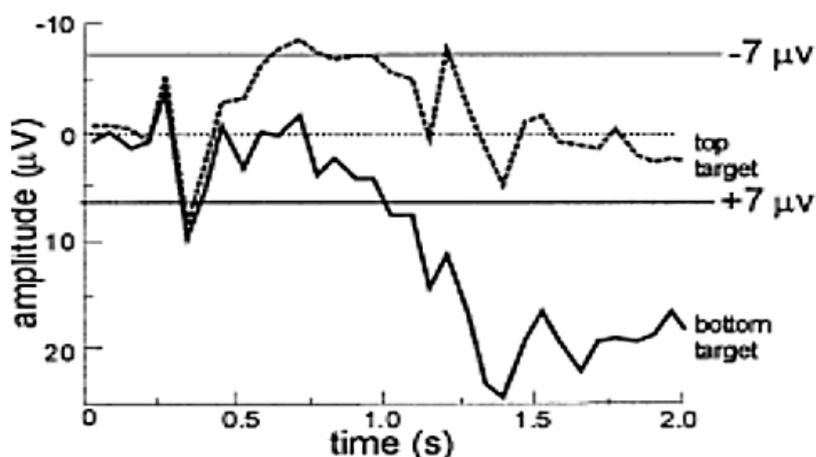


Рисунок 3 – Схема эксперимента Бирбаумера

Испытуемые были обучены осуществлять негативный или позитивный сдвиги МКП, что сделало возможным выполнение бинарных

команд. Обозначались верхний и нижний уровни потенциала, в сторону которых испытуемый должен был осуществлять сдвиг МКП. Распознавание направления сдвига занимает приблизительно 4 с. При этом в первые 2 с происходит выявление текущего фонового уровня потенциала, а затем в последующие 2 с происходит направление сдвига. Обратная связь могла быть как зрительной, так и слуховой или тактильной. Обучение испытуемого совершать правильные сдвиги занимало довольно много времени: от нескольких недель до нескольких месяцев. Когда испытуемый учился выполнять 75 % правильных сдвигов потенциалов, ИМК присоединялся к генератору букв. Выбор буквы происходил с использованием последовательности бинарных команд. Другими словами, сначала указывалась одна половина алфавита, а затем половина от этой половины и так далее до тех пор, пока не будет указана нужная буква. Такой алгоритм включает в себя проведение пяти последовательных команд на каждую из букв. Соответственно, производительность этого алгоритма составляла от двух до тридцати шести слов в час [20].

1.3.3 ИМК на основе сенсомоторных ритмов

В таких ИМК для управления внешним устройством (протезом или курсором на экране) испытуемый мысленно представляет движение. Это связано с тем, что за контроль разных групп мышц отвечают различные участки коры головного мозга, которые отвечают за естественные моторные движения.

В состоянии бодрствования и при отсутствии движения у человека возникают мозговые ритмы в частотном диапазоне (8 – 12) Гц над областями сенсомоторной и двигательной коры. Называется этот ритм мю-ритмом. Мю-ритм сопровождается бета-ритмом в диапазоне (18 – 26) Гц. При движении или подготовке к нему какого-либо исполнительного органа, амплитуды мю- и бета- ритмов уменьшаются в корковых представлениях этого органа.

Уменьшение ритма называют десинхронизацией, а увеличение – синхронизацией. Синхронизация наблюдается после движения и во время расслабления. Таким образом, основной проблемой данного ИМК является корректное распознавание состояний синхронизации и десинхронизации ритмов.

Преимуществом данного ИМК является тот факт, что десинхронизация мю-ритма не требует выполнения движения, а только его представление. Поэтому естественным классификатором для данного типа ИМК является только лишь представление движения.

В эксперименте, поставленном Пфюртшеллером вместе с его коллегами [21], испытуемые последовательно представляли движения правой и левой ногой, рукой, языком и прочие. Затем для каждого движения осуществлялся анализ сигналов в виде спектральной плотности в диапазоне (5 – 30) Гц от электродов, которые были расположены над сенсомоторной корой. Полученные результаты электроэнцефалографии были использованы для создания классификаторов, которые могут распознавать тип движения, представляемый испытуемым.

Распределение амплитуды мю-ритма при представляемом движении различных конечностей наглядно представлено на рисунке 4.

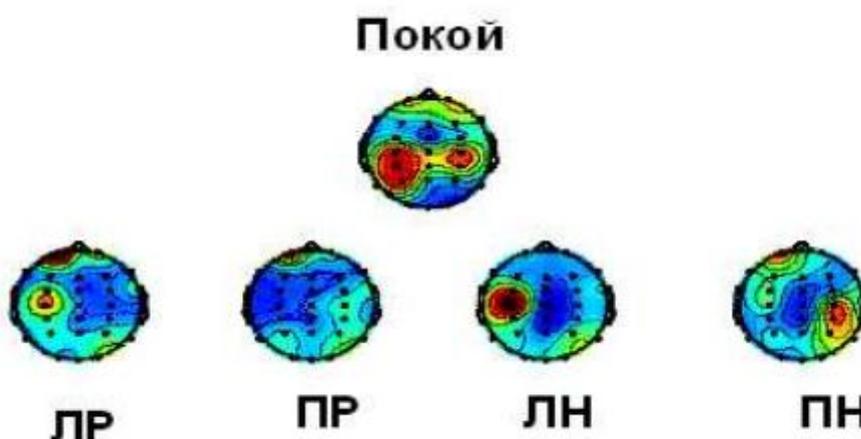


Рисунок 4 – Распределение амплитуды мю-ритма в зависимости от воображаемого движения левой руки (ЛР), правой руки (ПР), левой ноги (ЛН), правой ноги (РН).

По рисунку можно сделать вывод о том, что в состоянии покоя мю-ритм имел наибольшую амплитуду, а его активность находится в центральных областях над двумя полушариями. Во время воображения движения правой рукой и ногой, мю-ритм уменьшался в левом полушарии и наоборот. Данное изменение амплитуды мю-ритма может быть достаточно верно распознано классификатором для создания управляющей команды. После обучения, классификатор может быть использован как для дискретного (набор букв), так и для непрерывного (курсор) управления. На сегодняшний день существуют благополучные эксперименты реабилитации больных, в том числе для управления движением схватывания протеза руки парализованного пациента [22].

1.4 Электроэнцефалография

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – это метод исследования электрической активности головного мозга путем измерения электрических потенциалов мозга, регистрируемый посредством поверхностных влажных или сухих электродов, расположенных на коже головы [23]. На рисунке 5 представлен пример электроэнцефалограммы [24].

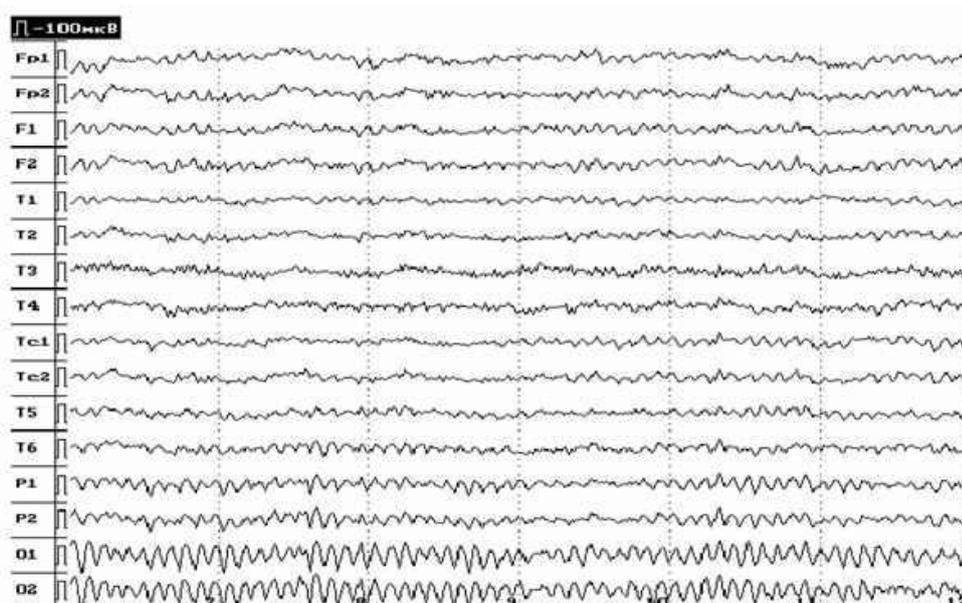


Рисунок 5 – Пример электроэнцефалограммы

Электроэнцефалографический сигнал – результат суммации и фильтрации процессов, которые происходят в клетках нервной системы – нейронах. То есть ЭЭГ сигнал представляет собой сложный колебательный электрический процесс.

Использование данных ЭЭГ имеет преимущества: они конфиденциальны, их очень сложно подделать. Выбор участка мозга, с которого регистрируется электрический сигнал, обусловлен задачами, поставленными перед нейрокомпьютерным интерфейсом. Исследования в области ИМК послужили серьезным толчком к изучению функциональной активности мозга. Эта тема является актуальной и в наши дни, поскольку процессы переработки информации в мозге до сих пор полностью не изучены. ИМК значительно способствует более глубокому пониманию процессов, происходящих в мозге.

Так как электроэнцефалографический сигнал – колебательный процесс, соответственно он имеет следующие характеристики: амплитуда, частота, фаза. Сигнал является случайным, следовательно, волны различных частот присутствуют на каждом его участке. Анализ электроэнцефалографического сигнала подразумевает выделение частотных ритмов непосредственно из этого сигнала. Частотный ритм электроэнцефалограммы является электрической активностью, соответствующей определенному состоянию мозга с конкретными границами частотного диапазона. Чаще всего, при анализе сигнала, применяются следующие ритмы:

- дельта-ритм (частота от 0,5 до 3 Гц, амплитуда от 30 до 150 мкВ);
- тета-ритм (частота от 4 до 7 Гц, амплитуда от 100 до 150 мкВ);
- альфа-ритм (частота от 8 до 13 Гц, амплитуда от 30 до 150 мкВ);
- бета-ритм (частота от 14 до 30 Гц, амплитуда от 10 до 30 мкВ);
- гамма-ритм (частота от 30 Гц до 50 Гц, амплитуда до 10 мкВ);
- мю-ритм имеет схожие характеристики с альфа-ритмом, но в отличие от него, возникает над моторной корой, в то время как альфа-ритм

возникает в задней части головы над зрительной корой. Мю-ритм изменяется только под влиянием кинестетических раздражителей и почти не реагирует на воздействие световых или звуковых сигналов [25, 26].

На рисунке 6 показаны примеры описанных ритмов электроэнцефалографии. Данный рисунок наглядно показывает различие частот и амплитуд ритмов ЭЭГ сигналов.

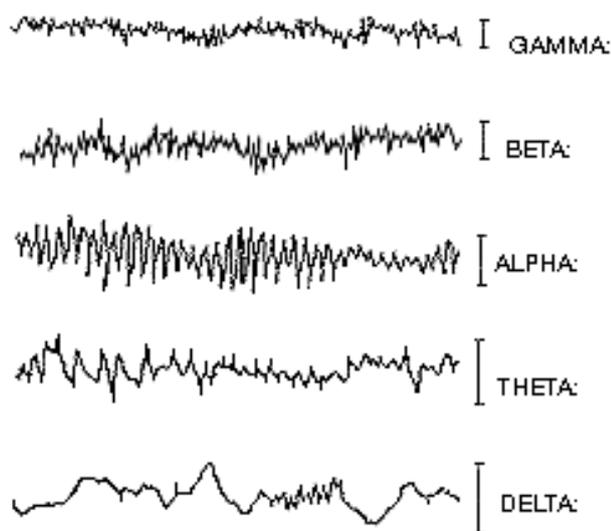


Рисунок 6 – Ритмы ЭЭГ сигналов

Таким образом, план действий при электроэнцефалографическом исследовании подразумевает следующие этапы:

- регистрация электроэнцефалограммы;
- фильтрация и понижение помех и различных артефактов. Артефактом является запись постороннего процесса, не являющимся отражением электрической активности головного мозга;
- определение интегральных характеристик электроэнцефалограммы посредством визуальной оценки и с использованием методов математической обработки данных;
- отнесение электроэнцефалограммы к определенному классу (например, нормальному или патологическому) [24].

1.5 Структурная схема нейрокомпьютерного интерфейса



Рисунок 7 – Структурная схема ИМК

На рисунке 7 представлена структурная схема нейрокомпьютерного интерфейса в общем виде. Здесь сплошной линией обозначены обязательные блоки и прямые линии связи блоков, пунктирной линией обозначен блок, который может отсутствовать и линией «точка-тире» обозначена обратная связь.

Опишем порядок работы нейрокомпьютерного интерфейса в схеме со стимулятором. Сначала стимулятор предъявляет стимул испытуемому посредством компьютера. Это может быть зрительный, акустический или тактильный стимул. Человек ставит определенную цель в соответствии с полученным стимулом. Затем сенсоры снимают биопотенциал с поверхности кожи головы испытуемого. Благодаря плотному контакту с кожей, создается замкнутая цепь, в которой производится измерение и регистрация колебаний биопотенциалов. Далее компьютер с программным обеспечением (ПО) производит обработку полученных с сенсоров данных. В блоке обработки происходит обработка сигнала, выявления классификаторов и составления исполняющей команды для объекта управления. Человек оценивает выполнение объектом управления задуманной им команды, что является обратной связью.

В случае, когда стимулятор отсутствует, человек сам генерирует задачи для объекта управления, которые считывают сенсоры. Дальнейший процесс не отличается от случая со стимулятором.

1.6 Строение головного мозга

Головной мозг – это многоуровневая система, выполняющая множество функций. Мозг состоит из пяти отделов: средний, промежуточный, продолговатый, задний, конечный. Помимо этого, мозг разделяют на три части: мозжечок, большие полушария и ствол мозга. На рисунке 8 представлено строение мозга. Мост и мозжечок образуют задний отдел мозга. Конечный мозг включает в себя большие полушария и составляет до 80 процентов от массы всего мозга. Конечный мозг имеет два полушария: левое и правое, каждое из которых имеет большое количество извилин и борозд.

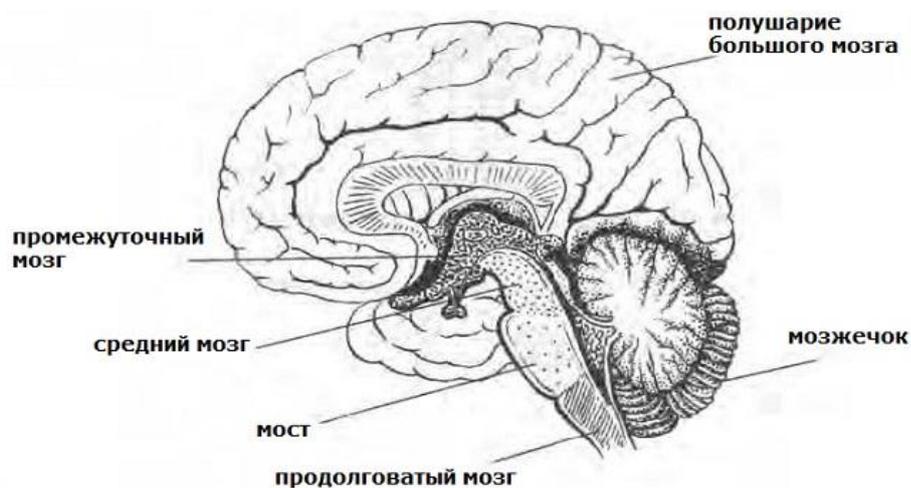


Рисунок 8 – Строение мозга

Строение полушарий головного мозга состоит из коры, подкорки и нескольких долей: лобной, затылочной, теменной, височной. Расположение долей больших полушарий головного мозга представлено на рисунке 9. Каждая из этих долей полушария головного мозга несет различную функциональную нагрузку. Кроме этого, они функционально асимметричны,

что означает, что правое полушарие управляет левой частью тела, а левое полушарие – правой.



Рисунок 9 – Доли больших полушарий мозга

Кора головного мозга является центром обработки всех процессов. На поверхности коры возникает электрический сигнал, используемый в ИМК. Кора головного мозга – поверхностный слой мозга, который покрывает оба полушария, толщина которого составляет около 3мм.

Кора головного мозга несет важнейшую функцию и обладает сложной функциональной дифференциацией, различные зоны мозга обеспечивают определенную деятельность. Основные функции долей головного мозга:

- височная доля отвечает за слух, речь и обоняние;
- затылочная доля за зрение;
- теменная доля отвечает за осязание и вкус, а также положение тела;
- лобная доля отвечает за речь, движение, сложное мышление [27].

Кора головного мозга состоит из крупных нервных клеток-анализаторов (пирамидальных нейронов) и большого количества мелких нервных клеток с короткими отростками. Пирамидальные нейроны осуществляют анализ и обработку поступающей информации, а мелкие нервные клетки предназначены для связи между пирамидальными нейронами и организмом человека. В коре головного мозга различают 6 слоев. Слои ориентированы в горизонтальной плоскости. Далее содержится краткое описание особенностей каждого слоя.

Молекулярный слой (1) – лежит непосредственно под сосудистой мозговой оболочкой, состоит из нервных волокон, выполняющих роль проводников электрических импульсов и связывающих нервные клетки между собой в единую структуру.

Наружный зернистый слой (2) – включает в себя нервные клетки, которые усиливают электрические импульсы, передаваемые по нервным волокнам молекулярного слоя.

Наружный пирамидный слой (3) – самый широкий из всех слоев, состоит из пирамидных клеток малой величины, принимающих информацию от органов чувств;

Внутренний зернистый слой (4) – состоит из мелких клеток, которые принимают информацию и клеток, обеспечивающих связь внутри коры и коры с остальным организмом человека.

Внутренний пирамидный, или ганглионарный слой (5) – содержит большие пирамидные клетки, которые обрабатывают и хранят всю поступающую в мозг информацию и выдают необходимые команды.

Полиморфный слой (6) – в нем располагаются нейроны различной формы и размеров, обеспечивающие связь между нейронами мозга и коры головного мозга с другими органами [28].

Мозг состоит из древней коры, старой коры и новой коры. В ходе эволюции сначала появилась древняя кора (палеокортекс), затем старая кора (архикортекс) и новая кора (неокортекс).

Палеокортекс – часть коры головного мозга, которая обеспечивает простейшие врожденные рефлексы, свойственные всем позвоночным животным.

Архикортекс управляет условными рефлексами, которые приобретаются в процессе жизни у любого млекопитающего.

Неокортекс – часть коры головного мозга, появившаяся на самых поздних этапах эволюции, которая участвует в регуляции и координации всех функций организма, выполняет важную функцию в осуществлении

психической деятельности конкретного индивида. У человека кора головного мозга занимает около 44 процентов объёма всего полушария, поверхность которой имеет объем от 1468 до 1670 квадратных см. Неокортекс достигает наибольшего развития у млекопитающих и особенно у человека. Поверхность неокортекса у человека занимает 95,6 процентов, архикортекса 2,2 процентов, палеокортекса 0,6 процентов, промежуточной коры, которая отделяет неокортекс от палеокортекса и архикортекса 1,6 процентов по отношению к поверхности полушария. Некортекс находится в центре, а древняя, старая и промежуточная коры занимают место по краям мозга [29].

Электрический потенциал мозга возникает из-за процессов, происходящих в клетках нервной системы – в нейронах. Строение нервной клетки показано на рисунке 10.

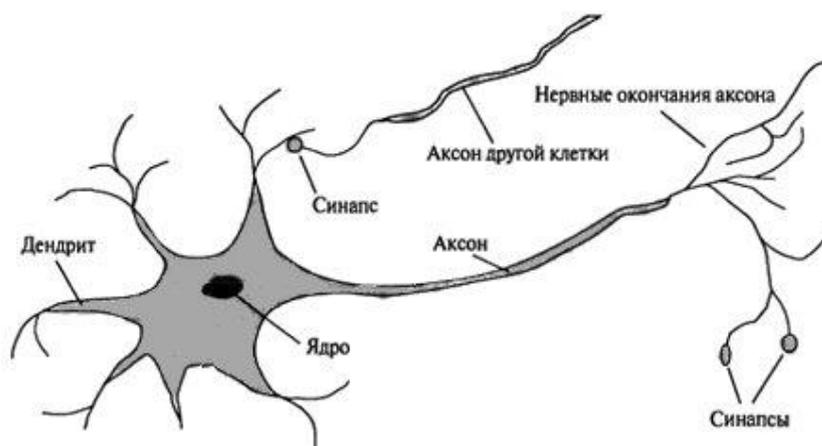


Рисунок 10 – Строение нейрона

Нейрон представляет собой тело диаметром от 3 до 100 мкм, имеющее ядро и отростки. В нервной клетке происходит процесс обмена веществ и энергии. Существуют два типа отростков: аксоны и дендриты. Аксон – передающий отросток, по длине он может составлять от одного миллиметра до десятков сантиметров. Аксон разветвляется и через нервные окончания аксона (терминали) передает электрический сигнал другим нейронам. В местах, где аксон одной клетки почти касается тела или дендрита другой нервной клетки, формируются синапсы, тем самым образуется узкая щель. Дендриты – короткие и сильно разветвлённые отростки, воспринимающие

раздражения или нервные импульсы от других нейронов и проводящие их к телу нейрона.

Нервная клетка может состоять из нескольких дендритов и чаще всего одного аксона. Один нейрон может иметь связи с двадцатью тысячами других нейронов. Кора головного мозга человека содержит десятки миллиардов нейронов. Размер аксонов и дендритов, уровень их ветвления в разных отделах центральной нервной системы различаются, при этом самым сложным строением обладают нейроны мозжечка, а также коры головного мозга [30].

В синапсе происходит преобразование электрического сигнала в химический. Химический сигнал посредством специфического вещества (передатчика) попадает в синаптическую щель, в результате чего происходит воздействие на рецептор в постсинаптической мембране синапса, при этом меняется ионная проницаемость. По причине существующих электрохимических градиентов, возникают ионные токи, приводящие к изменению зарядов на обеих сторонах мембраны, вследствие чего возникает электрический сигнал. Один нейрон может передавать импульс множеству других нейронов, в каждом из которых находятся тысячи синапсов [31].

Поскольку нейрон окружен проводящей средой, то при возникновении разности потенциалов между составляющими клетки возникают внеклеточные токи. При сравнении электроэнцефалограммы, отводимой электродами с поверхности мозга, с активностью отдельных нейронов в зоне расположения электрода, то можно заметить, что волны электроэнцефалограммы – результат суперпозиции активности миллионов нейронов.

Нейроны различных участков мозга выполняют разные функции, поэтому форма нейронов различных областей мозга также разнообразна.

Суммарная биоэлектрическая активность нейрона складывается из оказываемых через синапсы возбуждающих или тормозных воздействий. В том случае, когда сумма воздействия достигает определенного порогового

значения, нейрон генерирует импульс, распространяющийся по аксону. Этим процессам в нейроне и его отростках соответствуют возбуждающие постсинаптические потенциалы и тормозные постсинаптические потенциалы (ВПСП, ТПСП), а также распространяющиеся потенциалы действия (ПД). ВПСП и ТПСП могут возникать как на теле нейрона, так и в дендритах, что представлено на рисунке 11.

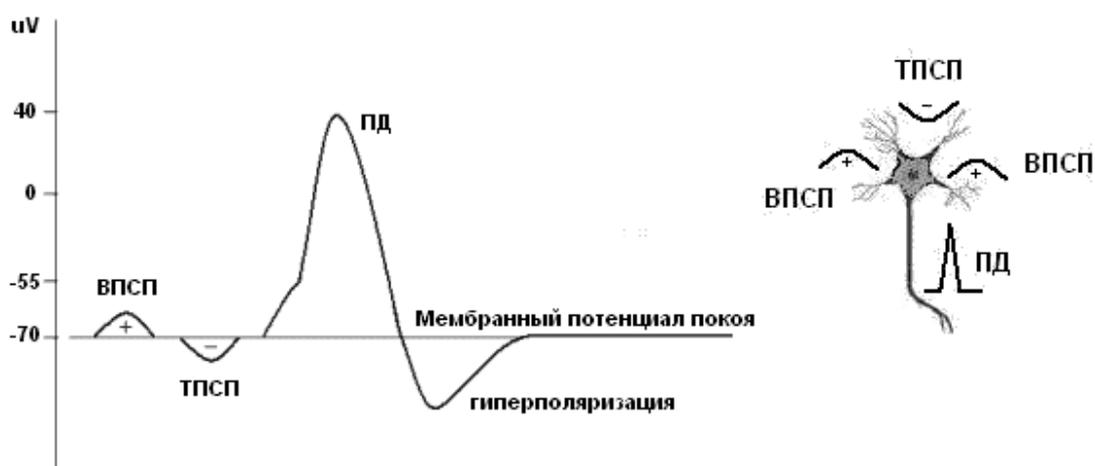


Рисунок 11 – Генерация электрического потенциала действия нейронов.

У каждого нейрона существует оболочка – мембрана. Разность потенциалов возникает в результате обмена веществ между внешней и внутренней средой нейрона. При этом внешняя среда относительно внутренней заряжена положительно. Данная разность потенциалов является потенциалом покоя и составляет порядка (60 – 70) мВ. Потенциал покоя – начальный уровень, относительно которого осуществляются процессы торможения или возбуждения. Возбуждающее воздействие ведет к положительному отклонению потенциала от потенциала покоя, а тормозное воздействие соответственно к отрицательному, что обозначается как гиперполяризация и деполяризация. Такая активность определяет уровень деполяризации нейрона, и его способность передачи сигнала другому нейрону, что составляет спонтанную электроэнцефалограмму. Исходя из вышесказанного, можно сделать вывод, что электроэнцефалография является

отражением взаимодействия сотен тысяч нейронов, характеризующих функциональную работу мозга [32].

Таким образом, можно сделать вывод о том, что работа мозга представляет собой активность большого числа нейронов, которые, создают неоднородно распределённые в пространстве мозговых структур поля, которые имеют переменный во времени сигнал. Соответственно, при регистрации биопотенциалов с двух разных точек поверхности головы получатся переменные разности потенциалов. На регистрации этого потенциала основан принцип действия нейрокомпьютерного интерфейса.

1.7 Наложение электродов

Головной мозг является многоуровневой системой, выполняющей множество команд. Кора головного мозга функционально разделена, отдельные ее части отвечают за различные функции организма, либо совместно выполняют их. Поэтому выбор места наложения электродов является очень важной задачей при построении ИМК.

Схема расположения электродов на голове испытуемого должна соответствовать основным требованиям. В схеме должны присутствовать основные отделы поверхности мозга, то есть лобные, центральные, теменные, затылочные, передние и задние височные. Электроды должны быть расположены симметрично относительно срединной линии головы. Расстояния между соседними электродами должны быть одинаковыми, так как разность потенциалов зависит от расстояния между электродами. В клинической электроэнцефалографии чаще всего используют международную систему отведений ЭЭГ «10-20» [33]. Данная система отведений ЭЭГ представлена на рисунке 12.

Череп условно поделен на области, обозначенные символами: О — затылочная область, С — область центральной борозды, Р — теменная, F — лобная, Т — височная. Буквой Z обозначается – верхушка черепа.

Для определения места расположения электродов, измеряется расстояние между серединой переносицы и бугорком на затылке, это расстояние делят на 10 равных отрезков. На расстоянии равном 10 процентов от всей длины устанавливают первый и последний электроды. На расстоянии 20 процентов всей длины от первого электрода накладывается следующий электрод, и так далее. Рисунок 13 способствует более наглядному представлению размещения электродов с учетом градусов между ними.

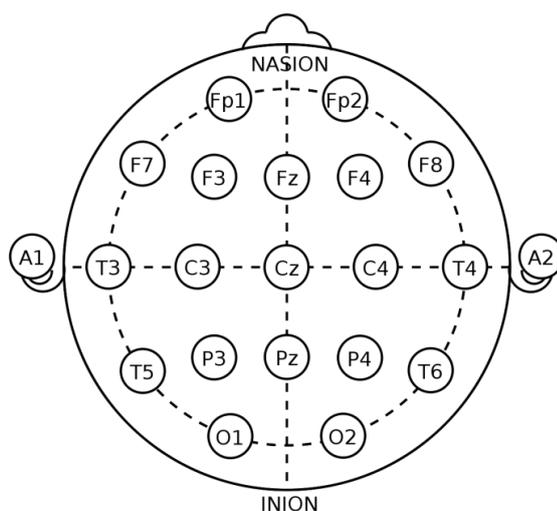


Рисунок 12 – Места наложения электродов по международной системе наложения электродов «10-20»

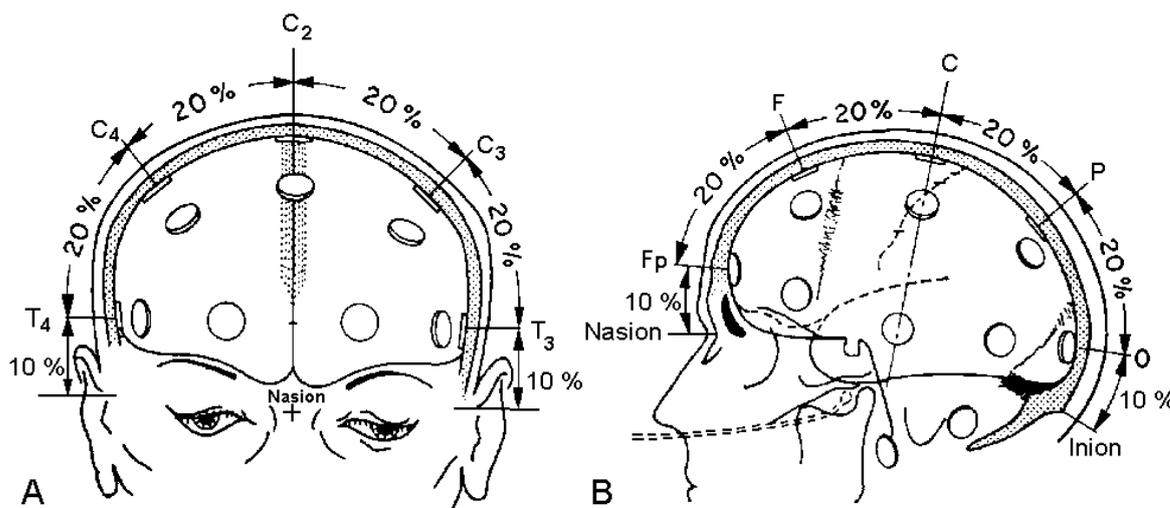


Рисунок 13 – Международная схема расположения электродов «10-20»

Существует несколько способов наложения электродов, такие как биполярное, монополярное и индифферентное. При биполярном способе используют два электрода, которые располагаются в электрически активной области головы, тогда как при монополярном способе используется один электрод, который располагают над исследуемой областью головы. При индифферентном отведении используется пара электродов, один из которых располагают над исследуемой областью коры головного мозга, другой электрод располагают в общей точке, например, на мочке уха. Также используется референтный электрод, служащий электродом для задания опорного уровня сигнала. Референтный электрод также крепится в электрически нейтральную область головы.

Для отведения полезного сигнала положительные электроды располагают на местах Pz, O1, O2, расположенных в затылочной области головы. Отрицательные электроды крепятся на электрически нейтральную точку такую как мочка уха, либо костный бугорок под ухом. На другом ухе также в электрически нейтральной точке крепится референтный электрод [33].

В начале процедуры пациент должен находиться в сидячем положении, либо в положении полулёжа, для удобного наблюдения за визуальными стимулами. Кожу в исследуемой области протирают девяносто процентным раствором спирта. Контакт электрода с поверхностью кожи головы осуществляется через марлевую повязку, смоченную в физиологическом растворе, либо через специальную пасту.

Контактирующую поверхность электродов тщательно очищают и накладывают на поверхность кожи головы. Закрепление электродов выполняется в зависимости от их видов, то есть, если у электрода присутствует собственный крепёж в виде шапочки, шлема, манжета или ремня, либо электрод закрепляют с помощью обычного лейкопластыря.

2 Организация и техника эксперимента

Электрическая активность мозга, регистрируемая при помощи электроэнцефалографа будет являться информативным сигналом для разрабатываемого ИМК. ЭЭГ сигнал может быть получен не только с коры головного мозга, но и со скальпа. Первый способ является инвазивным и в условиях университета не осуществимым, поэтому в работе будет использован второй неинвазивный способ. Для получения электроэнцефалографического сигнала в работе будут использоваться 3-канальный диагностический комплекс сбора данных.

2.1 Наносенсоры

Регистрация потенциала мозга будет происходить с помощью электродов, разработанных в Томском политехническом университете в инженерной школе неразрушающего контроля и безопасности. Данные электроды обладают высокой разрешающей способностью по уровню сигнала, а также по частотному диапазону, поэтому они получили название «наносенсоры».

Конструкция наносенсоров показана на рисунке 16. Обозначения на рисунке: 1 – диэлектрический корпус; 2 – диэлектрический пористый контактный элемент; 3 – пористые диэлектрические пластины одинакового диаметра; 4 – наночастицы серебра; 5 – слой серебра; 6 – токоотводящий серебряный элемент; 7 – спай; 8 – проводник, подсоединяемый ко входу электрографического прибора, 9 – герметик.

Основным преимуществом таких электродов является то, что наноэлектроды в наносенсорах расположены в отдельных микропорах и обеспечивают в отличие от известных электродов многоканальный съём биопотенциалов с наноразмерных участков поверхности тела человека, аккумулируют сигнал и ослабляют действие помех [35].

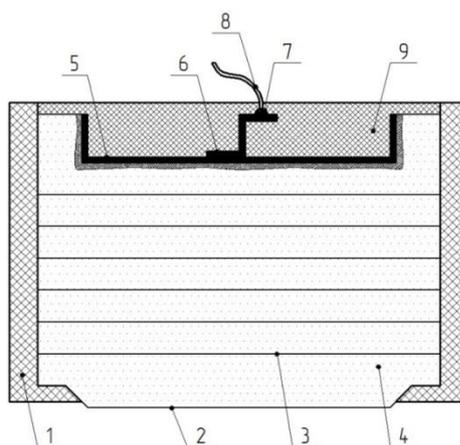


Рисунок 16 – Конструкция наносенсора

2.2 Аппаратно-программный диагностический комплекс

Аппаратно-программный комплекс способен регистрировать биопотенциалы с частотой дискретизации 16 кГц и шагом квантования 40 нВ. Функциональная схема комплекса представлена в приложении А.

Полученные с отведений наносенсоров биопотенциалы поступают на входные каналы инструментальных усилителей (ИУ), после этого сигналы передаются на входные каналы операционных усилителей (ОУ).

Выходные сигналы подсистемы аналоговой обработки снимаемых потенциалов передаются на входы блока аналого-цифрового преобразования [35].

Таблица 1 – Технические характеристики АПК

Параметр	Значение
Ток, потребляемый АПК в режиме записи	не более 300 мА
Диапазон входных напряжений при регистрации сигнала	от $\pm 0,3$ мкВ до ± 10 мВ
Частотный диапазон	от 0 до 10000 Гц
Частота дискретизации	32000 Гц
Входной импеданс	не менее 10 МОм
Неравномерность АЧХ в диапазоне от 0 до 10000 Гц	от ± 20 % до ± 10 %
Постоянный ток в цепи пациента	не более 0,1 мкА
Диапазон измеряемых длительностей микропотенциалов	от 0,3 мс до 100 мс

2.3 Эксперимент по снятию электроэнцефалограммы

Целью данного исследования является определение классификации сигнала ЭЭГ для выделения полезных признаков. В данной работе ставится задача построения нейрокомпьютерного интерфейса, структурная схема которого представлена на рисунке 20. Данная схема было описана в подразделе 1.5. На рисунке 20 выделены блоки, работу с которыми планируется выполнить для разработки нейрокомпьютерного интерфейса.

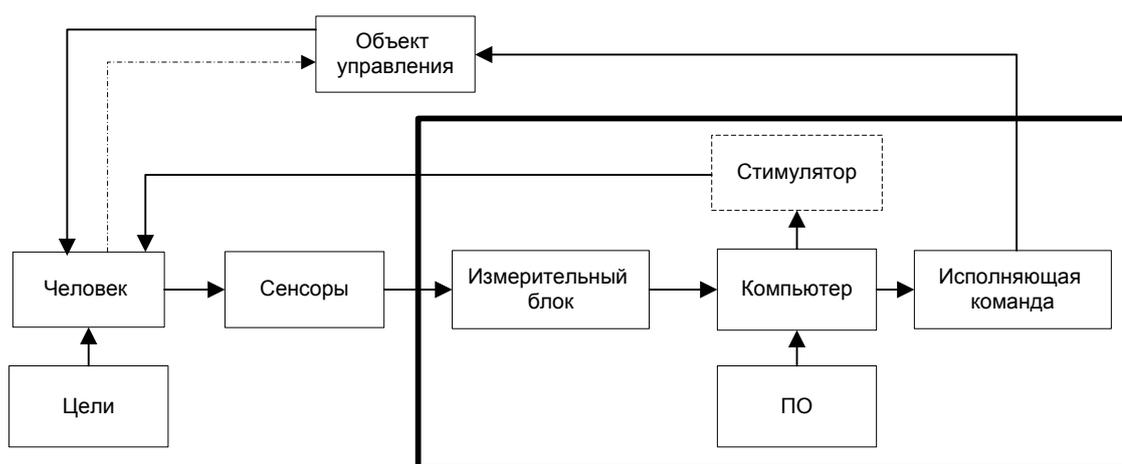


Рисунок 20 – Структурная схема ИМК

Измерительный блок в данной схеме будет использоваться для восприятия электрических сигналов. Классификация будет реализована с помощью компьютера с программным обеспечением. Далее будет осуществляться передача исполняющей команды для объекта управления. Блок стимулятор из структурной схемы ИМК будет использоваться только для обучения и построения классификатора, после чего данный блок использоваться не будет.

2.3.1 Планирование и матрица эксперимента

Эксперимент состоит из двух частей. Первая часть заключается в том, чтобы испытуемый желал зажигание одной из лампочек, которая будет определена экспериментатором. Во второй части эксперимента испытуемый сам выбирает лампочку, которую он будет желать зажечь.

Составим матрицу планирования первого этапа эксперимента и представим ее в таблице 2.

Стимулирующая программа была написана в среде разработки LabVIEW. Лицевая панель стимулирующей программы показана на рисунке 21.

Таблица 2 – Матрица планирования эксперимента (первый этап)

Номер опыта	Провоцируемое движение	Стимулятор
1	зажигание верхней лампочки	не реагирует
		зажигает нижнюю лампочку
2	зажигание верхней лампочки	не реагирует
		зажигает верхнюю лампочку
3	зажигание нижней лампочки	не реагирует
		зажигает верхнюю лампочку
4	зажигание нижней лампочки	не реагирует
		зажигает нижнюю лампочку



Рисунок 21 – Лицевая панель программы

В данном случае показана лицевая панель программы в процессе работы с определенной надписью и с зажженной верхней лампочкой. Надпись на стимуляторе автоматически изменяется в соответствии с опытом. В стимулирующей программе будут применяться следующие надписи:

- «Пожелайте, чтобы зажглась верхняя лампочка»;
- «Пожелайте, чтобы зажглась нижняя лампочка»;
- «Задумайте лампочку и пожелайте, чтобы она зажглась».

Во время проведения эксперимента, с испытуемого будет сниматься электроэнцефалограмма. Поскольку нами был выбран метод, основанный на потенциале P300, в котором длительность ожидания импульса составляет 300 мс. То есть частота колебаний будет равна примерно 3 Гц или три колебания в секунду, значит, время каждого этапа эксперимента должно быть достаточно продолжительным, например 10 с.

В дальнейшем полученный сигнал ЭЭГ будет обработан, проанализирован и будут найдены классифицирующие признаки, по которым можно определить реакцию человека на зажигающиеся лампочки.

Во втором этапе эксперимента испытуемый сам задумает лампочку, которую он пожелает зажечь. Матрица планирования второго этапа эксперимента представлена в таблице 3.

Наша задача заключается в том, чтобы определить, какую лампочку задумал человек, благодаря найденным классифицирующим признакам из первого этапа эксперимента.

Таблица 3 – Матрица планирования эксперимента (второй этап)

Номер опыта	Провоцируемое движение	Стимулятор
5	зажигание одной из лампочек	не реагирует
		зажигает верхнюю лампочку
6		не реагирует
зажигает нижнюю лампочку		

2.3.2 Организация эксперимента по снятию ЭЭГ

Технология ИМК с применением зрительного потенциала P300 относится к областям мозга, отвечающим за зрительное восприятие, значит, электроды следует накладывать над зрительной корой в затылочной области. Электроды были расположены по международной схеме «10-20», подробно описанной в подразделе 1.7.

Для отведения полезного сигнала электроды были расположены в точках Pz, O1, O2 (рисунок 22). Отрицательные электроды крепились на электрически нейтральных точках, в данном случае на мочках ушей.

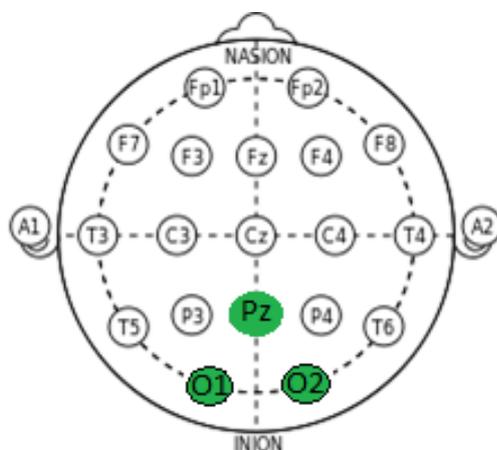


Рисунок 22 – Места наложения электродов по международной системе наложения электродов «10-20»

Перед креплением электродов, кожу испытуемого в исследуемой области протирают 90 % раствором спирта. Контактную поверхность электродов тщательно очищают и накладывают на поверхность кожи головы. Затем электрод с использованием специальной шапочки и лейкопластыря закрепляли на коже головы испытуемого. Для наилучшего контакта электрода с кожей головы испытуемого, каждое место крепления электрода было смазано специальной пастой-электролитом.

На рисунке 23 представлена фотография, сделанная во время проведения эксперимента. На фотографии показаны места крепления электродов к испытуемому.

После закрепления электродов, эксперимент осуществлялся в соответствии с планом, описанным ранее. Испытуемый смотрел на экран компьютера, на котором находилась лицевая панель программы (рисунок 21) и должен был сосредоточиться на зажигании указанной ему лампочки. После зажигания одной из лампочек, его реакция должна быть либо положительная, либо отрицательная. Затем испытуемый сам выбирал лампочку и был сосредоточен на ее зажигании.



Рисунок 23 – Голова испытуемого во время эксперимента

Во время каждого опыта производилась запись ЭЭГ сигнала. Пример полученной электроэнцефалограммы для первого опыта представлен на рисунке 24.



Рисунок 24 – Электроэнцефалограмма

3 Обработка сигналов и анализ полученных результатов

3.1 Выбор информативного электрода

В результате проведения опыта с тремя электродами были получены данные по трем каналам. На рисунках 33, 34 и 35 представлены сравнения второго и четвертого опытов по первому, второму и третьему каналу соответственно. Второй и четвертый опыты были выбраны по той причине, что в каждом из них у испытуемого должна была появиться положительная реакция, поскольку зажигалась та лампочка, которую он должен был задумать. Красным цветом представлен сигнал, полученный в результате второго опыта, а зеленым в результате четвертого.

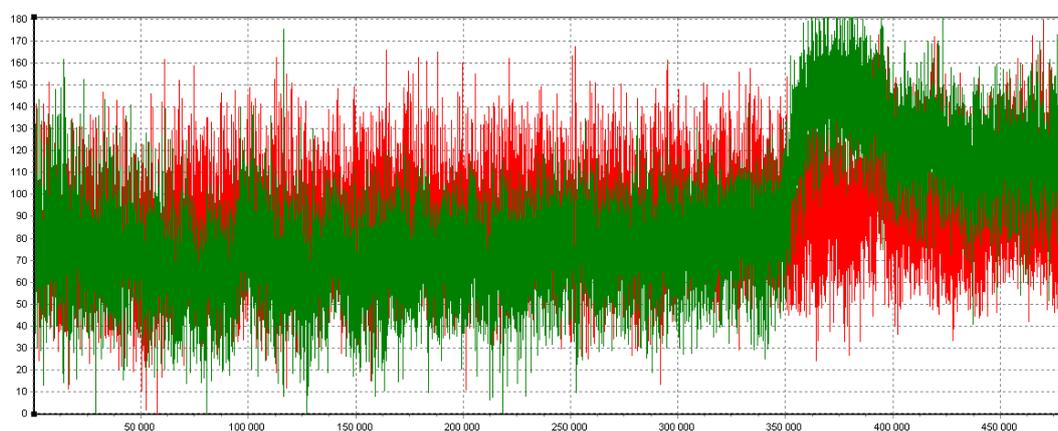


Рисунок 33 – Результаты 2 и 4 опытов по первому каналу



Рисунок 34 – Результаты 2 и 4 опытов по второму каналу

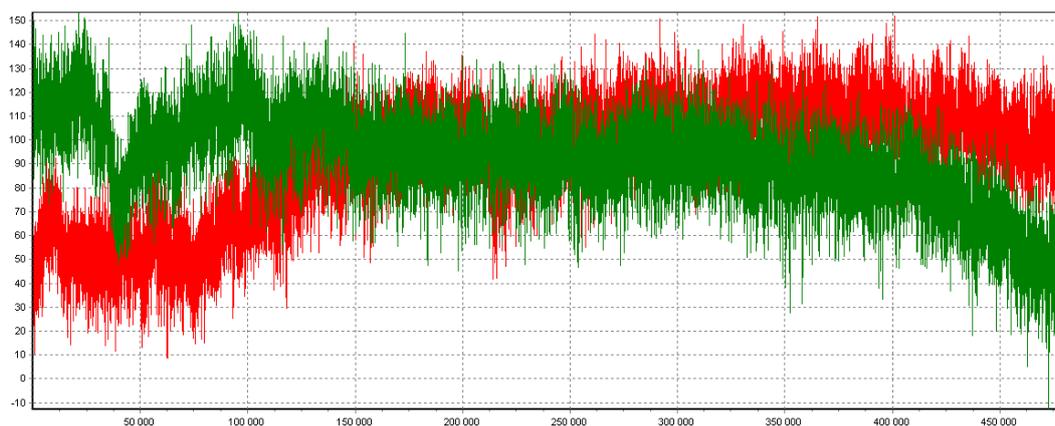


Рисунок 35 – Результаты 2 и 4 опыта по третьему каналу

В результате анализа полученных сравнений двух опытов по каждому каналу был сделан вывод о том, что наиболее информативным сигналом является сигнал, полученный с третьего канала. Данный вывод основан на том, что сигналы по первому и второму каналу являются менее информативными. Соответственно, дальнейший анализ графиков будет проведен по третьему каналу.

3.2 Сравнение сигналов для положительных и отрицательных реакций

Сравним опыты, реакция на которые должна быть отрицательная и опыты, реакция на которые неизвестна (рисунки 36, 37). Красным цветом представлен сигнал, полученный в результате первого опыта, зеленым в результате третьего, желтым в результате пятого, а синим в результате шестого.

Исходя из рисунков 36 и 37, можно сделать вывод о том, что 6 опыт более похож на 1 и 3, чем опыт 5. На основании этого можно предположить, что, так как реакция 6 опыта отрицательная, то испытуемым была задумана верхняя лампочка.

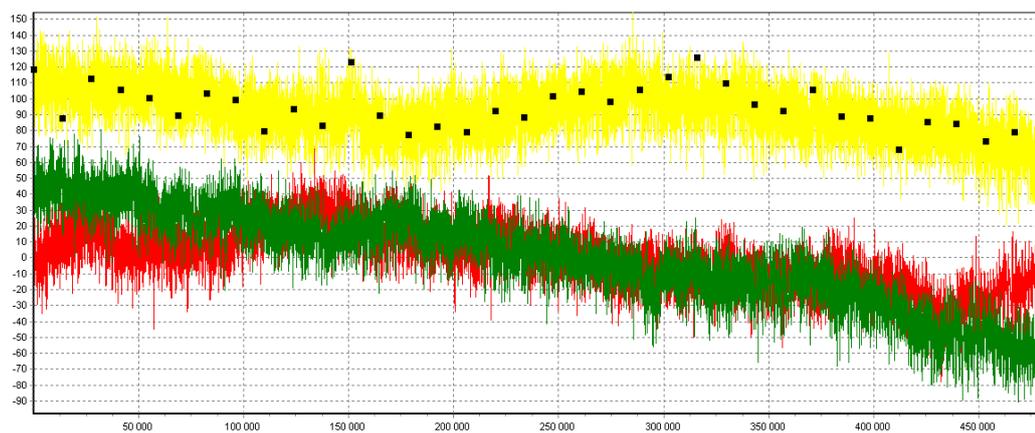


Рисунок 36 – Сравнение для 1, 3 и 5 опытов

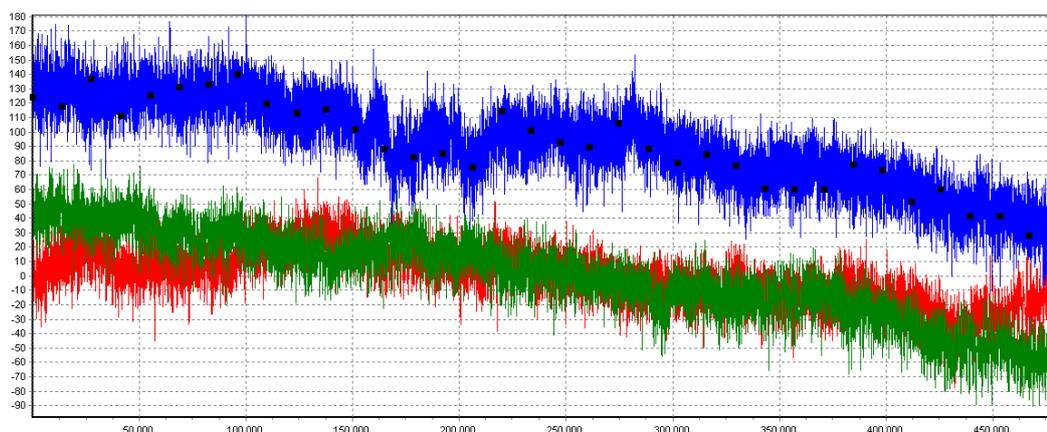


Рисунок 37 – Сравнение для 1, 3 и 6 опытов

Сравним 2, 4 опыты с пятым и шестым опытами, чтобы понять, подтвердятся ли данное предположение о том, что была задумана верхняя лампочка (рисунки 38, 39). В опыте 2 и 4 реакция была положительной, значит, если была зажжена верхняя лампочка, то опыт 5 должен быть похож на сигналы, полученные с опытов 2 и 4 больше, чем опыт 6.

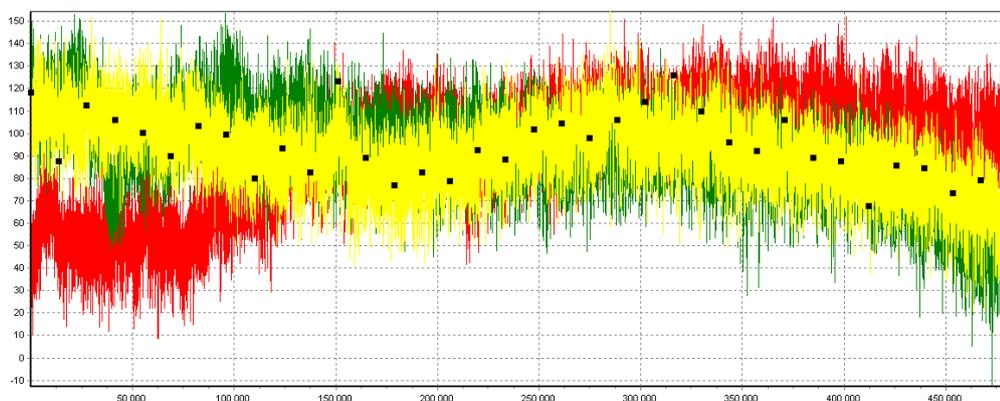


Рисунок 38 – Сравнение сигналов 2, 4 и 5 опытов

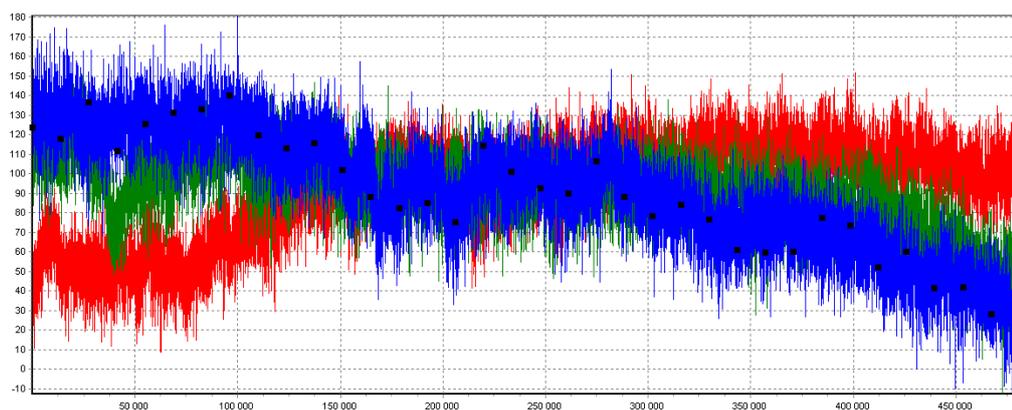


Рисунок 39 – Сравнение сигналов 2, 4 и 6 опытов

Здесь красным цветом представлен сигнал, полученный в результате второго опыта, зеленым в результате четвертого, желтым в результате пятого, а синим в результате шестого.

По рисункам 38 и 39 более вероятно, что 5 опыт более схож со 2 и 4, чем 6, но поскольку результаты неоднозначны, продолжим дальнейшее исследование.

Составим план сравнения. Примем задуманную испытуемым лампочку за x . Пусть $x =$ нижняя (н), тогда шестой опыт должен быть похож на четвертый, а пятый на третий. Если $x =$ верхняя (в), тогда шестой опыт будет похож на первый, а пятый на второй. Для более наглядного представления данного плана сравнения повторим таблицу плана эксперимента (таблица 4).

Таблица 4 – Матрица планирования эксперимента

Номер опыта	Задуманная лампочка	Стимулятор
1	В	Н
2	В	В
3	Н	В
4	Н	Н
5	X	В
6		Н

Продолжим сравнение сигналов, но теперь воспользуемся планом сравнения, приведенном выше. Сравним 1, 4 и 6 опыты по третьему каналу и

выясним на какой из опытов похож сигнал, полученный при 6 опыте (рисунок 40).

Красным цветом представлен сигнал, полученный в результате первого опыта, зеленым в результате четвертого, желтым в результате пятого, а синим в результате шестого.

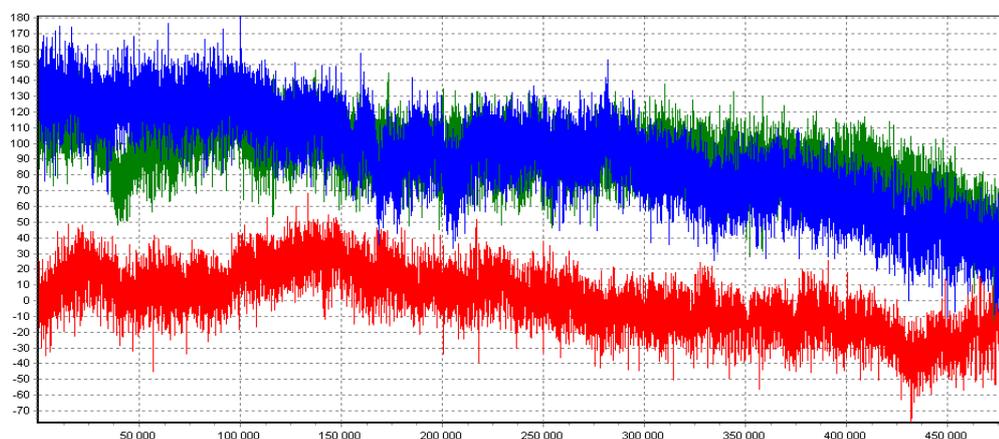


Рисунок 40 – 1, 4 и 6 опыт по третьему каналу

Из рисунка 40 напрашивается вывод о том, что 6 опыт похож на 4 больше, чем на 1. В четвертом опыте испытуемому было сказано задумать нижнюю лампочку, значит и в 6 опыте с большей долей вероятности задумывалась нижняя лампочка.

Теперь сравним 2, 3 и 5 опыты, чтобы понять, на какой из опытов похож сигнал, полученный в результате проведения 5 опыта (рисунок 41).

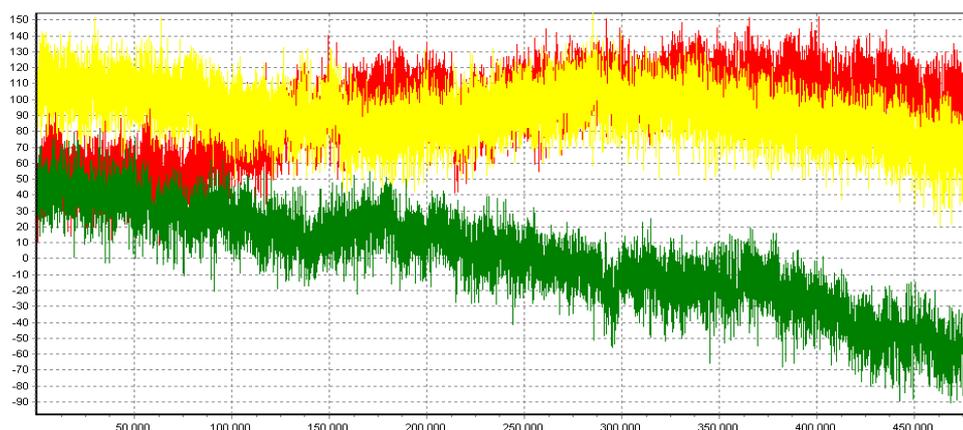


Рисунок 41 – 2, 3 и 5 опыты по третьему каналу

На рисунке 41 отчетливо видно сходство 2 и 5 опытов, в то время как 3 опыт значительно отличается от этих опытов. 2 опыт заключался в том, что

испытуемому было сказано задумать верхнюю лампочку. Исходя из этого, можно сделать предположение о том, что и в 5 опыте испытуемым была задумана верхняя лампочка.

3.3 Сравнение альфа-ритмов сигналов

У здоровых людей в состоянии бодрствования в затылочных областях мозга, ответственных за зрительную память, регистрируется альфа-ритм, который имеет частоту (8-13) Гц. Применим фильтр полосовых частот от 8 до 13 Гц для каждого опыта, 3 канала. Результаты представлены на рисунках 42-47.

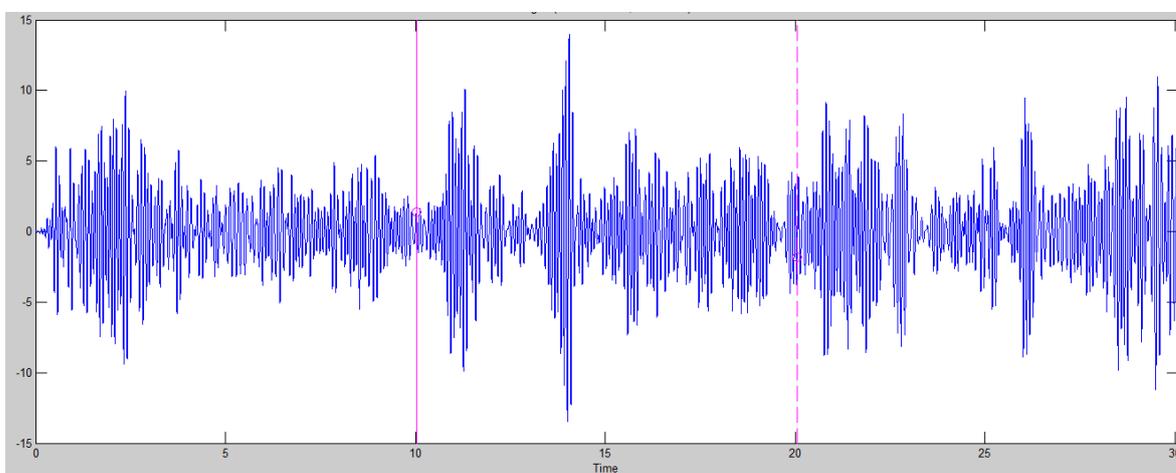


Рисунок 42 – Сигнал первого опыта после применения полосового фильтра (8-13) Гц

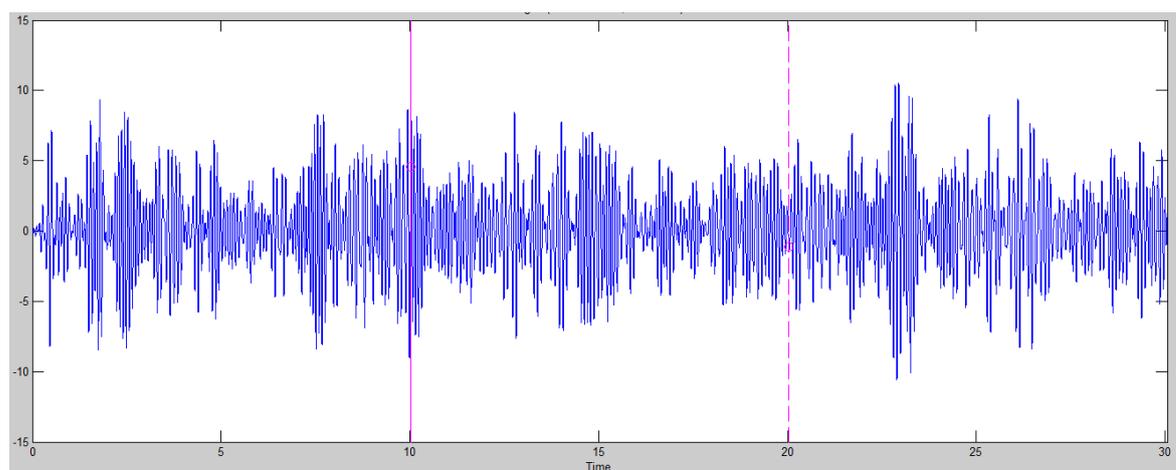


Рисунок 43 – Сигнал второго опыта после применения полосового фильтра (8-13) Гц

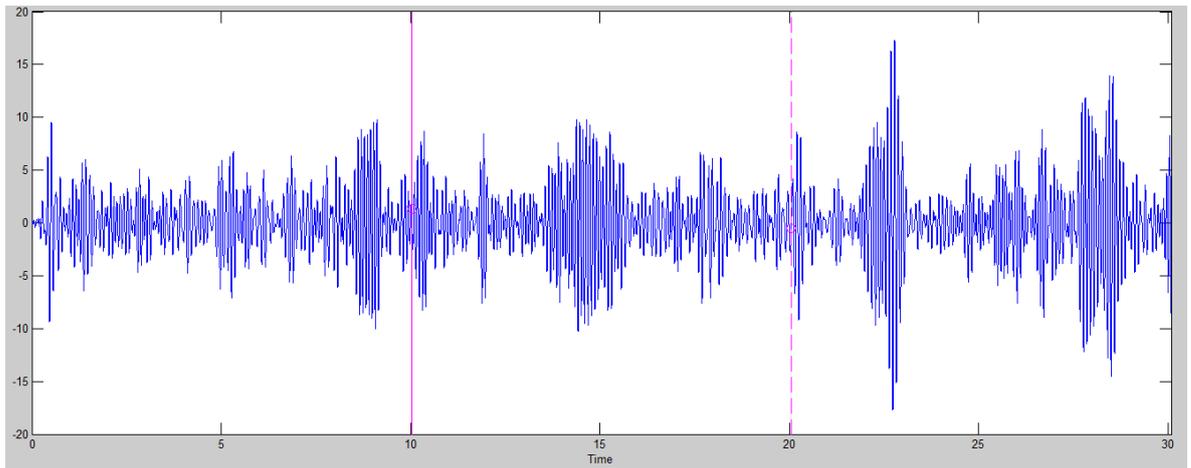


Рисунок 44 – Сигнал третьего опыта после применения полосового фильтра (8-13) Гц

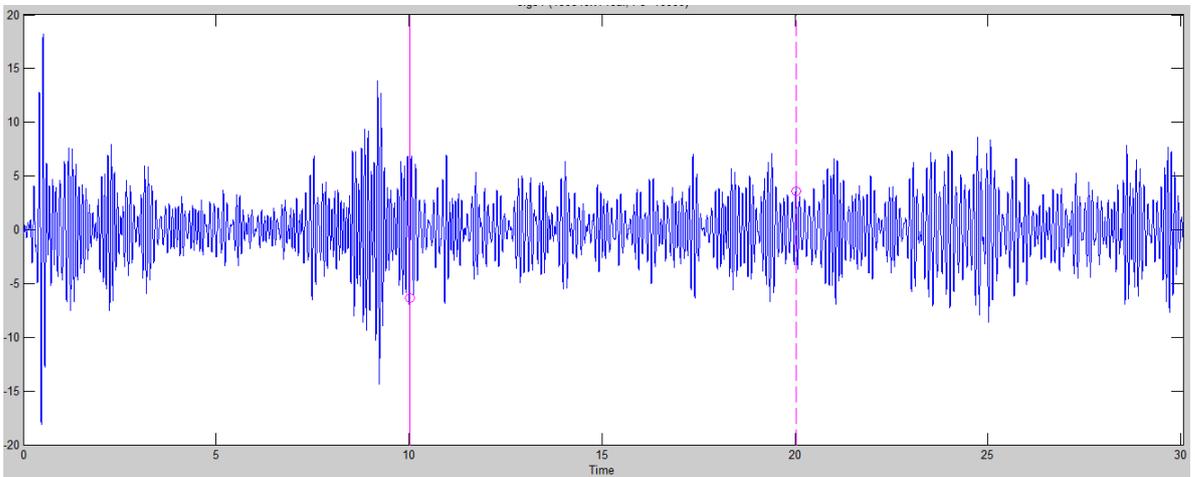


Рисунок 45 – Сигнал четвертого опыта после применения полосового фильтра (8-13) Гц

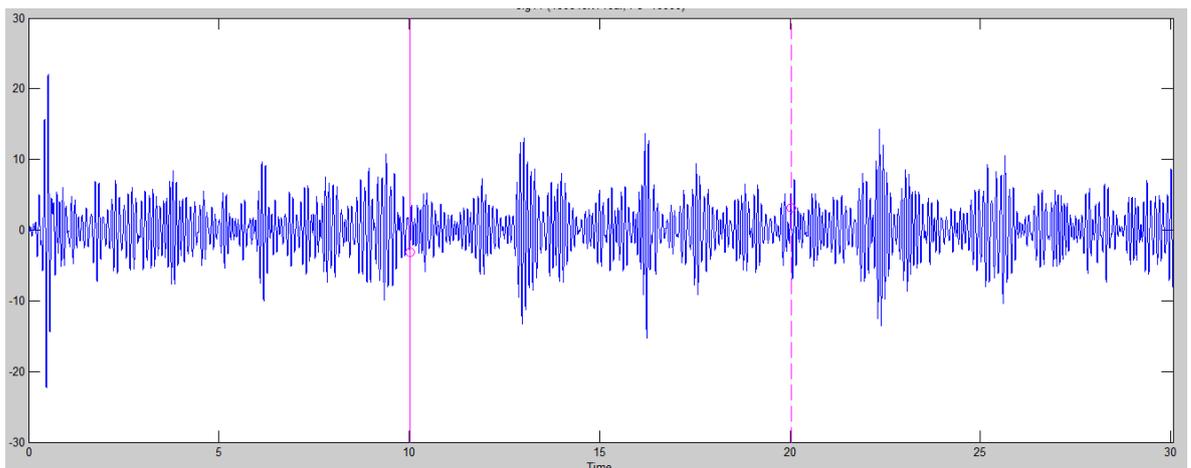


Рисунок 46 – Сигнал пятого опыта после применения полосового фильтра (8-13) Гц

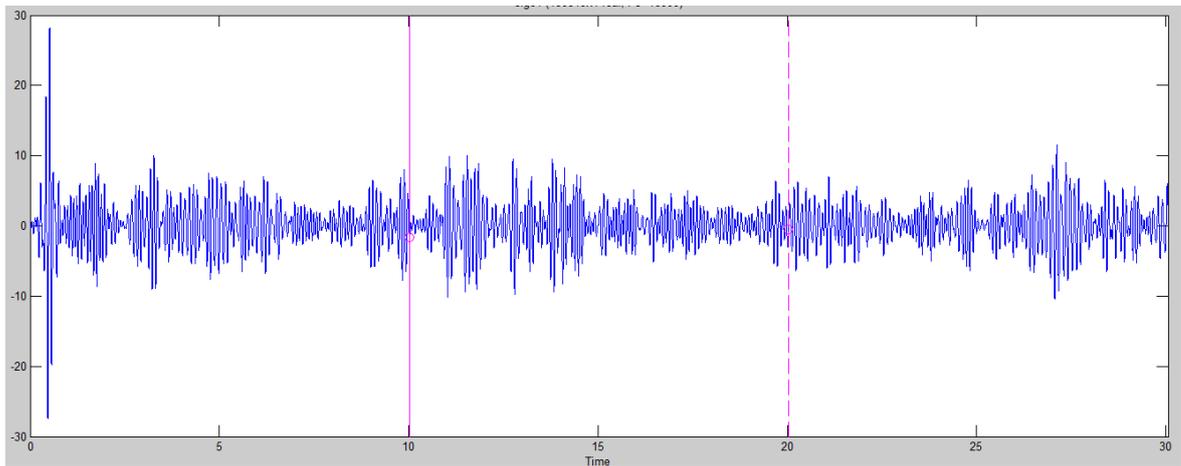


Рисунок 47– Сигнал шестого опыта после применения полосового фильтра (8-13) Гц

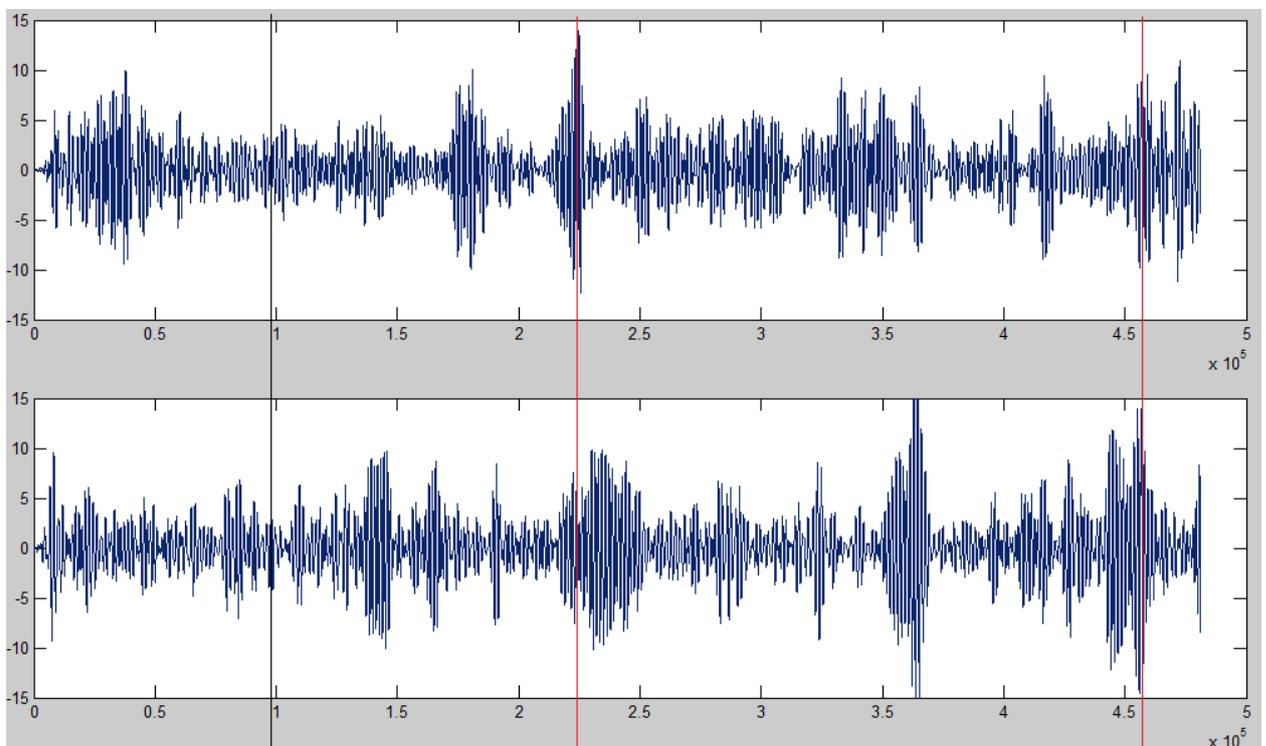


Рисунок 48 – Сравнение сигналов 1 и 3 опытов

На рисунке 48 представлены альфа-ритмы сигналов, полученных во время проведения первого и третьего опытов. Проведем анализ графиков с целью обнаружения информативных признаков разочарования оператора. Черная перпендикулярная линия указывает место срабатывания индикатора, соответственно поиск признаков разочарования оператора следует осуществлять после этой линии. Выявлено сходство в середине и конце графиков (две красные линии). В середине графиков наблюдается

значительное повышение амплитуды сигнала, а в конце графиков постепенное нарастание и спад амплитуд на протяжении нескольких секунд, по форме напоминающее треугольник. Данные сходства графиков могут быть информативными признаками разочарования оператора.

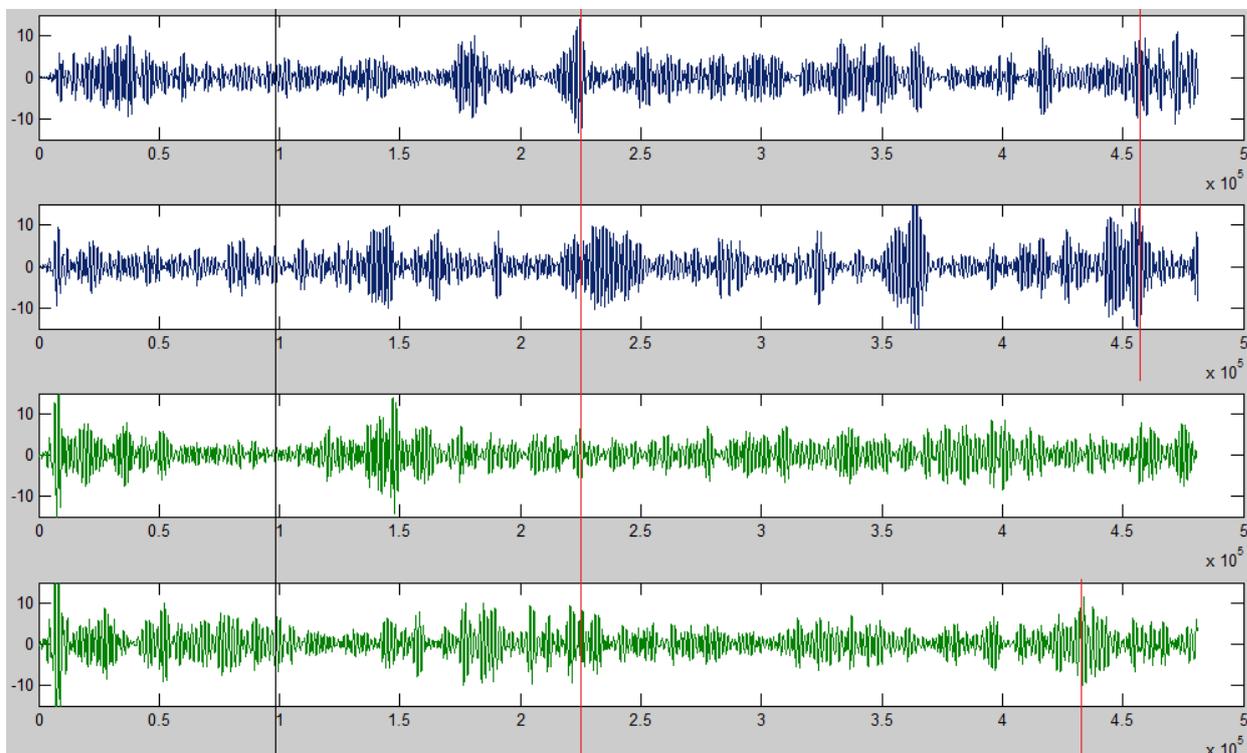


Рисунок 49 – Сравнение альфа-ритмов 1, 3, 5, 6 опытов

На рисунке 49 представлены альфа-ритмы для 1, 3, 5 и 6 опытов с целью обнаружения максимального сходства выявленных информативных признаков разочарования оператора для пятого или шестого опытов. Повышение амплитуды в середине сигнала (первая красная линия) наблюдается у 6 опыта. Вторая красная линия указывает постепенное нарастание и спад амплитуд, которое наблюдается у шестого опыта, но раньше. У пятого опыта подобных признаков не выявлено, соответственно можно предположить, что в шестом опыте ожидания оператора не оправдались, а в пятом оправдались, то есть он желал включения верхнего индикатора.

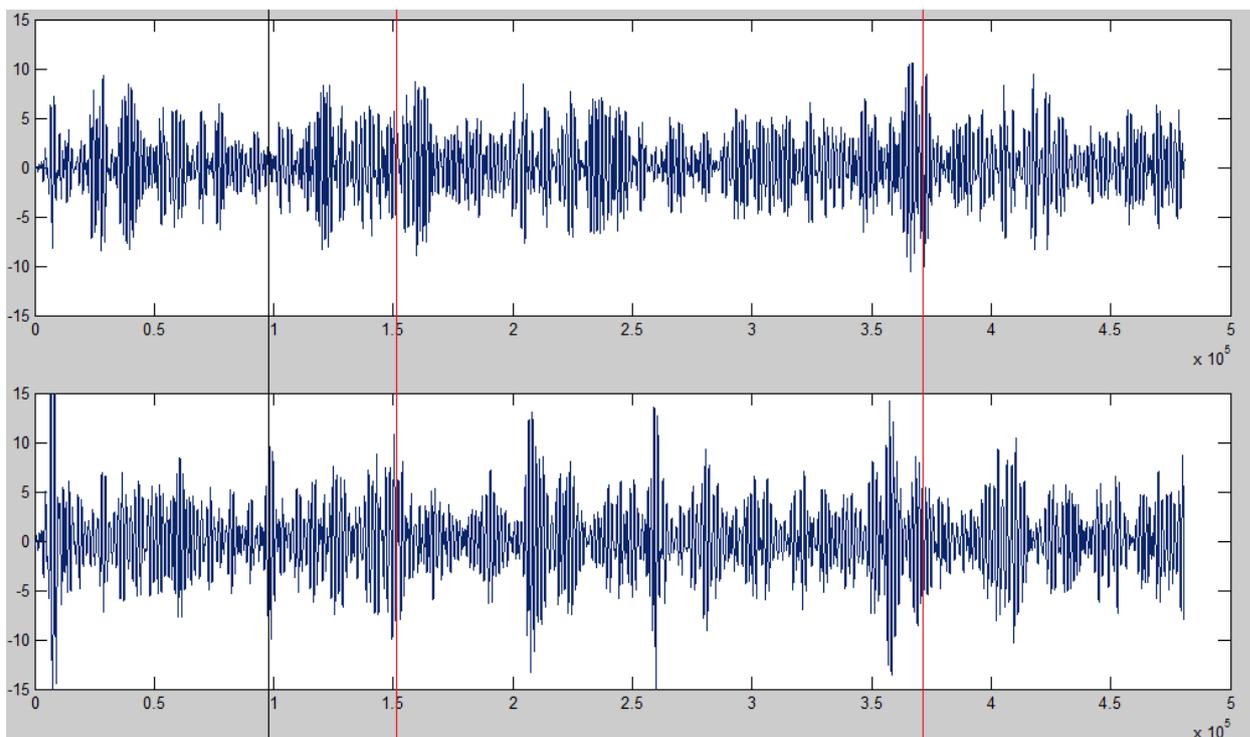


Рисунок 50 – Сравнение альфа-ритмов 2 и 4 опытов

На рисунке 50 представлены альфа-ритмы для 2 и 4 опытов. Для выявления информативных признаков того, что ожидания оператора оправдались, следует рассматривать область после черной линии, то есть после срабатывания индикатора. Красными линиями выделены наибольшие сходства двух графиков. На 150000 точек наблюдается повышенная амплитуда у альфа-ритмов 2 и 4 опытов, что может являться информативным признаком. Далее после 350000 точек также выявлено сходство двух графиков, заключающееся в повышении, а затем понижении амплитуд. На рисунке 51 представлены результаты 2, 4, 5 и 6 опытов для выявления информативных признаков оправданных ожиданий оператора.

На рисунке 51 графики следует сравнивать также после черной линии – срабатывания индикатора. Как видно из рисунка, по первому признаку, обозначенному красной линией сходятся 2, 4 и 5 опыты. Также выявлен второй общий признак 2, 4 и 5 опытов, который в каждом из сигналов выделен красным квадратом. Данные результаты также подтверждают предположение о том, что испытуемый желал включения верхнего индикатора в пятом и шестом опытах, поскольку в пятом опыте содержатся

признаки оправданных ожиданий оператора, а в шестом данных признаков выявлено не было.

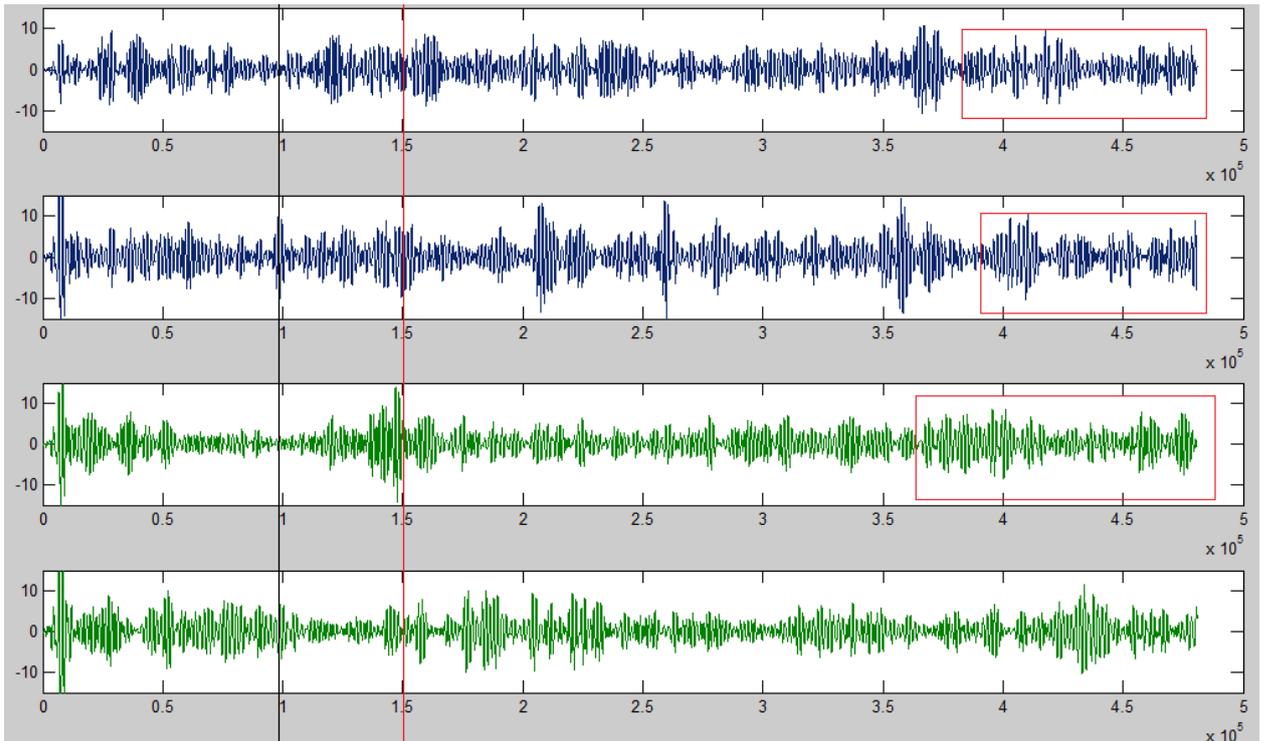


Рисунок 51 – Сравнение альфа-ритмов 2, 4, 5 и 6 опытов

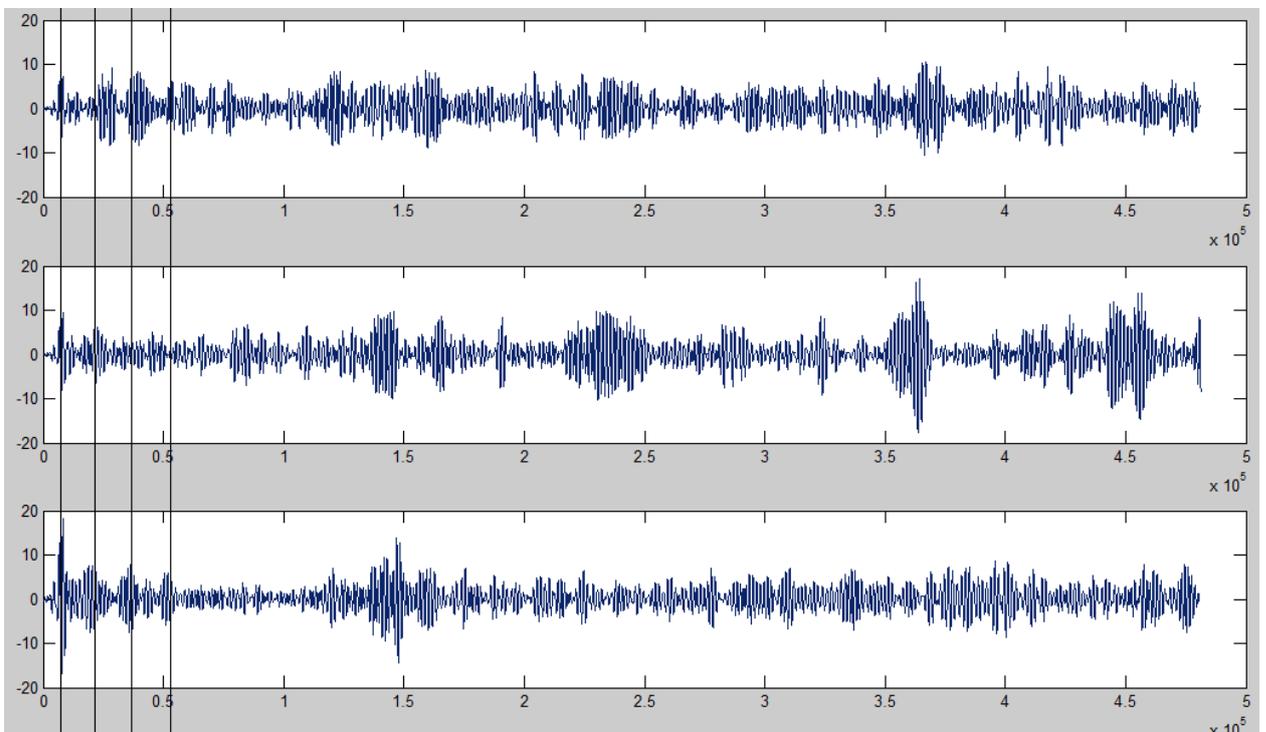


Рисунок 52 – Сравнение альфа-ритмов сигналов 2, 3 и 5 опытов

Проведем дескриптивный анализ для альфа-ритмов 2, 3 и 5 опытов. На рисунке 52 представлены альфа-ритмы сигналов со второго, третьего и

пятого опытов соответственно. На графиках проведены 4 линии, которые указывают повышения амплитуд сигналов пятого опыта (нижний график). Как видно из графиков, схожие повышения амплитуд в таком же количестве в начале сигнала наблюдаются также и у второго опыта (верхний график). В начале каждого из показанных сигналов испытуемый задумывал индикатор. Во втором опыте испытуемым был задуман верхний индикатор, а в третьем нижний. По указанным признакам можно предположить о желании оператора включить верхний индикатор в пятом опыте.

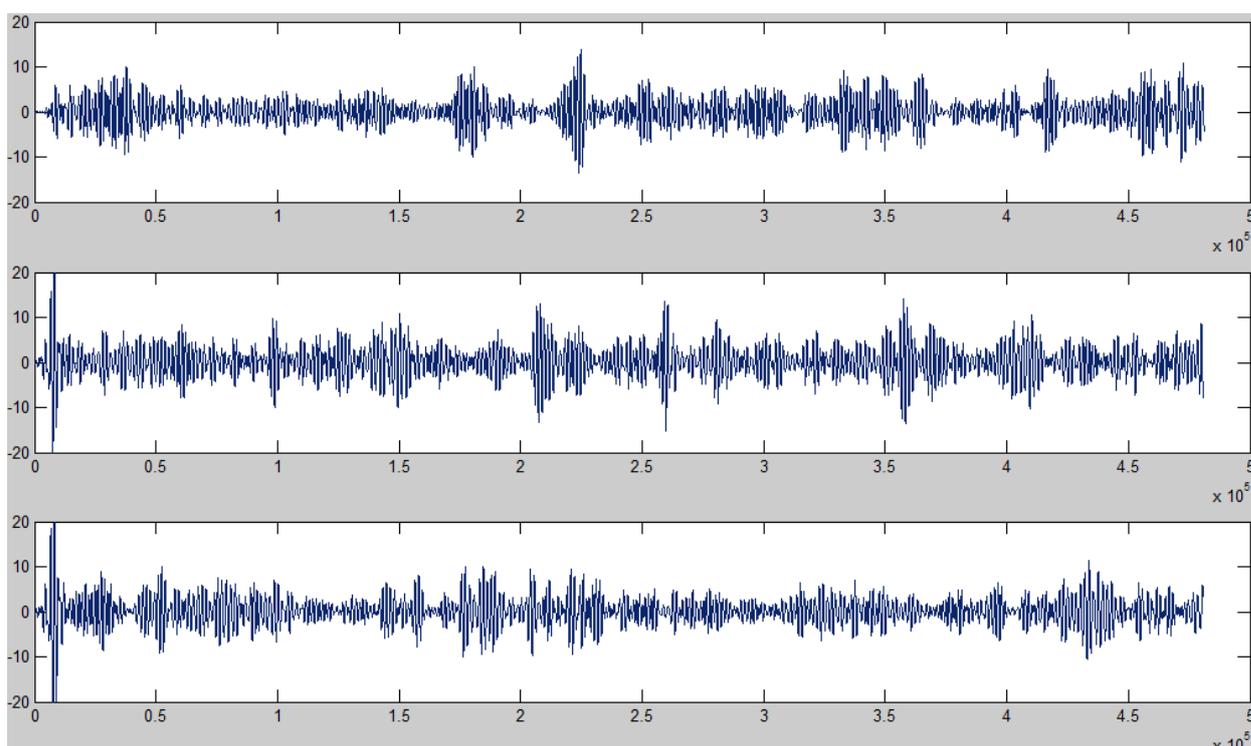


Рисунок 53 – Сравнение альфа-ритмов сигналов 1, 4 и 6 опытов

На рисунке 53 представлены альфа-ритмы первого, четвертого и шестого опытов. По представленным графикам трудно предположить желание оператора, поэтому будет проведен дальнейший анализ с использованием методов классификации.

3.4 Выбор метода распознавания образов

Для обнаружения информационных признаков, прежде всего, исходные данные разделяют на две выборки: выборка для распознавания информационных признаков и контрольная выборка. Затем, с помощью

выборки для распознавания информационных признаков, то есть выборки с заранее известными классами, строятся модели, которые описывают разделение выборки по классам. После чего производится проверка адекватности найденной модели следующим способом: с помощью выборки для распознавания информационных признаков устанавливается принадлежность электроэнцефалографических сигналов к нужным классам. В результате устанавливается точность классификации, вычисляемая как отношение проб с правильным определением классов ко всему числу проб в тестовой выборке. Данная величина выражается в процентах и является мерой эффективности работы классификатора.

Пусть в результате регистрации ЭЭГ получено множество записей, каждая из которых принадлежит одному из K классов. Задачей построения классификатора является нахождение на основе известного множества записей такого оператора $F(X)$, который любому ЭЭГ сигналу X будет сопоставлять соответствующий ему номер класса $k = 1, 2, \dots, K$, определяется по формуле (1):

$$F(x) = k, k \in \{1, 2, \dots, K\}. \quad (1)$$

При переходе от многомерного временного ряда X к вектору признаков V , характеризующих этот ряд, задачу классификации можно переписать в виде формулы (2):

$$\begin{cases} \Phi(X) = V, V \in R^L, \\ f(V) = k, k \in \{1, 2, \dots, K\}, \end{cases} \quad (2)$$

где $\Phi(X)$ – оператор, выполняющий отображение исходного ЭЭГ сигнала X в пространство характерных признаков;

V – вектор характерных признаков;

L – размерность данного вектора.

Во время классификации данных для распознавания типа мыслительной деятельности будет использован метод линейного дискриминантного анализ Фишера. Линейный дискриминантный анализ Фишера – метод, который позволяет найти такую линейную комбинацию

характерных признаков, для которой расстояние между классами будет максимальным. В качестве меры расстояния при этом используется отношение межклассовой дисперсии к внутриклассовой. В этом методе не требуется большого количества обучающих выборок для того, чтобы получить достоверный вывод классификатора.

3.5 Линейный дискриминантный анализ

Основное предположение дискриминантного анализа заключается в том, что существует две или более группы, которые по некоторым переменным отличаются от других групп. Таким образом, данный анализ позволяет выявлять различия между этими группами, и классифицировать объекты по принципу максимального сходства.

Для выполнения линейного дискриминантного анализа необходимо выполнение некоторых предположений. Вектор наблюдений $\vec{X} = (x_1, x_2, \dots, x_p)^T$ должен относиться к одному из двух классов, имеющих многомерные нормальные распределения с различными математическими ожиданиями и одинаковыми матрицами ковариации. В этом исследовании данные предположения выполнены.

Пусть X – матрица наблюдений для случаев, когда ожидания испытуемого оправдались и когда ожидания испытуемого не оправдались.

$$X(p, m+n) = \begin{pmatrix} x_{11} & \dots & x_{1m+n} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{p1} & \dots & x_{pm+n} \end{pmatrix}.$$

В начале обработки данных необходимо провести их нормировку по формуле (3):

$$x_{ij}^H = (x_{ij} - x_{i \min}) / (x_{i \max} - x_{i \min}), \quad (3)$$

где $x_{i \max}$, $x_{i \min}$ – максимальные и минимальные значения параметров в i -ой строке. Далее индекс «н» опускается.

Разделим матрицу $X(p, m+n)$ на две матрицы, одна из которых соответствует положительной реакции испытуемого, а вторая отрицательной.

$$X(p, m) = \begin{pmatrix} x_{11} & \dots & x_{1m} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{p1} & \dots & x_{pm} \end{pmatrix}, \quad Y(p, n) = \begin{pmatrix} y_{11} & \dots & y_{1n} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ y_{p1} & \dots & y_{pn} \end{pmatrix},$$

где m – количество нейтральных вопросов;

n – количество вопросов, вызывающих стресс;

p – количество переменных.

Среднее значение данных матриц по строкам вычисляется по формулам (4) и (5).

$$M_X = \begin{pmatrix} \mu_{x_1} \\ \vdots \\ \mu_{x_k} \end{pmatrix}, \quad M_Y = \begin{pmatrix} \mu_{y_1} \\ \vdots \\ \mu_{y_k} \end{pmatrix},$$

где

$$\mu_{x_i} = \frac{1}{m} \cdot \sum_{j=1}^m x_{ij}, \quad (4)$$

$$\mu_{y_i} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{j=1}^n y_{ij}. \quad (5)$$

Выборочные ковариационные матрицы вычисляются по формулам (6) и (7) соответственно:

$$C_X = \frac{(X - M_x) \cdot (X - M_x)^T}{m-1}, \quad (6)$$

$$C_Y = \frac{(Y - M_y) \cdot (Y - M_y)^T}{n-1}. \quad (7)$$

Объединенная ковариационная матрица C_{XY} определяется по формуле (8):

$$C_{XY} = \frac{(m-1) \cdot C_X + (n-1) \cdot C_Y}{m+n-2}. \quad (8)$$

Коэффициенты дискриминантной функции определяются по формуле (9):

$$\vec{a} = (C_{XY})^{-1} \cdot (M_X - M_Y), \quad (9)$$

где $(C_{XY})^{-1}$ - обратная матрица C_{XY} .

Значения дискриминантных функций для первого класса (отрицательная реакция) определяются по формуле (10):

$$f_1 = (a^T \cdot X)^T = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^k a_i \cdot x_{i1} \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^k a_i \cdot x_{im} \end{pmatrix}. \quad (10)$$

Значения дискриминантных функций для второго класса (положительная реакция) определяются по формуле (11):

$$f_2 = (a^T \cdot Y)^T = \begin{pmatrix} \sum_{i=1}^k a_i \cdot y_{i1} \\ \vdots \\ \sum_{i=1}^k a_i \cdot y_{in} \end{pmatrix}. \quad (11)$$

Значение средней дискриминантной функции для первого класса определяются по формуле (12):

$$f_1 = a^T \cdot M_X = \frac{1}{m} \cdot \sum_{i=1}^k a_i \cdot \sum_{j=1}^m x_{ij}. \quad (12)$$

Значение средней дискриминантной функции для второго класса определяются по формуле (13):

$$f_2 = a^T \cdot M_Y = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^k a_i \cdot \sum_{j=1}^n y_{ij}. \quad (13)$$

Константа дискриминации находится по формуле (14):

$$C = \frac{1}{2} \cdot (f_1 + f_2). \quad (14)$$

Предполагается, что априорные вероятности принадлежности объектов первому и второму классам составляют 0,5. Стоимости ошибочной классификации одинаковы.

После вычисления константы дискриминации следует выполнить классификацию новых объектов (опыты 5 и 6). Пусть матрица Z содержит параметры опытов. Для того чтобы отнести результаты этих опытов к одному из двух классов, рассчитаем для них значения дискриминантных функций по формуле (15):

$$f_z = (a^T \cdot Z)^T. \quad (15)$$

Если $f_{z_j} \geq C$, то неизвестный j -порядковый элемент в матрице Z принадлежит к первому классу, то есть к отрицательной реакции испытуемого. Аналогично, если $f_{z_j} < C$ то, неизвестный элемент в матрице Z принадлежит ко второму классу, то есть положительной реакции испытуемого.

Значение дисперсии дискриминантной функции оценивается по формуле (16):

$$S_f^2 = a^T \cdot C_{XY} \cdot a. \quad (16)$$

Выборочное расстояние Махаланобиса вычисляется по формуле (17):

$$D^2 = \frac{(f_1 - f_2)^2}{S_f^2}. \quad (17)$$

Оценки вероятности ошибок первого и второго рода одинаковы и вычисляются по формуле (18):

$$\text{Pr} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \cdot \int_{-\infty}^{-D/2} e^{-\frac{t^2}{2}} dt, \quad (18)$$

где t – переменная интегрирования.

3.6 Линейный дискриминантный анализ в Statistica. Обработка данных с помощью Matlab

Полученные экспериментальные данные являлись шумоподобными электроэнцефалографическими сигналами. Соответственно, для избавления от шумов был применен фильтр с помощью функции `smooth(Y, n)` в Matlab. Данная функция строит сглаженный ряд для вектора значений сигнала и соседним точкам сигнал, используя прямоугольный фильтр. Для каждой точки строится модель, коэффициенты которой вычисляются по нескольким соседним точкам. Ряд из значений модели становится более гладким, чем исходный, так как случайные ошибки соседних точек компенсируют друг друга за счет усреднения. Усреднение переходит от точки к точке – «скользит», поэтому этот метод носит название скользящего среднего. На рисунке 42 показан результат фильтрации сигнала с третьего канала, полученного в результате первого опыта.

Как видно из графика на рисунке 42, шум сигнала значительно уменьшился, значит, данный сигнал использоваться в дальнейшем исследовании. Проведем аналогичные действия для сигналов всех опытов, полученных с третьего канала (рисунки 54-59).

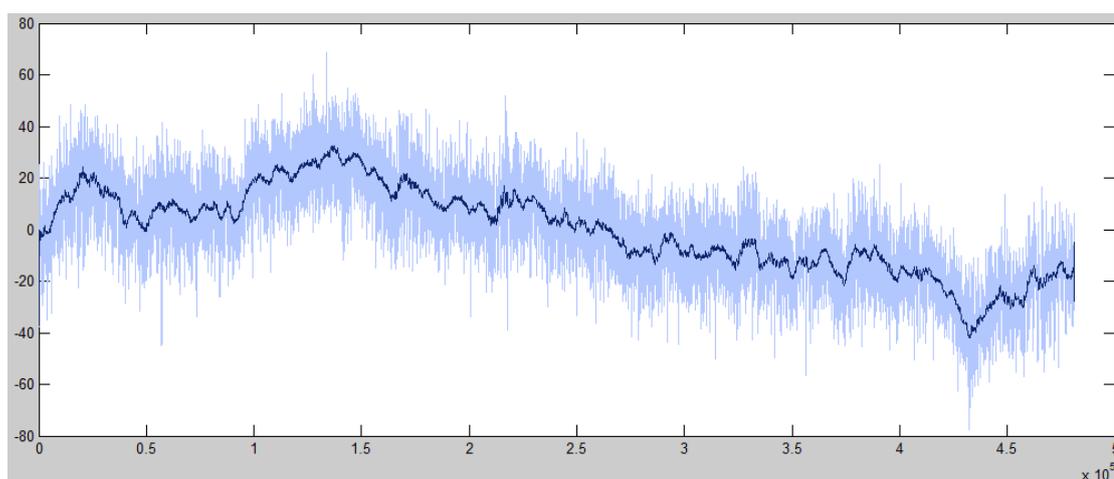


Рисунок 54 – Сигнал 1 опыта до и после фильтрации

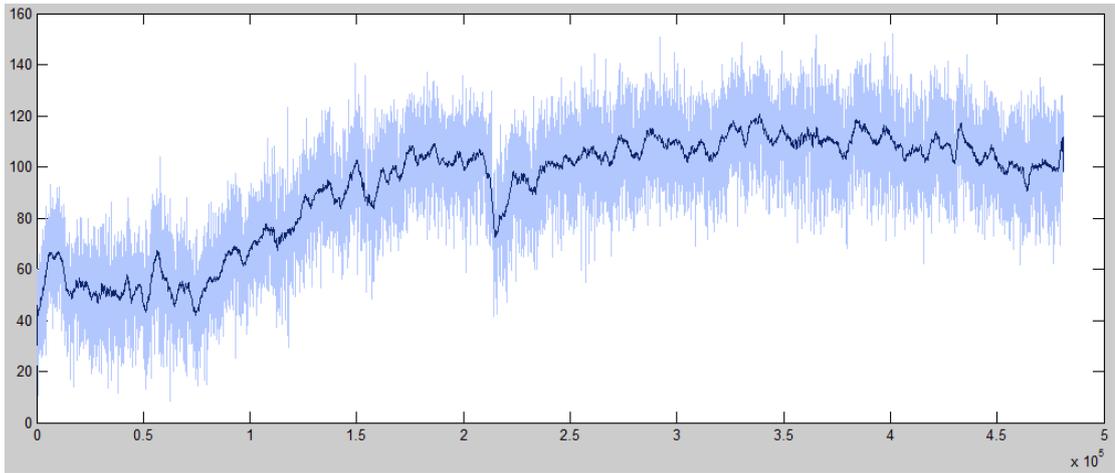


Рисунок 55 – Сигнал 2 опыта до и после фильтрации

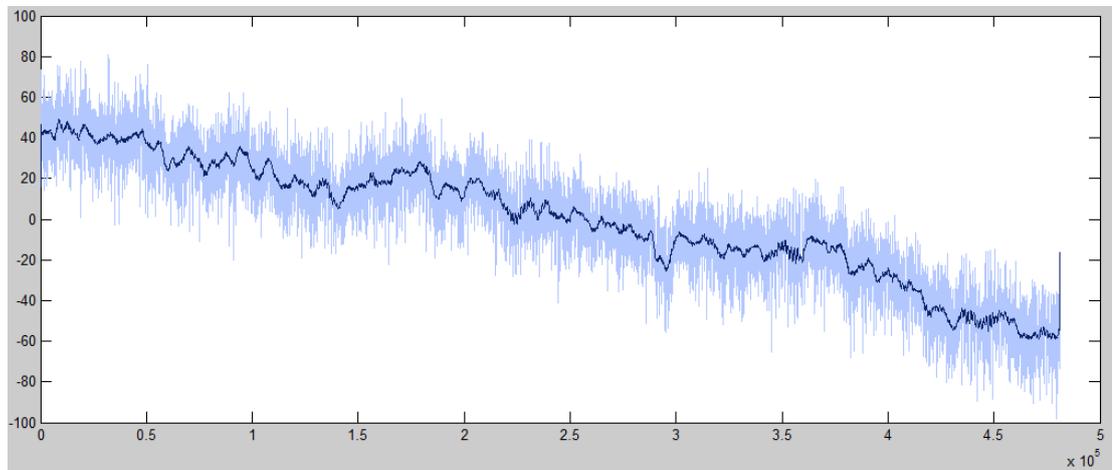


Рисунок 56 – Сигнал 3 опыта до и после фильтрации

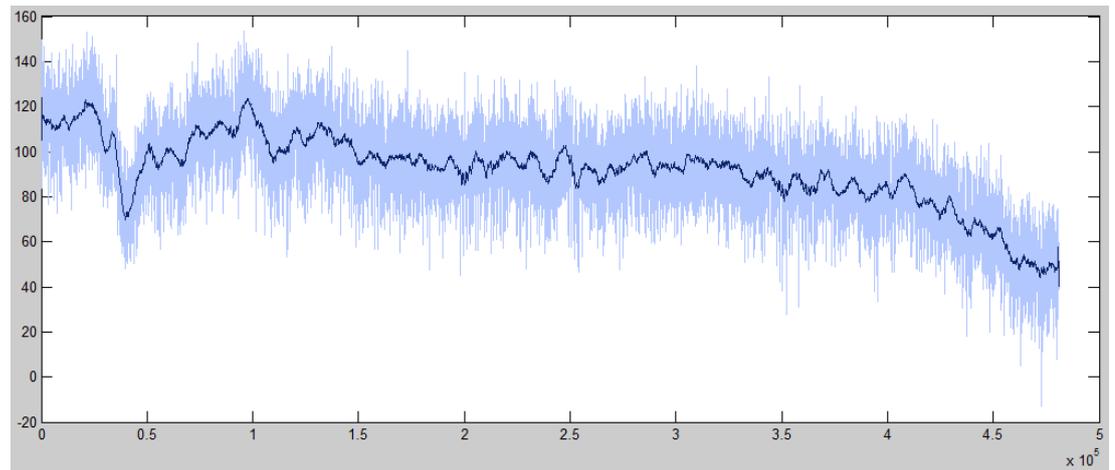


Рисунок 57 – Сигнал 4 опыта до и после фильтрации

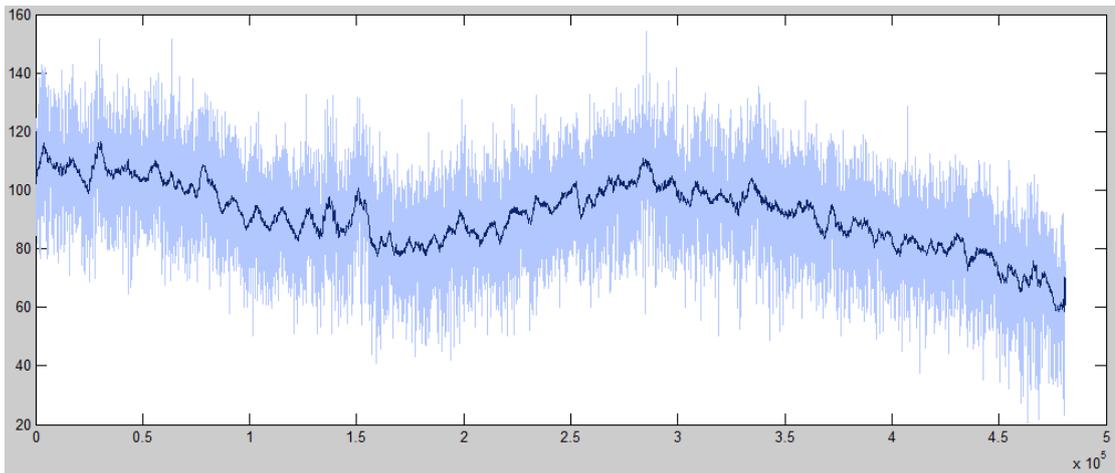


Рисунок 58 – Сигнал 5 опыта до и после фильтрации

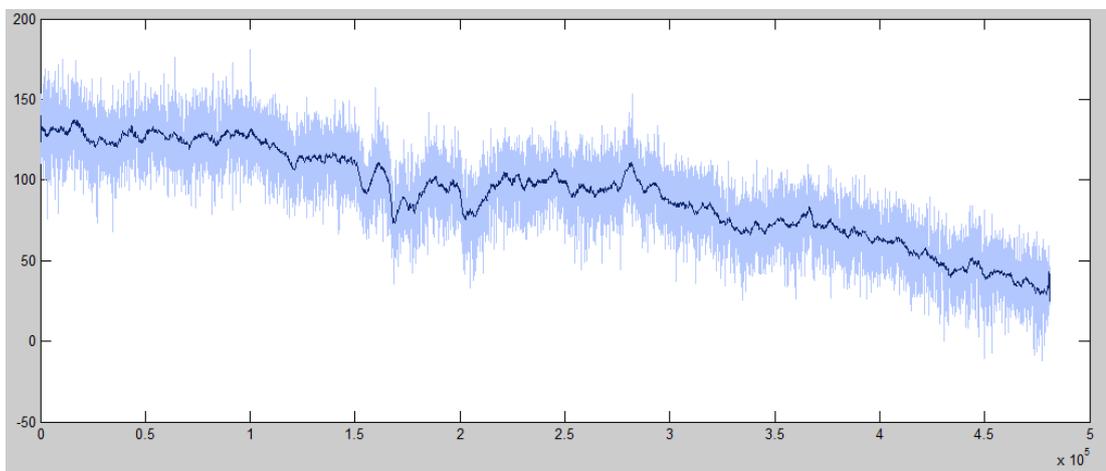


Рисунок 59 – Сигнал 6 опыта до и после фильтрации

Затем, была проведена децимация всех сигналов, поскольку точек, по которым был построен каждый сигнал, было достаточно много, а именно более 480 тысяч. Соответственно, по шести опытам количество точек стремилось к трем миллионам. Обработка таких больших данных требует больших вычислительных мощностей компьютерной техники, что в данном случае является невозможным.

Для того, чтобы сократить количество точек, была проведена децимация сигнала, в 100 раз, соответственно количество точек уменьшилось до 4800. Приведем пример графика первого опыта после децимации на рисунке 60.

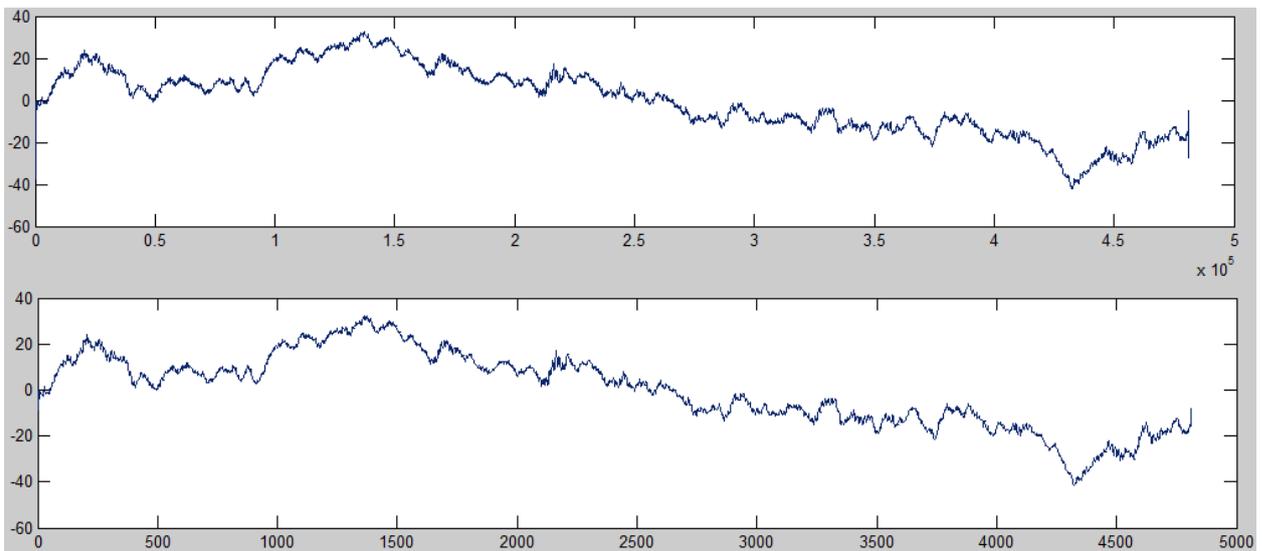


Рисунок 60– Опыт 1, до и после децимации

Как видно на рисунке 48, форма сигнала после децимации осталась прежней, то есть на результат исследования процедура децимации не повлияет. Децимация была проведена для всех остальных опытов.

Проведем линейный дискриминантный анализ (ЛДА) в программе Statistica. Поскольку для данного метода необходимо классифицировать данные, то создадим два класса: положительной реакции на зажигание лампочки и отрицательной реакции. Лампочка зажигалась через 5 секунд после начала записи сигналов, что составляет одну шестую от всего 30-секундного сигнала. Значит, для проведения анализа, необходимо в каждом опыте в начале сигнала убрать одну шестую (около 800 отсчетов). После проделанной работы, данные всех опытов были занесены в программу Statistica. Представим начало таблицы для линейного дискриминантного анализа на рисунке 61.

В первом столбце указывались точки сигналов всех опытов, а во втором указывался класс. За 1 класс была принята негативная реакция испытуемого, когда задуманная лампочка не зажглась, а за 2 класс принята положительная реакция, когда зажглась задуманная лампочка. По результатам предыдущих исследований было предположено, что испытуемый в 5 и 6 опытах задумывал верхнюю лампочку. Значит, 5 опыту присваиваем второй класс, а шестому – первый.

	1 Var1	2 Var2
1	7,418672	1
2	7,54144	1
3	7,706915	1
4	8,171289	1
5	8,590673	1
6	8,223282	1
7	7,894283	1
8	8,133043	1
9	8,318228	1
10	8,393126	1
11	8,144443	1
12	8,533974	1
13	9,539069	1
14	9,823844	1
15	10,53325	1
16	10,19286	1

Рисунок 61 – Таблица для ЛДА

Найдем расстояние между центрами групп и точками, чтобы классифицировать данные 5 и 6 опыта путем вычисления квадратов расстояния Махаланобиса до центров групп. Результаты представлены на рисунке 62.

Case	Incorrect classifications are marked with *		
	Observed Classif.	G_1:1 p=,50015	G_2:2 p=,49985
1	G_1:1	0,249068	5,89078
2	G_1:1	0,245593	5,87383
3	G_1:1	0,240948	5,85103
4	G_1:1	0,228149	5,78727
5	G_1:1	0,216891	5,72999
6	G_1:1	0,226738	5,78015
7	G_1:1	0,235742	5,82526
8	G_1:1	0,229190	5,79251
9	G_1:1	0,224172	5,76717
10	G_1:1	0,222158	5,75694
11	G_1:1	0,228880	5,79095
12	G_1:1	0,218396	5,73772
13	G_1:1	0,192481	5,60151
14	G_1:1	0,185435	5,56322
15	G_1:1	0,168456	5,46839

Рисунок 62 – Квадраты расстояния Махаланобиса до центров групп

В результате проведенного дискриминантного анализа, было выявлено, что данные 5 опыта классифицированы верно, а значит, в 5 опыте испытуемый хотел, чтобы зажглась верхняя лампочка. В первом и четвертом опытах имеется незначительное количество данных, которые по результатам анализа были неправильно классифицированы, но это говорит о погрешности данного опыта. Данные 6 опыта имеют неопределенные результаты классификации, а именно 3324 из 4000 данных в результате ЛДА были

классифицированы не верно, то есть с большей долей вероятности в пятом опыте испытуемый желал зажечь нижнюю лампочку. Но, поскольку известно, что в 5 и 6 опытах испытуемый желал зажечь одну и ту же лампочку, то, вероятнее всего он хотел зажечь верхнюю лампочку.

В результате проведенного исследования был разработан алгоритм распознавания образов с применением метода классификации экспериментальных данных, полученных с помощью нейрокомпьютерного интерфейса. В большинстве случаев разработанный алгоритм установил реакцию правильно, что свидетельствует об адекватности составленной модели и эффективности линейного дискриминантного анализа.

4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

Целью раздела «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» является анализ финансово-экономических аспектов проведенного исследования. Данное исследование заключается в построении алгоритма распознавания образов с применением методов классификации экспериментальных данных, полученных с помощью нейрокомпьютерного интерфейса. В данном разделе проводится определение перспективности проекта, оценка его эффективности, а также оценка уровня возможных рисков.

Достижение цели обеспечивается решением следующих задач:

- SWOT-анализ – структура работ в рамках научного исследования;
- трудоемкость выполнения работ;
- график проведения научного исследования;
- бюджет научно-технического исследования (НТИ).

4.1 Оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

4.1.1 SWOT – анализ

Применяют для исследования внешней и внутренней среды проекта, данный вид анализа позволяет определить сильные и слабые стороны проекта, выявить возможности и угрозы для его реализации, которые проявились или могут появиться в его внешней и внутренней среде, результаты SWOT-анализа представлены в таблице 5.

Таблица 5 – Матрица SWOT

	<p>Сильные стороны НИП: С1. Наличие необходимого оборудования для проведения испытаний данного образца. С2. Повышенная точность выполнения команд относительно зарубежных разработок. С3. Высокая степень безопасности</p>	<p>Слабые стороны НИП: Сл1. Относительная дороговизна проекта. Сл.2. Отсутствие компании, способной обеспечить серийное производство. Сл.3. Требуется специальное оборудование.</p>
<p>Возможности: В1. Использование инфраструктуры ТПУ. В2. Рост потенциальной востребованности из-за широкого применения технологии. В3. Большая стоимость разработок конкурентов и сложность их использования. В4. Возможность выхода на внешний рынок.</p>	<p>Использование инфраструктуры университета приведет к доступу к элементной базе, а также значительно снизит затраты на производство и увеличит финансирование проекта.</p>	<p>Снижение затрат на производство приведет к снижению себестоимости реализации проекта.</p>
<p>Угрозы: У1. Ограниченный экспорт из-за высокой конкуренции за рубежом. У2. Нестабильная финансовая поддержка со стороны государства. У3. Высокая сложность обеспечения серийного производства У4. Нехватка квалифицированных кадров для создания и обращения с данным прибором.</p>	<p>Имеется возможность обучения новых специалистов данной разработки, что способствует увеличению количества квалифицированных кадров.</p>	<p>Нестабильная финансовая поддержка в совокупности с относительной дороговизной реализации проекта могут значительно повлиять на процесс реализации проекта и сделать его менее конкурентоспособным.</p>

В результате проведения SWOT-анализа сделан вывод о том, что данный проект имеет широкий круг потенциальных потребителей, а также возможность быстрого выхода на внешний рынок.

4.2 Планирование этапов и выполнения работ проводимого научного исследования

4.2.1 Структура работ в рамках научного исследования

Для того чтобы провести планирование исследования, нужно оценить процессы определения общего содержания работ, участников исследования,

разработки последовательности действий и установление продолжительности работ, а также построение графика проведения исследований.

Разделим выполнение выпускной квалификационной работы на этапы, в каждом из которых распределим исполнителей. Результаты представлены в таблице 6.

Таблица 6 – Перечень этапов, работ и распределение исполнителей

Основные этапы	Номер работы	Содержание работы	Должность исполнителя
Разработка задания на ВКР	1	Составление и утверждение задания ВКР	Руководитель
Проведение НИР			
Выбор направления исследования	2	Подбор материалов по теме	Руководитель, студент
	3	Изучение материалов по теме	Руководитель, студент
	4	Выбор методов анализа данных	Руководитель, студент
	5	Календарное планирование работ по теме	Руководитель, студент
Теоретические исследования	6	Проведение анализа данных	Студент
	7	Проверка результатов	Студент
	8	Сопоставление результатов с теоретическими исследованиями	Студент
Обобщение и оценка результатов	9	Интерпретация результатов	Руководитель, студент
	10	Оценка эффективности разработанной методики	Руководитель, студент
Проведение ОКР			
Оформление пояснительной записки и сдача ВКР	11	Обоснование безопасности проводимых исследований и финансовой эффективности	Студент
	12	Оформление пояснительной записки	Руководитель, студент
	13	Сдача готовой дипломной работы	Студент

В результате разбиения выпускной квалификационной работы на этапы, а также распределения исполнителей была сформирована четкая структура выполнения работ, которая систематизирует проведение дипломного исследования и способствует наиболее эффективному его выполнению.

4.2.2 Определение трудоемкости выполнения работ

При проведении научно-исследовательской работы, большая часть затрат обычно приходится на оплату труда, поэтому следует определить трудоемкость работ каждого исполнителя.

Трудоемкость выполнения научного исследования оценивается экспертным путем в человеко-днях и носит вероятностный характер, так как зависит от множества трудно учитываемых факторов. Для определения ожидаемого (среднего) значения трудоемкости используется формула (19):

$$t_{ожi} = \frac{3t_{min i} + 2t_{max i}}{5}, \quad (19)$$

где $t_{min i}$ – минимальная трудоемкость работ, ч.-дн.;

$t_{max i}$ – максимальная трудоемкость работ, ч.-дн.;

$t_{ожi}$ – максимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы.

Исходя из ожидаемой трудоемкости работы, определяется продолжительность каждой работы в рабочих днях T_p по формуле (20), учитывающая параллельность выполнения работ несколькими исполнителями:

$$T_{pi} = \frac{t_{ожi}}{Ч_i}, \quad (20)$$

где T_{pi} – продолжительность одной i -ой работы, раб. дн.;

$Ч_i$ – численность исполнителей, одновременно выполняющих одну и ту же работу на определенном этапе, чел.

4.2.3 Разработка графика проведения научного исследования

Так как студенческие работы подразумевают анализ небольших по объему научных тем, наиболее удобным и наглядным является построение ленточного графика проведения научных работ в форме диаграммы Ганта.

Диаграмма Ганта представляет собой горизонтальный ленточный график, на котором работы по теме представляются протяженными во времени отрезками, характеризующимися датами начала и окончания выполнения данных работ.

Для удобства построения графика следует перевести длительность каждого из этапов работ из рабочих дней в календарные. Для этого можно использовать формулу (21):

$$T_{Ki} = T_{pi} \cdot k_{\text{кал}}, \quad (21)$$

где $k_{\text{кал}}$ – коэффициент календарности,

T_{Ki} – продолжительность выполнения i -ой работы в календарных днях,

T_{pi} – продолжительность выполнения i -ой работы в рабочих днях.

Коэффициент календарности определяется по формуле (22):

$$k_{\text{кал}} = \frac{T_{\text{кал}}}{T_{\text{кал}} - T_{\text{вых}} - T_{\text{пр}}}, \quad (22)$$

где $T_{\text{кал}}$ – количество календарных дней в году;

$T_{\text{вых}}$ – количество выходных дней в году;

$T_{\text{пр}}$ – количество праздничных дней в году.

Используя производственный календарь за 2019 год при шестидневной рабочей неделе, получаем следующие входные данные: 66 выходных дней (с учетом праздников). В результате получается, что коэффициент календарности $k_{\text{кал}} = 1,22$.

Рассчитаем все необходимые значения и сведем в таблицу 7, где Р – руководитель, С – студент.

Таблица 7 – Временные показатели проведения научного исследования

Номер работы	Трудоемкость работ			Исполнитель	Длительность работ в рабочих днях T_{pi} , раб. дн.	Длительность работ в календарных днях T_{Ki} , кал. дн.
	t_{min} , чел.-дн.	t_{max} , чел.-дн.	$t_{ож}$, чел.-дн.			
1	1,0	3,0	1,8	Р	1,8	2,2
2	10,0	20,0	14,0	С	7,0	8,5
	10,0	20,0	14,0	Р	7,0	8,5
3	20,0	30,0	24,0	С	12,0	14,6
	20,0	30,0	24,0	Р	12,0	14,6
4	10,0	12,0	10,8	С	5,4	6,6
	10,0	12,0	10,8	Р	5,4	6,6
5	1,0	2,0	1,4	С	0,7	0,9
	1,0	2,0	1,4	Р	0,7	0,9
6	15,0	20,0	17,0	С	17,0	20,7
7	3,0	5,0	3,8	С	3,8	4,6
8	2,0	4,0	2,8	С	2,8	3,4
9	2,0	3,0	2,4	С	1,2	1,5
	2,0	3,0	2,4	Р	1,2	1,5
10	1,0	3,0	1,8	С	0,9	1,1
	1,0	3,0	1,8	Р	0,9	1,1
11	6,0	9,0	7,2	С	7,2	8,8
12	30,0	40,0	34,0	С	17,0	20,7
	30,0	40,0	34,0	Р	17,0	20,7
13	1,0	1,0	1,0	С	1,0	1,2

Таким образом, общая длительность работ в рабочих днях составляет 79 дней, длительность работ в календарных днях – 95 дней. На основании таблицы 7 построен план-график. Календарный план график проведения научно-исследовательской работы приведен в таблице 8. График строился с разбивкой по месяцам и декадам (10 дней).

Таблица 8 – Календарный план-график проведения НИР

Номер работы	Исполнители	T_{ki} , кал. дн.	Продолжительность выполнения работ													
			Февраль			Март			Апрель			Май				
			1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
1	Руководитель	2	█													
2	Руководитель, студент	9	█													
3	Руководитель, студент	15		█												
4	Руководитель, студент	7			█											
5	Руководитель, студент	1				█										
6	Студент	21				█	█	█								
7	Студент	5							█							
8	Студент	3								█						
9	Руководитель, студент	2								█						
10	Руководитель, студент	1								█						
11	Студент	9									█					
12	Руководитель, студент	21									█	█	█			
13	Студент	1													█	

█ – студент, █ – руководитель.

Таким образом, на реализацию исследования руководителем было потрачено 58 рабочих дней, а студентом 95 дней.

4.3 Расчет бюджета научно-технического исследования

Определение затрат на выполнение ВКР производится путем составления калькуляции по отдельным пунктам затрат всех видов необходимых ресурсов.

Калькуляция плановой себестоимости проведения исследования составляется по следующим статьям затрат:

- материальные затраты;
- затраты на оплату труда исполнителей;
- отчисления во внебюджетные фонды;
- накладные расходы.

4.3.1 Расчет материальных затрат

В данном пункте рассмотрены вопросы, связанные с материальными затратами на проведение исследования.

Расчет материальных затрат осуществляется по формуле (23):

$$Z_M = (1 + k_T) \cdot \sum_{i=1}^m (C_i \cdot N_{расхi}), \quad (23)$$

где k_T – коэффициент, учитывающий транспортно-заготовительные расходы;

m – количество видов материальных ресурсов, используемых для выполнения научного исследования;

C_i – цена на приобретение i -ого вида приобретаемого материального ресурса;

$N_{расхi}$ – количество материального ресурса i -ого вида, которое планируется для использования при выполнении научного исследования.

Затраты на электроэнергию при работе оборудования для технологических целей рассчитываются по формуле (24):

$$Э_{об} = P_{об} \cdot C_э \cdot t_{об}, \quad (24)$$

где $Э_{об}$ – затраты на электроэнергию, потребляемую оборудованием, руб.;

$P_{об}$ – мощность, потребляемая оборудованием, кВт;

$C_{\text{э}}$ – тарифная цена за 1 кВт·ч, $C_{\text{э}} = 2,17$ руб/кВт·ч;

$t_{\text{об}}$ – время работы оборудования, час.

Время работы оборудования вычисляется на основе данных для T_{pi} из расчета, что продолжительность рабочего дня равна 8 часов.

Материальные затраты приравнены в таблице 9 ($k_T = 15\%$).

Таблица 9 – Материальные затраты

Наименование	Единица измерения	Кол-во	Цена за единицу, руб.	Затраты на материалы, (Z_M), руб.
Бумага для принтера	шт	1	250	287,5
Заправка картриджа	шт	1	450	517,5
Электроэнергия	кВт·ч	253	2,17	630,86
Итого				1436

Исходя из таблицы 9, итоговые материальные затраты составили 1436 рублей. Материальные затраты являются довольно низкими, поскольку все необходимое оборудование для проведения исследования предоставляется университетом.

4.3.2 Расчет заработной платы

В данном пункте приведены расчеты расходов, связанные с заработной платой каждого из участников исследовательской работы. Расчет проводится по формуле (25):

$$Z_{\text{зп}} = Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}}, \quad (25)$$

где $Z_{\text{осн}}$ – основная заработная плата;

$Z_{\text{доп}}$ – дополнительная заработная плата (от 12 до 20 % от основной заработной платы).

Основная зарплата рассчитывается по формуле (26):

$$Z_{\text{осн}} = Z_{\text{дн}} \cdot T_p, \quad (26)$$

где $Z_{\text{осн}}$ – основная заработная плата одного работника;

T_p – продолжительность работ, выполняемых научно-техническим работником, рабочих дней;

$Z_{\text{дн}}$ – среднедневная заработная плата работника, руб.

Среднедневная заработная плата рассчитывается по формуле (27):

$$Z_{\text{дн}} = \frac{Z_{\text{м}} \cdot M}{F_{\text{д}}}, \quad (27)$$

где $Z_{\text{м}}$ – месячный должностной оклад работника, руб.;

$F_{\text{д}}$ – действительный годовой фонд рабочего времени научно-технического персонала, рабочих дней;

M – количество месяцев работы без отпуска в течение года:

– при отпуске в 24 раб. дня $M=11,2$ месяца, 5-дневная неделя;

– при отпуске в 48 раб. дней $M=10,4$ месяца, 6-дневная неделя.

Баланс рабочего времени представим в таблице 10.

Таблица 10 – Баланс рабочего времени

Показатели рабочего времени	Руководитель	Студент
Календарное число дней	365	365
Количество нерабочих дней	66	66
Потери рабочего времени		
- отпуск	48	48
- невыходы по болезни	-	-
Действительный годовой фонд рабочего времени	251	251

Месячный оклад работника рассчитывается по формуле (28):

$$Z_{\text{м}} = Z_{\text{тс}} \cdot (1 + k_{\text{пр}} + k_{\text{д}}) \cdot k_{\text{р}}, \quad (28)$$

где $Z_{\text{тс}}$ – заработная плата по тарифной ставке, руб.;

$k_{\text{р}}$ – районный коэффициент, равный 1,3 (для Томска);

$k_{\text{пр}}$ – премиальный коэффициент, примем равным 0,3;

$k_{\text{д}}$ – коэффициент доплат и надбавок, примем равным 0,3.

Оклад руководителя – 23265 р.

Оклад студента – 6278 р.

Таким образом, рассчитываем заработную плату и вносим её в таблицу 11.

Таблица 11 – Расчёт основной заработной платы

Исполнители	$Z_{тс}$, руб.	$Z_{м}$, руб	$Z_{дн}$, руб.	$T_{р}$, раб. дн.	$Z_{осн}$, руб.
Руководитель	23265	48391	2005	44	88220
Студент	6278	13058	541	79	42739

Дополнительная заработная плата учитывает величину доплат за отклонения от нормальных условий труда, предусмотренных Трудовым кодексом Российской Федерации, а также выплаты, связанные с обеспечением компенсаций и гарантий. Расчет осуществляется по формуле (29):

$$Z_{доп} = k_{доп} \cdot Z_{осн}, \quad (29)$$

где $k_{доп}$ – коэффициент дополнительной заработной платы (на стадии проектирования принимается равным 0,12 – 0,15).

Дополнительная заработная плата руководителя составляет 10586 рублей. Дополнительная заработная плата студента составляет 5129 рублей.

Таким образом, заработная плата руководителя составляет 98806 рублей, а заработная плата студента – 47868 рублей.

4.3.3 Отчисления во внебюджетные фонды

В данной статье расходов отражаются обязательные отчисления органам государственного социального страхования (ФСС), Пенсионного фонда (ПФ) и медицинского страхования (федеральным (ФФОМС) и территориальным (ТФОМС)) от затрат на оплату труда работников, объединенные в форме единого социального платежа.

Величина отчислений во внебюджетные фонды определяется по формуле (30):

$$Z_{отч} = (Z_{осн} + Z_{доп}) \cdot k_{внеб}, \quad (30)$$

где $k_{внеб}$ – коэффициент уплаты во внебюджетные фонды, принятый равным 30 %.

Отчисления руководителя составляют 29642 рубля, а отчисления студента – 14360 рубля.

4.3.4 Накладные расходы

Накладные расходы учитывают прочие затраты организации, не попавшие в предыдущие статьи расходов. Величина накладных расходов рассчитывается по формуле (31).

$$Z_{\text{накл}} = (Z_{\text{осн}} + Z_{\text{доп}} + Z_{\text{отч}}) \cdot k_{\text{нр}}, \quad (31)$$

где $k_{\text{нр}}$ – коэффициент, учитывающий накладные расходы. Примем коэффициент накладных расходов равным 16 %.

Таким образом, накладные расходы для научного руководителя составляют 20552 рубля, а для студента 9956 рублей.

4.3.5 Формирование бюджета затрат научно-исследовательской работы

Полученная в результате величина затрат на научно-исследовательскую работу является базой для формирования бюджета затрат на проект. Расчет бюджета затрат научно-технического исследования (НТИ) представлен в таблице 12.

Таблица 12 – Расчет бюджета затрат НТИ

Наименование статьи	Сумма, руб.	
	НР	С
Материальные затраты	–	1436
Затраты по основной заработной плате исполнителей проекта	88220	42739
Затраты по дополнительной заработной плате исполнителей проекта	10586	5129
Отчисления во внебюджетные фонды	29642	14360
Накладные расходы	20552	9956
Бюджет затрат НТИ	149000	73620

4.4 Определение ресурсосберегающей, финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования

Определение эффективности происходит на основе расчета интегрального показателя эффективности научного исследования. Его нахождение связано с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности.

Интегральный финансовый показатель разработки определяется по формуле (32):

$$I_{\Phi}^{\text{исп}i} = \frac{\Phi_{pi}}{\Phi_{\text{max}}}, \quad (32)$$

где $I_{\Phi}^{\text{исп}i}$ – интегральный финансовый показатель разработки;

Φ_{pi} – стоимость i -го варианта исполнения;

Φ_{max} – максимальная стоимость исполнения научно-исследовательского проекта.

Интегральные показатели для различных исполнений составляют $I_{\Phi}^{\text{исп}1} = 1, I_{\Phi}^{\text{исп}2} = 0,494$.

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить по формуле (33):

$$I_{pi} = \sum a_i \cdot b_i, \quad (33)$$

где I_{pi} – интегральный показатель ресурсоэффективности для i -го варианта исполнения разработки;

a_i – весовой коэффициент i -го варианта исполнения разработки;

b_i – балльная оценка i -го варианта исполнения разработки, устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания;

n – число параметров сравнения.

Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности приведен в таблице 13.

Таблица 13 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения проекта

Критерии оценки	Весовой коэффициент параметра	Исп. 1	Исп.2
Производительность	0,40	5	4
Удобство в эксплуатации	0,30	5	4
Помехоустойчивость	0,18	3	3
Надежность	0,12	4	4
Итого	1	4,5	3,75

$$I_{p1} = 0,4 \cdot 5 + 0,3 \cdot 5 + 0,18 \cdot 3 + 0,12 \cdot 4 = 4,52;$$

$$I_{p2} = 0,4 \cdot 4 + 0,3 \cdot 4 + 0,18 \cdot 3 + 0,12 \cdot 4 = 3,82.$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки ($I_{испi}$) определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле (34):

$$I_{испi} = \frac{I_{pi}}{I_{\phi}} \quad (34)$$

Таким образом, $I_{исп1} = 4,52$; $I_{исп2} = 7,73$.

Сравнение интегрального показателя эффективности вариантов исполнения разработки позволяет определить сравнительную эффективность проекта. Сравнительная эффективность проекта рассчитывается по формуле (35):

$$\mathcal{E}_{ср} = \frac{I_{исп1}}{I_{исп2}}. \quad (35)$$

Сравнивая значения интегральных показателей эффективности, очевидно, что наиболее эффективным вариантом решения технической задачи с позиции финансовой и ресурсной эффективности является второй вариант исполнения разработки. Сравнительная эффективность разработки представлена в таблице 14.

Таблица 14 – Сравнительная эффективность разработки

Показатели	Исп.1	Исп.2
Интегральный финансовый показатель разработки	1,00	0,494
Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки	4,520	3,820
Интегральный показатель эффективности	4,520	7,730
Сравнительная эффективность вариантов исполнения	0,585	1,710

На сегодняшний день перспективность научного исследования определяется главным образом коммерческой ценностью разработки. Оценка коммерческой ценности разработки является обязательным условием при поиске источников финансирования для коммерциализации результатов научного исследования.

В результате выполнения данного раздела, был определен потенциал данного исследования, по которому можно судить о высокой степени востребованности данного исследования.

Был построен календарный план-график научного исследования, исходя из которого видно, что на реализацию проекта руководителем было потрачено 58 рабочих дней, а студентом 95 дней, то есть выполнение исследования укладывается в установленные сроки.

Был подсчитан бюджет исследования, в который вошли: материальные затраты, затраты на оплату труда исполнителей, отчисления во внебюджетные фонды, накладные расходы. Таким образом, бюджет НИИ составил 222620 рублей.

5 Социальная ответственность

В данной работе проводится построение алгоритма распознавания образов с применением методов классификации экспериментальных данных. Для получения экспериментальных данных в работе проводится эксперимент по регистрации электроэнцефалографического сигнала мозга испытуемого с применением нейрокомпьютерного интерфейса.

Результаты данной работы могут применяться для мысленного управления внешними устройствами, например, для повышения качества жизни парализованных людей.

В современных условиях основная работа научных работников сосредоточена на компьютере, в связи с автоматизацией многих технологических процессов и увеличением объёмов информации, что влечет за собой интенсивные, напряженные нагрузки, требующие значительных затрат умственной, эмоциональной и физической энергии.

Обеспечение безопасной жизнедеятельности человека в большей степени зависит от правильной оценки опасных, вредных производственных факторов. Поэтому каждый должен знать о необходимых мерах защиты, чтобы сохранить свое здоровье. Существует ряд способов, которые если не полностью избавляют от вредных факторов, то существенно уменьшают их пагубное воздействие на организм.

5.1 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности

5.1.1 Специальные правовые нормы трудового законодательства

Правовые нормы трудового законодательства для оператора персонального компьютера устанавливаются Трудовым кодексом РФ [37]. Правовыми нормами являются:

- допустимая продолжительность ежедневной работы 8 часов (при 36-часовой рабочей неделе) или 6 часов (при 30-часовой рабочей неделе и менее);
- продолжительность рабочего дня или смены, непосредственно предшествующих нерабочему дню, уменьшается на один час;
- продолжительность сверхурочной работы не должна превышать для каждого работника 4 часов в течение двух дней подряд и 120 часов в год;
- в течение рабочей смены работнику должен быть предоставлен обеденный перерыв продолжительностью не менее 30 минут;
- продолжительность еженедельного непрерывного отдыха не может быть менее 42 часов.

5.1.2 Организационные мероприятия по компоновке рабочей зоны

Рабочее место научного работника должно быть организовано с учетом эргономических требований согласно ГОСТ 12.2.032-78 [38] и СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 [39].

Расстояние между рабочими столами с видеомониторами, должно быть не менее 2,0 м, а расстояние между боковыми поверхностями видеомониторов – не менее 1,2 м. Экран видеомонитора должен находиться от глаз пользователя на расстоянии (600 – 700) мм, но не ближе 500 мм. Рабочий стол должен иметь пространство для ног высотой не менее 600 мм, шириной – не менее 500 мм.

Организация рабочего места должна выполняться в соответствии со следующими требованиями:

- регулировка высоты поверхности сиденья в пределах от 400 до 550 мм и углам наклона вперед до 15° и назад до 5°;
- угол наклона спинки в вертикальной плоскости в пределах $\pm 30^\circ$;
- регулировка расстояния спинки от переднего края сиденья в пределах от 260 до 400 мм;

– стационарные или съемные подлокотники длиной не менее 250 мм и шириной от 50 до 70 мм;

– клавиатуру следует располагать на поверхности стола на расстоянии (100 – 300) мм от края, обращенного к пользователю, или на специальной, регулируемой по высоте рабочей поверхности, отделенной от основной столешницы;

– высота края стола, обращенного к работающему с ПЭВМ, и высота пространства для ног должны соответствовать росту обучающихся в обуви (при не соответствии росту обучающихся, следует использовать регулируемую по высоте подставку для ног);

– линия взора должна быть перпендикулярна центру экрана и оптимальное ее отклонение от перпендикуляра, проходящего через центр экрана в вертикальной плоскости, не должно превышать $\pm 5^\circ$, допустимое $\pm 10^\circ$.

Для обеспечения оптимальных условий труда пользователя ПЭВМ необходимо также учитывать следующие факторы: микроклимат, освещение, шум. Требования к этим факторам будут подробно описаны ниже.

При соблюдении данных правил, воздействие вредного фактора статической нагрузки на организм человека будет снижено, что способствует снижению утомляемости студента. Таким образом, в случае соблюдения требований повышается производительность труда.

5.2 Производственная безопасность

Проведем анализ возможных вредных и опасных факторов при выполнении данной работы. Для начала, представим их в таблице 15.

Данные факторы могут нанести вред здоровью, привести к травмам и авариям. Поэтому, далее будут рассмотрены средства защиты от этих факторов и минимизации их воздействия.

Таблица 15 – Возможные опасные и вредные факторы

Факторы (ГОСТ 12.0.003-2015)	Этапы работ			Нормативные документы
	Разрабо тка	Изготов ление	Эксплуа тация	
1. Отклонение показателей микроклимата	+	+	+	СанПиН 2.2.4.548-96 [40]. СН 2.2.4/2.1.8.562-96 [41]. СП 52.13330.2016[42]. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03[39]. ГОСТ 12.1.019-2017 [43]. СанПиН 2.2.4.3359-16 [44].
2. Отсутствие или недостаток естественного света	+	+	+	
3. Недостаточная освещенность рабочей зоны			+	
4. Превышение уровня шума		+		
5. Высокий уровень электромагнитных излучений	+	+	+	
6. Повышенное значение напряжения в электрической цепи, замыкание которой может произойти через тело человека	+	+	+	

5.2.1 Отклонение показателей микроклимата

Вычислительная техника является источником существенных тепловыделений, что может привести к повышению температуры и снижению относительной влажности в помещении. В помещениях, где установлены компьютеры, должны соблюдаться определенные параметры микроклимата. Указанные параметры нормируются исходя из категории работ, определенной в соответствии с СанПиН 2.2.4.548-96 [40]. В соответствии с таблицей умственную работу можно отнести к категории 1а: работы, производимые сидя, стоя или связанные с ходьбой, но не требующие систематического физического напряжения или поднятия и переноски тяжестей.

В таблицах 16 и 17 представлены оптимальные и допустимые уровни показателей микроклимата, которым должны соответствовать показатели микроклимата на рабочем месте.

Таблица 16 – Оптимальные величины показателей микроклимата

Период года	Температура воздуха, °С	Относительная влажность воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с
Холодный	(22 – 24)	(40 – 60)	0,1
Теплый	(23 – 25)		0,1

Таблица 17 – Допустимые величины показателей микроклимата на рабочих местах производственных помещений

Период года	Температура воздуха, °С		Относит. влажность воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с	
	Диапазон ниже оптимальных величин	Диапазон выше оптимальных величин		Ниже оптимальных величин не более	Выше оптимальных величин не более
Холодный	(20,0 – 21,9)	(24,1 – 25,0)	(15 – 75)	0,1	0,1
Теплый	(21,0 – 22,9)	(25,1 – 28,0)	(15 – 75)	0,1	0,2

В помещении предусмотрена система отопления, функционирующая в зимнее время. Она обеспечивает достаточное, постоянное и равномерное нагревание воздуха. Для обеспечения вентиляции воздуха аудитория регулярно проветривается. Таким образом, показатели микроклимата рабочего места соответствуют допустимым показателям микроклимата и, соответственно, никаких процедур по устранению отклонений микроклимата проводить не нужно.

5.2.2 Недостаточная освещенность рабочей зоны и отсутствие или недостаток естественного света

При недостаточной освещенности рабочей зоны, человек ощущает усталость глаз и переутомление, что приводит к снижению работоспособности.

Искусственное освещение в помещениях для эксплуатации персональных электронно-вычислительных машин (ПЭВМ) должно

осуществляться системой общего равномерного освещения. В производственных и административно-общественных помещениях, в случаях преимущественной работы с документами, следует применять системы комбинированного освещения (к общему освещению дополнительно устанавливаются светильники местного освещения, предназначенные для освещения зоны расположения документов).

Освещенность на поверхности стола в зоне размещения рабочего документа должна быть (300 – 500) лк. Освещение не должно создавать бликов на поверхности экрана. Освещенность поверхности экрана не должна быть более 300 лк. Для искусственного освещения помещений с компьютерами следует применять люминесцентные светильники с зеркализированными решетками. Освещенность в кабинетах, где выполняется напряженная зрительная работа с документами, и используются компьютеры, коэффициент пульсации не должен превышать 5 %.

Работа за ПЭВМ относится к зрительным работам высокой точности для помещений жилых и общественных зданий. Согласно [42], такие помещения должны удовлетворять требованиям, указанным в таблице 18.

Таблица 18 – Требования к освещению помещений жилых и общественных зданий при зрительной работе высокой точности

Характеристика зрительной работы	Наименьший или эквивалентный размер объекта различения, мм	Разряд зрительной работы	Подразряд зрительной работы	Относительная продолжительность зрительной работы при направлении зрения на рабочую поверхность, %	Искусственное освещение			Естественное освещение	
					Освещенность на рабочей поверхности от системы общего освещения, лк	Объединенный показатель UGR, не более	Коэффициент пульсации освещенности $K_{п}$, %, не более	КЕО $e_{н}$, %, при	
								Верхнем или комбинированном	Боковом
Высокой точности	От 0,3 до 0,5	Б	1	Не менее 70	300	21 18*	15	3,0	1,0
			2	Менее 70	200	24 18*	20 15**	2,5	0,7
<p>* Нормируемое значение объединенного показателя дискомфорта в помещениях при направлении линии зрения преимущественно вверх под углом 45° и более к горизонту и в помещениях с повышенными требованиями к качеству освещения (спальные комнаты в детских садах, яслях, санаториях, дисплейные классы в школах, средних специальных учебных заведениях и т.п.).</p> <p>** Нормируемое значение коэффициента пульсации для детских, лечебных помещений с повышенными требованиями к качеству освещения.</p>									

Таким образом, для обеспечения нормативных значений освещенности в помещения следует проводить чистку стекол оконных проемов и светильников не реже двух раз в год и проводить замену перегоревших ламп.

5.2.3 Превышение уровня шума

Длительное воздействие шума на рабочем месте крайне негативно сказывается на работающем: происходит снижение внимания, увеличение расхода энергии при одинаковой физической нагрузке, замедление скорости реакций и т.д. Как результат, производительность труда падает и снижается качество выполняемой работы.

При выполнении основной работы на ПЭВМ уровень шума на рабочем месте не должен превышать 50 дБ. Допустимые уровни звукового давления в помещениях для персонала, осуществляющего эксплуатацию ЭВМ при разных значениях частот, приведены в СН 2.2.4/2.1.8.562 – 96 [41].

В таблице 19 приведены предельно допустимые уровни звукового давления, уровни звука и эквивалентные уровни звука для работ, связанных с творческой деятельностью, руководящей работой, научной деятельностью, конструированием, программированием и других видов работ, связанных с повышенной концентрацией внимания.

Таблица 19 – Предельно допустимые уровни звукового давления

Вид трудовой деятельности, рабочее место	Уровни звукового давления, дБ, в октавных полосах со среднегеометрическими частотами, Гц								Уровни звука, дБА
	31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	
Научная деятельность, рабочее место с ПЭВМ	86	71	61	54	49	45	42	40	50

В данной работе основная деятельность производится с использованием ПЭВМ, то есть основной шум создается системным блоком компьютера. Для минимизации уровня шума, необходимо своевременно производить техническое обслуживание компьютера. Кроме того, следует регулярно производить чистку системы охлаждения системных блоков от

пыли, что поможет существенно снизить уровень шума. Шум на рабочем месте не превышает предельно допустимый уровень звукового давления. Соответственно, можно сделать вывод о том, что рабочее место соответствует нормам.

5.2.4 Высокий уровень электромагнитных излучений

При работе с компьютером пользователь находится в непосредственной близости к монитору, что вызывает воздействие электромагнитных полей (ЭМП). Вредное влияние переменных магнитных полей должно быть учтено при организации рабочего места с ПЭВМ.

Когда на человека воздействуют поля, напряженность которых выше допустимой нормы, то возникают нарушения нервной, сердечно-сосудистой системы и некоторых биологических показателей крови.

Временно допустимые уровни (ВДУ) ЭМП при работе с компьютером описаны в СанПиН 2.2.4.3359-16 [44] и приведены в таблице 20.

Таблица 20 – Временно допустимые уровни ЭМП, создаваемых ПЭВМ на рабочих местах

Наименование параметров		ВДУ
Напряженность электрического поля	в диапазоне частот от 5 Гц до 2 кГц	25 В/м
	в диапазоне частот от 2 кГц до 400 кГц	2,5 В/м
Плотность магнитного потока	в диапазоне частот от 5 Гц до 2 кГц	250 нТл
	в диапазоне частот от 2 кГц до 400 кГц	25 нТл
Напряженность электростатического поля		15 кВ/м

Для обеспечения нормальной деятельности пользователя с учетом норм предельно допустимой напряженности ЭМП экран монитора необходимо поместить на расстоянии от 0,6 до 0,7 м, но не ближе, чем 0,5 м от глаз работника. Также была учтена схема размещения рабочих мест с компьютерами: расстояние между рабочими местами – 2 м, между боковыми

поверхностями мониторов – не менее 1,2 м. Эти процедуры способствуют уменьшению влияния вредного фактора на работника.

Поскольку электромагнитные поля на рабочем месте не превышает предельно допустимый уровень ЭМП, можно сделать вывод о том, что рабочее место соответствует нормам.

5.2.5 Повышенное значение напряжения в электрической цепи, замыкание которой может произойти через тело человека

Во время работы с ПЭВМ существует возможность поражения электрическим током. Для снижения данного риска необходимо соблюдать нормы электробезопасности. Требования по электробезопасности, технические способы и средства защиты приведены в нормативном документе ГОСТ 12.1.019 – 2017 [43].

Рабочее место расположено в учебной аудитории, которая является помещением без повышенной опасности, т.е. отсутствуют какие-либо условия, создающие опасность: оно сухое, хорошо отапливаемое, полы токонепроводящие, температура и влажность соответствует нормам.

Проведение исследования непосредственно связано с ПЭВМ, токоведущие части которого изолированы, а значит, случайное прикосновение к токоведущим частям исключено.

Основное организационное мероприятие по электробезопасности – инструктаж и обучение безопасным методам труда, а также проверка знаний правил безопасности и инструкций в соответствии с занимаемой должностью применительно к выполняемой работе.

Для обеспечения защиты от поражения электрическим током при прикосновении к металлическим нетоковедущим частям, которые могут оказаться под напряжением в результате повреждения изоляции, в аудитории обеспечено заземление питающих розеток посредством заземляющих контактов. Кроме того, все токоведущие части компьютера изолированы и помещены в специальный корпус, а значит, прикосновение к токоведущим

частям маловероятно. Таким образом, при проведении данной работы соблюдались требования электробезопасности.

5.3 Экологическая безопасность

Деятельность человека, особенно производственного характера, негативно отражается на экологической среде, а именно атмосфере, гидросфере и литосфере. Поэтому очень важно предпринимать меры по охране окружающей среды.

В соответствии с СанПиН 2.2.1/2.1.1.1200 – 03 [45] санитарно-защитная зона – это полоса, отделяющая источники промышленного загрязнения от жилых или общественных зданий для защиты населения от влияния вредных факторов производства. Так как помещение с ЭВМ не является производственным, кроме того ЭВМ не вырабатывает опасные для экологии вещества, соответственно, для него не отводится специальная санитарно-защитная зона по [45].

Работа с персональным компьютером не предусматривает использование воды, поэтому сбросов в бытовую и промышленную канализацию нет, следовательно, отсутствует загрязнение гидросферы. Но в ходе выполнения исследования образовывались хозяйственно – бытовые воды. Бытовые сточные воды помещения образуются при эксплуатации туалетов, столовой, а также при мытье рук, полов. Данные воды отправляются на городскую станцию очистки.

В ходе выполнения ВКР, образовывались различные твердые отходы, такие как бумага, бытовой мусор, отходы от канцелярских принадлежностей. Данные отходы были утилизированы посредством их перемещения в специально приспособленные для этого мусорные контейнеры.

Деятельность по проведению исследований для дипломной работы основывалась исключительно на использовании ПЭВМ, в этом случае опасность для окружающей среды возникает только при неправильной утилизации компьютерной техники, в которой содержатся опасные для

окружающей среды вещества, такие как производные газов и тяжелые металлы. При попадании на свалку, данные вещества проникают в почву, отравляют воздух и воду. Неисправные устройства списываются, после чего утилизируются специализированными организациями согласно [46]. Соответственно, деятельность по выполнению выпускной квалификационной работы, не принесла вред экологической среде.

5.4 Безопасность в чрезвычайных ситуациях

ЧС в подобных помещениях могут быть пожары. Все производства по пожарной безопасности согласно Федеральному закону «Технический регламент о требованиях пожарной безопасности» подразделяются на 5 категорий: А, Б, В, Г, Д. Поскольку рабочее место находится в учебной аудитории, которая не предполагает работу с горючими веществами и материалами в горячем состоянии, а предназначена только для проведения лекционных занятий и работы с ПЭВМ, она относится к классу Д (помещений с пониженной пожароопасностью).

Основными причинами пожара могут стать:

- несоблюдение норм пожарной безопасности сотрудниками либо студентами;
- нарушение технологического процесса;
- использование неисправного оборудования;
- токи короткого замыкания;
- неисправность электросетей;
- курение в неполюженном месте.

Во избежание возникновения пожара необходимо выполнение следующих требований [47]:

- выполнение работ в аудитории только с исправным оборудованием и электропроводки;
- наличие средств тушения пожара – огнетушителей;

- свободный доступ к средствам тушения и выходу из помещения;
- подключение только одного потребителя электроэнергии к одному источнику электропитания;
- знание плана эвакуации и места расположения средств пожаротушения;
- недопустимость курения и разведения открытого огня в аудитории.

Аудитория, в которой проводилось исследование, находится в учебном корпусе 10 ТПУ. Данное здание соответствует всем требованиям пожарной безопасности: имеется система охранно-пожарной сигнализации, порошковые огнетушители, планы эвакуации и таблички с направлениями к запасному выходу. Отсюда можно сделать вывод о том, что данная аудитория соответствует всем требованиям обеспечения пожарной безопасности. План эвакуации правого крыла второго этажа десятого корпуса, где расположена учебная аудитория, представлен в приложении Б.

В заключении отметим, что безопасные условия труда необходимы для того, чтобы каждый сотрудник получил возможность выполнять свои трудовые функции без риска для жизни и здоровья. Кроме того, благоприятные условия труда способствуют более плодотворной работе сотрудников, а значит наибольшей производительности всей организации. Как было описано ранее, деятельность по выполнению данного исследования соответствует необходимым требованиям безопасности, а значит, не представляет риска здоровью сотрудников.

Заключение

В выпускной квалификационной работе представлен аналитический обзор российской и зарубежной литературы в сфере развития интерфейсов мозг-компьютер. Было представлено описание технических средств для регистрации и обработки электроэнцефалографических сигналов.

В процессе выполнения работы был спланирован эксперимент по выявлению управляющей активности оператора. Были проведены экспериментальные исследования по регистрации электроэнцефалограммы. Эксперимент был проведен для шести различных опытов, каждый из которых длился тридцать секунд. Для эксперимента использовалась трехканальная электроэнцефалографическая установка, соответственно, в результате эксперимента были получены записи сигналов каждого опыта для трех каналов. Наиболее оптимальным для анализа каналом был выбран третий канал.

Были выделены альфа-ритмы сигналов каждого опыта для третьего канала, а затем проведен их дескриптивный анализ, в результате которого были выявлены информативные признаки. На основании выделенных признаков был сделан вывод о мысленных движениях оператора.

Для полученных экспериментальных сигналов каждого опыта проведен препроцессинг: сигналы были усреднены с помощью алгоритма скользящего среднего, а затем проведена децимация сигналов. После этого был проведен линейный дискриминантный анализ, в результате которого была выявлена мысленная управляющая активность оператора.

В результате проведенного исследования был разработан алгоритм распознавания образов с применением метода классификации экспериментальных данных, полученных с помощью нейрокомпьютерного интерфейса. Результаты данной работы могут применяться для мысленного управления внешними устройствами, например, для повышения качества жизни парализованных людей.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1 Ганин, И.П. Интерфейс мозг-компьютер на волне p300: исследование эффектов повторения и движения стимулов: дис. на соиск. учен. степ. канд. биол. наук: 03.03.01, 03.03.06 / Кафедра физиологии человека и животных биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова. – Москва. – 2013. – 199 с.

2 Министерство труда и социальной защиты населения URL: <http://www.rosmintrud.ru/> (дата обращения: 19.11.2018 г).

3 Hassanien A. E., Azar A. A. Brain-Computer Interfaces // Switzerland: Springer. – 2015.

4 Niedermeyer E., Dasilva F. Electroencephalography, basic principles, clinical applications and related fields // Lippincott Williams & Wilkins. – 2011. – 1296 p.

5 Kamiya J., Biofeedback training in voluntary control of EEG alpha rhythms // Calif Med. – 1971. – Vol. 115. – №3. – 44 p.

6 Nowlis D.P., Kamiya J. The control of electroencephalographic alpha rhythms through auditory feedback and the associated mental activity // Psychophysiology. – 1970. – Vol. 6. – 4. – pp. 476-84.

7 Chapin JK, Moxon KA, Markowitz RS, Nicolelis MA. Real-time control of a robot arm using simultaneously recorded neurons in the motor cortex // Nature Neuroscience. – 1999. – Vol. 2. – №7. – pp. 664–70.

8 Kennedy P. R., Bakay R. A. Restoration of neural output from a paralysed patient by a direct brain connection // Neuroreport June. – 1998. – Vol. 9. – Iss. 8. – pp.1707-1711.

9 Hochberg L. R., Serruya M. D., Friehs G. M., Mukand J. A., Saleh M., Caplan A. H., Branner A., Chen D., Penn R. D., Donoghue J. P. Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia // Nature. – 2006. – pp. 164–171.

10 Hochberg L.R., Bacher D., Jarosiewicz B., Masse N.Y., Simeral J.D., Vogel J.f, Haddadin S., Liu J., Cash S.S., Van Der Smagt P., Donoghue J.P. Reach and grasp by people with tetraplegia using a neurally controlled robotic arm // Nature. – 2012. – Vol. 485. – Iss. 7398. – pp. 372-375.

11 Hotson, G, McMullen, DP, Fifer, MS, Johannes, MS, Katyal, KD, Para, MP, Armiger, R, Anderson, WS, Thakor, NV, Wester, BA and Crone Individual Finger Control of the Modular Prosthetic Limb using High-Density Electroencephalography in a Human Subject // J. Neural Eng. – 2016. – Vol. 13. – No. 2: 026017.

12 Hampson R.E., Song D., Robinson B.S., Fetterhoff D., Dakos A.S., Roeder B.M., She X., Wicks R.T., Witcher M.R., Couture D.E., Laxton A.W., Munger-Clary H., Popli G., Sollman M.J., Whitlow C.T., Marmarelis V.Z., Berger T.W., Deadwyler S.A. Developing a hippocampal neural prosthetic to facilitate human memory encoding and recall // J. Neural Eng. – 2018. – Vol. 15. – Iss. 3. – 15 p.

13 Лебедев М.А. Нейрокомпьютерные интерфейсы для расширения функций мозга // Наука и инновации в медицине. – 2016. – № 3. – с. 12-27.

14 Руководство к практическим занятиям по общей и медицинской биофизике в 2 частях. Ч. 1. [Электронный ресурс] : учебное пособие / И. В. Петрова, А. В. Носарев, И. В. Ковалев и др. - Томск : Издательство СибГМУ, 2013. – 125 с. – URL: <https://www.books-up.ru/ru/book/rukovodstvo-k-prakticheskim-zanyatiyam-po-obcshej-i-medicinskoj-biofizike-v-2-chastyah-ch-1-4911194/> (дата обращения 20.03.2019).

15 Гнездицкий В.В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. М: МЕДпресс-ин., 2003. – 264 с.

16 Ганин И.П., Каплан А.Я. Интерфейс мозг-компьютер на основе волны Р300: предъявление комплексных стимулов «подсветка + движение» // Журн. высш. нерв. деят. – 2014. – т. 64. – № 1. – с. 32-40.

17 Farwell L. A., Donchin E. Talking off the top of your head: A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* – 1988. – Vol. 70. – pp. 510–523.

18 Конышев В. А., Карловский Д. В., Славущая А. В., Авдейчик В. Г., Шмелев А. С., Шевелев И. А. Исследование опознания задуманных букв и слов по волне Р300 вызванного потенциала мозга человека с помощью нейрокомпьютерного интерфейса // *Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова.* – 2007. – Т. 93. – № 2. – с. 141–149.

19 Birbaumer N. Slow cortical potentials: their origin, meaning, and clinical use. In: van Boxtel G. J. M., Bocker K. B. E., editors. *Brain and behavior past, present, and future.* Tilburg: Tilburg University Press, 1997. – pp. 25-39.

20 Wolpaw J. R., Birbaumer N., McFarland D. J., Pfurtscheller G., Vaughan T. M. Braincomputer interface for communication and control // *Clinical Neurophysiology.* – 2002. – Vol. 113. – pp. 767–791.

21 Neuper C., Schlogl A., Pfurtscheller G. Enhancement of left-right sensorimotor EEG differences during feedback-regulated motor imagery. J. // *Clin. Neurophysiol.* – 1999. – 16. – pp. 373–382.

22 Pfurtscheller G., Neuper C. Motor imagery and direct brain-computer communication. *Proc IEEE*, 2001. – 89. – pp. 1123–1134.

23 Wang F., Li G., Chen J., Duan Y., Zhang D. Novel semi-dry electrodes for brain–computer interface applications // *J. Neural Eng.* – 2016. – Vol. 13. – Iss. 4. – 15 p.

24 Сахаров В. Л. Методы математической обработки электроэнцефалограмм : учеб. пособие. – 2000. – 44 с.

25 Новикова Л.А. Электроэнцефалография и ее использование для изучения функционального состояния мозга // *Естественнонаучные основы психологии.* – М.: Педагогика. – 1978. – с. 155-177.

26 Новикова С.И. Ритмы ЭЭГ и когнитивные процессы. – *Современная зарубежная психология.* – 2015. – Т. 4. – № 1. – с. 91-108.

27 Мозг, познание, разум: введение в когнитивные нейронауки: в 2 ч. [Электронный ресурс] : учебное пособие – Москва : Издательство "Лаборатория знаний". – 2017. – 1019 с. – URL: <https://ezproxy.ha.tpu.ru:4506/book/94116> (дата обращения 10.03.2019).

28 Алифирова В.М., Гребенюк О.В., Пугаченко Н.В. Эпилепсия и пароксизмальные состояния [Электронный ресурс] : Томск : СибГМУ. – 2013. – 141 с. – URL: <https://ezproxy.ha.tpu.ru:4506/book/105844> (дата обращения 13.03.2019).

29 Гиляров М.С., Винберг Г.Г., Заварзин Г.А. Биологический энциклопедический словарь. – М.: Сов. Энциклопедия. – 1986.

30 Седокова М.Л., Казионова Л.Ф., Томова Т.А. Возрастная анатомия, физиология и гигиена [Электронный ресурс] : учебное пособие – Томск. – URL: http://koi.tspu.ru/koi_books/sedokova/ (дата обращения 10.03.2019).

31 Осовец С.М., Гинзбург Д.А., Гурфинкель В.С., Зенков Л.Р., Латаш Л.П., Малкин В.Б., Мельничук П.В., Пастернак Е.Б. Электрическая активность мозга: механизмы и интерпретация // УФН. – 1983. – с.103-150.

32 Арефьева, А.В. Гребнева Н.Н. Нейрофизиология [Электронный ресурс] : учебное пособие – Тюмень. – 2016. – 190 с. – URL: <https://e.lanbook.com/book/109685> (дата обращения 15.03.2019).

33 Зенков, Л.Р. Клиническая электроэнцефалография М: МЕДпресс-информ, 2013. – 356 с.

34 Структура и программное обеспечение аналого-цифровой подсистемы системы экспресс диагностики на основе медицинских нанoeлектродов ADC-1k-USB. Отчет по НИР.

35 Нгуен Д. К. Разработка и исследование аппаратно-программного комплекса для анализа психоэмоционального состояния человека: диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук: спец. 05.11.17 / Нгуен Данг Куанг; Национальный исследовательский Томский

политехнический университет (ТПУ); науч. рук. Д. К. Авдеева. – Томск, 2018. – 306 с.

36 Сотников П.И. Обзор методов обработки сигнала электроэнцефалограммы в интерфейсах мозг-компьютер // Инженерный вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. – 2014. – №10. – с. 612-632.

37 Трудовой кодекс Российской Федерации Российской Федерации от 30.12.2001 N 197-ФЗ (ред. от 01.04.2019).

38 ГОСТ 12.2.032-78 ССБТ. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования. – введ. 1979-01-01. – М: Изд-во стандартов, 1979. – 9 с.

39 СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы. – М.: Информационно-издательский центр Минздрава России, 2003.

40 СанПиН 2.2.4.548 – 96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений. – М: Минздрав России, 2001. – 20 с.

41 СН 2.2.4/2.1.8.562-96 Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории жилой застройки. – М.: Информационно-издательский центр Минздрава России, 1996.

42 СП 52.13330.2016. Естественное и искусственное освещение. – М: Минрегион России, 2016 – 74 с.

43 ГОСТ 12.1.019 – 2017. ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты. – введ. 2011-01-01. – М: Стандартинформ, 2010. – 32 с.

44 СанПиН 2.2.4.3359 – 16. Санитарно-эпидемиологические требования к физическим факторам на рабочих местах. – М: постановление Правительства РФ от 21 июня 2016 года N 81, 2017. – 72 с.

45 СанПиН 2.2.1/2.1.1.1200 – 03. Санитарно-защитные зоны и санитарная классификация предприятий, сооружений и иных объектов [Текст]. – М: Минздрав России, 2001. – 51 с.

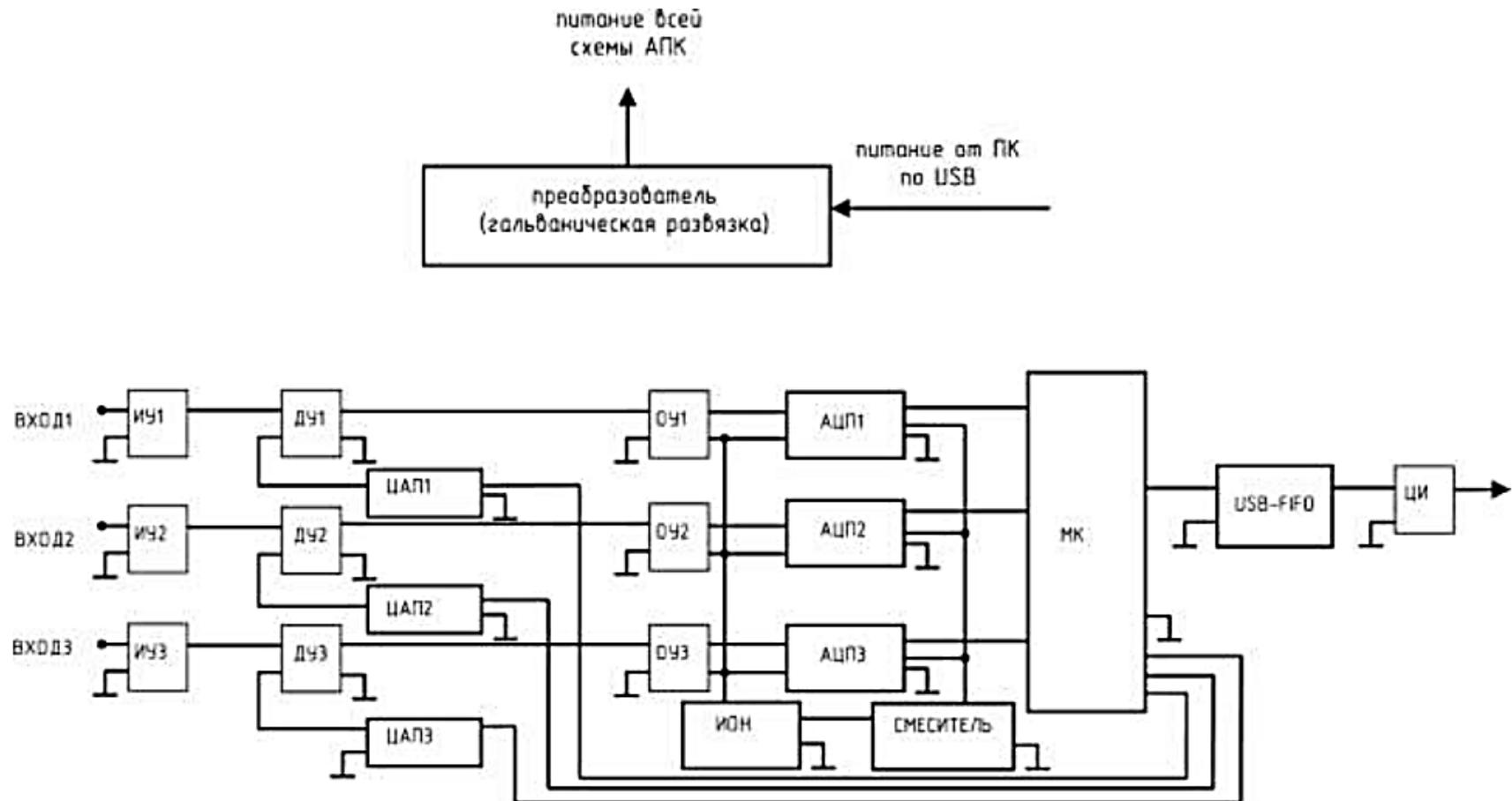
46 Федеральный закон от 24.06.1998 N 89-ФЗ (ред. от 25.12.2018) "Об отходах производства и потребления"

47 ГОСТ 12.1.004 – 91 ССБТ. Пожарная безопасность. Общие требования. – введ. 1992-07-01. – М: Стандартинформ, 2006. – 68 с.

Приложение А

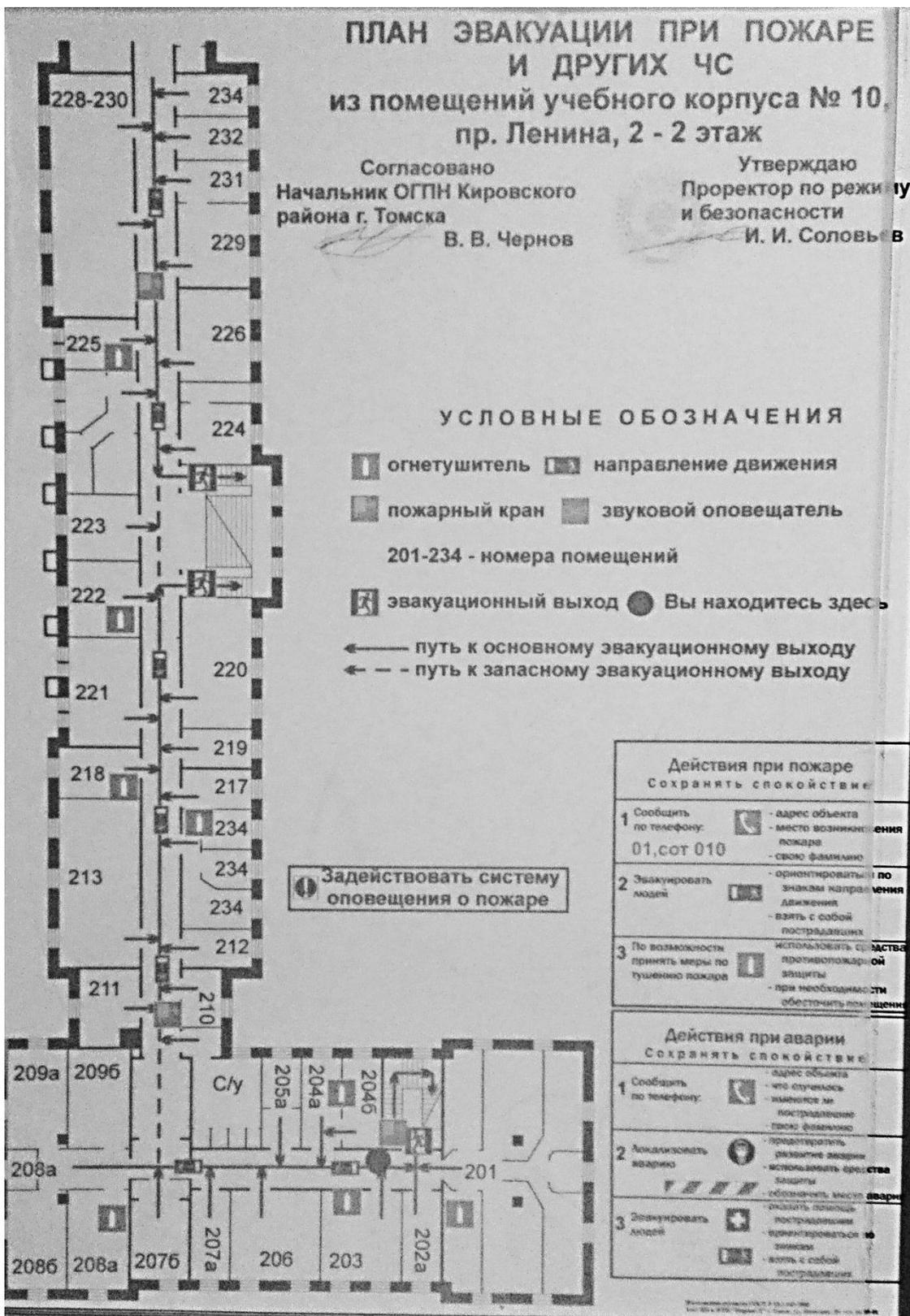
(обязательное)

Функциональная схема комплекса



**Приложение Б
(обязательное)**

План эвакуации при пожаре



Приложение В
(обязательное)

1 The review of literature

1.1 The issue of the creation of the BCI systems

1.2 The history of BCI

1.3 Classification of BCI

1.4 Electroencephalography

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ГМ71	Ершова Елена Анатольевна		

Консультант ОАР ИШИТР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОАР ИШИТР	Казаков Вениамин Юрьевич	к.ф.-м.н., с.н.с.		

Консультант – лингвист ОИЯ ШБИП

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОИЯ ШБИП	Диденко Анастасия Владимировна	к.ф.н.		

1 The review of literature

1.1 The issue of the creation of the BCI systems

A brain-computer interface (BCI) is a system, which is based on reading signals from an array of neurons and decoding of the brain's electrical activity. It enables to implement a direct communication pathway between the brain and external objects or to control actuating devices through brain activity.

BCI is used as a research tool: it is applied in education, production, computer games, and in the other types of human activity. Specifically, it is applied in medicine, especially in rehabilitation centers, to allow patients with severe neurologic disabilities to get the better quality of life and an opportunity of interaction with society.

According to the United Nations, there are around 450 million people, who currently suffer from mental disorders and disability worldwide, of whom some 200 million are disabled children, and this problem tends to increase. Disablement leads to serious limitations in the performance of daily activities that leads to social deadaptation. Therefore, people with disabilities experience difficulties in self-service, communicating, learning, mastering professional skills. In connection with it, there is an urgent need for development of the methods of social adaptation for people with special needs.

Paralyzed people, who lost an opportunity to move about freely and independently, make decisions, and interact with others, suffer the most. This is a result of nerve fiber injury or neuronal damage. There are different types of nerve injury; in particular, brain and spinal cord hemorrhage disorders of circulatory system and a brain tumor. In addition, some accidents can cause paralysis, it is the loss of the ability to move some or all of the body. Being in such condition a person is incapable of speaking and independence, he or she loses touch with whole society. In accordance to various sources from 2017, the number of paralyzed people in Russia is about twenty thousand, from whom more than forty

per cent are under 50. In this regard, conditions were created on the provision of external assistance to those categories of citizens. In such a manner, there is an increased interest to the control of various devices on the basis of biological signals, such as an electroencephalogram, an electromyogram, an electrooculogram and others.

Control of technical devices assumes turning them off and on; therefore, BCI can be used in industry for controlling the conveyor system, as well as for control of domestic appliances, in particular, a wheel chair. Besides, the interface can be used for management of a robotic device, an automatic manipulator.

1.2 The history of BCI

The first results of observing electrical impulses from the surfaces of living brains in the rabbit and monkey were reported by Dr. Richard Caton during his clinical practice in 1875. Later in 1924 a German psychiatrist Hans Berger succeeded in recording the electrical brain activity from the surface of the head by means of a galvanometer. Earlier it was possible to make only invasive ways, Berger was the first, who succeeded in recording human activity of the brain by means of EEG.

Because of numerous researches, the scientist concluded that all human actions influence brain activity. Thereby, Hans Berger came to the idea to develop a device, capable of creating monitoring commands based on electrical activity in the brain. Later it was called a neural-control interface or brain-computer interface.

In 1960s, the neural-control interface was created, centered on a human ability to control the capacity of alpha-pace arbitrarily. Such BCI executed only one binary command.

For the last fifteen years, a significant technological growth of BCI took place due to scientific, technological and social preconditions. Creation of powerful computers with software and compact systems of multi-channel record of brain activities, the evolution of microprocessors, increase of computational

capacity, all of this became the basis for the creation of the BCI. Due to increase in computing power, processing of signals, which derived from several channels in real time, was made possible. It allowed creating monitoring commands for external devices based on the data. The fact that the BCI can be used for the rehabilitation of people with neurological or musculoskeletal disorders became a social precondition for creation of the BCI.

For the first time in 1990s the BCI was used successfully for the purpose of vision, hearing rehabilitation, as well as motor functions of patients, because of it interest in the BCI increased markedly. It is worth noting that during restoration of motor function the data transmission was produced from the brain to the device and during vision and hearing rehabilitation on the contrary – from the device to the brain.

The first surgical restoration of motor functions for a patient with amyotrophic lateral sclerosis was performed in 1998. Monitoring neuronal activity was completed with the use of implanted electrodes. After that, the patient had to control neural signals, in order to send commands to an external device. Researchers found out that with the aid of BCI there was a possibility to regain movement in a paralyzed limb during the signal transmission between the brain and the muscle stimulator.

In 2005 scientists implanted a neurochip called BrainGate, which consisted of 96 microelectrodes (produced by Cyberkinetics Neurotechnology Systems, Inc.) in a paralyzed person. The scientist inserted the neurochip into the motor cortex, which controlled movements of a right hand. It was found that an intention to move the hand activates neural activity even three years after spinal cord injury. As a result of implantation of the neurochip, the patient learned to move a prosthetic limb or to choose control commands on the screen of the computer for Lighting and Appliance Control. After several training courses with the BCI patients, who had neurological motor skills disorders, were able to control a prosthetic arm and perform basic acts with the use of a robotic hand.

In 2013, Brown university researchers created the first wire-free neural interface. The device operated from a contact-less power supply.

In 2012 the woman, who had been paralyzed for 15 years, managed to drink coffee on her own due to the development of the BrainGate technology. She was able to control the robot arm using only her thoughts and because of it, she took an object by herself, brought it to herself and put it back. By 2017, the scientists had developed the interface that made it possible to control an artificial limb quickly and accurately.

In 2016, scientists from Johns Hopkins University in Baltimore invented the Neural Interface, which was capable to control individual fingers of a prosthetic arm. For this purpose, researchers installed a 128-channel neurochip on the brain region, which controlled hand movements. Then they registered electric signals of each individual finger. Based on it the scientists programmed an artificial limb so that fingers of the arm connected to the electrodes in the brain, moved separately. First the accuracy of the fingers control reached 76 per cent, but after the modification of the invention it increased up to 96.5 per cent.

In 2018, scientists from the Wake Forest University took a significant step to the development of neural interfaces. They created an artificial limb, capable to improve human memory approximately by 30 per cent. During the development of the artificial limb scientists inserted the electrodes in the hippocampus (a part of the brain that plays a key role in memory) of volunteers. Registering the work of nervous cells, scientists succeeded in creating an algorithm, which recorded and read particular electrical impulses of the brain activity, corresponding to different reminiscences. Scientists declare that this invention will help patients with Alzheimer's disease, senile dementia, and other memory problems.

1.3 Classification of BCI

Neurocomputer interfaces may be classified according to the type of registered signals, as well as to the methods of processing for creating a control command with an external device. In such a manner, the BCI systems are divided

into three types: invasive, partially invasive and non-invasive Brain-Computer Interface systems.

Invasive BCI are inserted in cortical grey matter based on an execution of a neurosurgical operation. Such systems have an undeniable advantage: they register higher quality signals than other types. Over time, however, the signals are getting weaker as a result of the formation of scar tissue around the electrodes.

Partially invasive BCI are implanted inside the skull but outside the tissue of the brain. Partially invasive BCI is a consolidation of the invasive BCI and an electrocorticogram. In this case, the electrodes are inserted on the cerebral cortex without penetrating to the brain tissue.

Non-invasive Brain-Computer Interface system is the most widely-used method to record the electrical activity of the brain. In this method the recorded signal is implemented from the skull surface, and the execution of the neurosurgical operation is not required. This method of measuring the brain activity allows creating the map showing activated brain regions during various processes.

In non-invasive BCI each electrode registers total activity of hundreds of thousands of nervous cells, which differ depending on their functions, rather than the activity of individual nervous cells. Stable displacements in electroencephalography provide an opportunity to control external devices and to be used as a command for such devices. People with disabilities can work independently with the BCI without having to turn to medical staff. Further, it is also possible to use BCI system to control a robotic device, for example in productions.

It is worth to note that non-invasive methods for creating effective BCI systems are the most required, because they do not pose such risks, as for example, post-surgery complications or tissue infections that may be caused by an aperture for electrodes. Correspondingly, such approaches can be used everywhere.

The following methods can be used to obtain an informative signal for BCI: electrocorticography, electroencephalography, magnetoencephalography,

studying the pulsing activity of the neurons, distribution, the intensity of the blood flow in the brain, and so on. BCI systems based on electroencephalography are the most commonly used. In this case, the method of electroencephalography will serve for the recording of the brain electrical activity.

The non-invasive approach releases signals registered from the brain, which can be used as managing commands for any program. Due to that, there is a possibility to control any technical device by means of Biofeedback. The following types of non-invasive BCI systems use various kinds of commands for an actuating device:

- BCI based on an analysis of event-related potential, (ERP);
- BCI based on an analysis of slow cortical potentials (SCP);
- BCI based on an analysis of sensorimotor rhythms (SMR).

1.4 Electroencephalography

Electroencephalography (EEG) is a monitoring method for researching the electrical activity of the brain by measuring voltage fluctuations within the neurons of the brain registered from multiple electrodes placed on the scalp. An example of an electroencephalogram is shown on the figure 5.

An EEG is a result of the summation and filtrations of processes, which take place in the cells of nervous system - neurons. In other words, an EEG is a complicated electrical oscillating process. Some of oscillations are singled out visually or with the aid of specialized devices-analyzers, which decompose the EEG to components of the frequency spectra. They are: alpha-oscillations (8-13 per second), beta-oscillations (14-35), theta-oscillations (4-7), which are the most typical for an EEG of children and teenagers, and delta-oscillations (2-4 per second) presented in an EEG of an adult person as solitons.

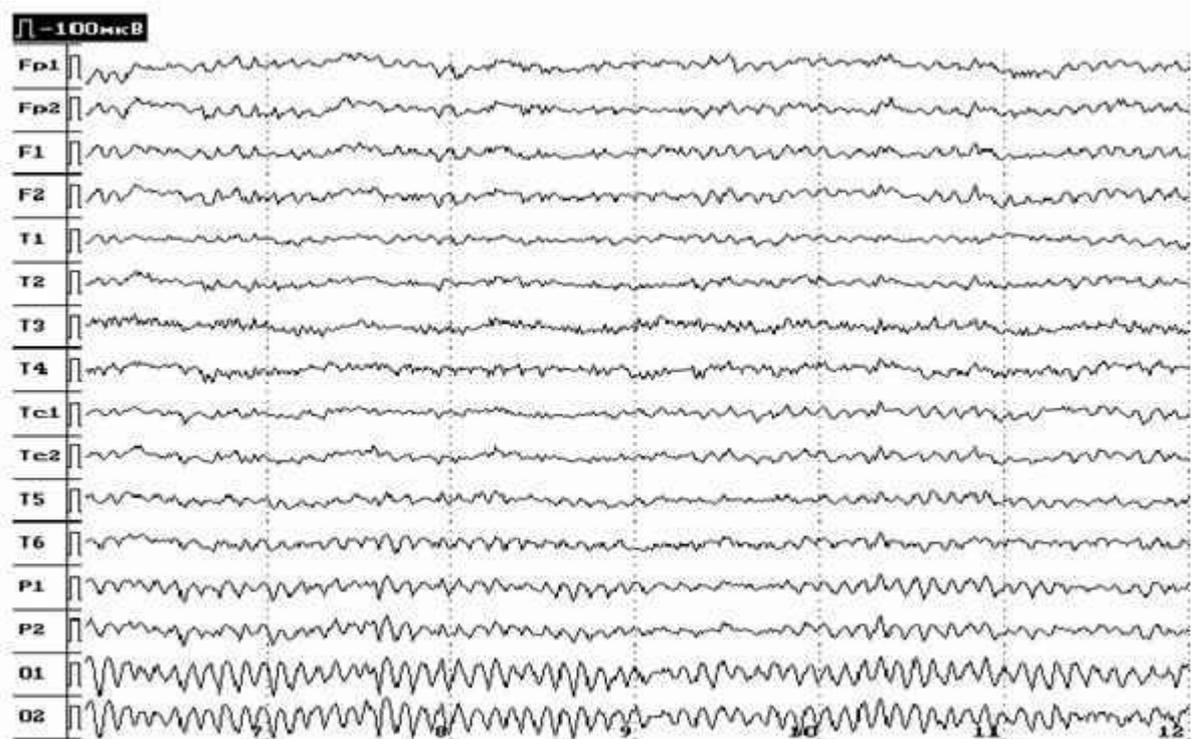


Figure B.1 – A sample electroencephalogram

The use of EEG-database has advantages: data is confidential, that makes it too difficult to counterfeit. A selection of the part of the brain, from which an electric signal is recorded, linked to the targets regarding neurocomputer interface. BCI researches have given a strong boost to studying the functional brain activity. Nowadays the issue is well placed, because information processing in the brain has not been investigated so far. BCI contributes significantly to better understanding of the processes occurring in the brain.

EEG is an oscillatory process; therefore, it has characteristics, such as a frequency, amplitude, and phase. The waves of various frequencies occur at each section of the record, due to the fact that EEG is a causal process. Analysis of the EEG implies an allocation of frequent paces from an electroencephalographic signal. An EEG rhythm is the kind of an electric activity, which corresponds to the definite brain state within the frequency range. When analysing an electroencephalographic signal, the following brain rhythms are used:

- Delta is the frequency range from 0.5 to 3 Hz; the amplitude is more than 30 μV , and in rare cases, it can reach 150 μV ;

- Theta is the frequency range from 4 Hz to 7 Hz; the amplitude is more than 100 μV ;
- Alpha is the frequency range from 8 Hz to 13 Hz; the amplitude range from 30 μV to 150 μV ;
- Beta is the frequency range from 14 Hz to about 30 Hz; the amplitude is no more than 15 μV normally;
- Gamma is the frequency range approximately from 30 to 50 Hz, and according to data of some authors - to 500 Hz, the amplitude is well below than 10 μV ;
- Mu range is from 8 to 13 Hz and partly overlaps with alpha, but, as opposed to alpha, mu range is more localized in the sensorimotor cortex, while alpha rhythm occurs over the resting visual cortex at the back of the scalp. Mu changes under the influence of kinesthetic stimulations and almost has no response to lighting or sound signals.

The examples of EEG rhythms, which are mentioned above, are shown on the figure 6. Given drawing clearly illustrates a distinction of frequencies and EEG waveforms amplitudes.

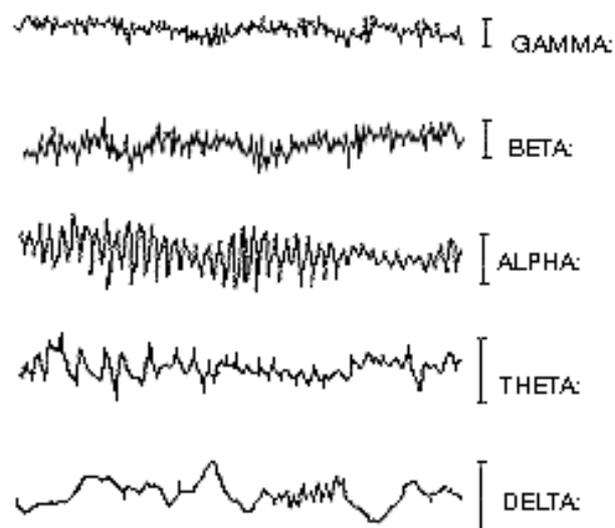


Figure B.2 – EEG rhythms

There are the basics and standard steps, which are commonly used in the analysis of EEG signal, the first one is preprocessing. We need some preprocessing

techniques, because the data is usually not clean. For example, electrooculogram artefact correction is applied, when the subject is keeping his/her eyes open during the process of recording. In addition, it is extremely hard to extract information out, because EEG signals are highly complex. Therefore, the next step is feature extraction. There are some feature extraction methods, for example, complex automatic processing algorithms, which are used to extract 'hidden' information from EEG signals. The third step contains filtration and suppression of different sources of noise and artefacts. Artefact is a record, caused by external sources, which are not related to the electric activity of the brain. Then it is needed to define integrated specifications of an EEG with the aid of a visual assessment and using mathematical methods of processing. The last step of analysis of EEG signal is a formation of conclusion with referring of an EEG to some variants of the norm or to a pathological class.