

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної техніки та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра біомедичної інженерії

АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

другий (магістерський)
(рівень вищої освіти)

(позначення документа)

Методи автоматизованого визначення порушень нюху
(тема)

Виконав: студент 2 курсу, групи БМІм-18-1
спеціальності 163 – Біомедична інженерія

(код і повна назва спеціальності)

освітньої програми _____

Біомедична інженерія
(повна назва освітньої програми)

Шураєв О. А.
(прізвище, ініціали)

Керівник проф. Аврунін О. Г.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри БМІ _____
(підпис)

Аврунін О.Г.
(прізвище, ініціали)

2019 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Навчально-науковий центр заочної форми навчання
Кафедра Біомедичної інженерії
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»
(шифр і назва)
Освітня програма «Біомедична інженерія»
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри біомедичної інженерії

_____ проф. Аврунін О.Г.
“ ____ ” _____ 20__ року

ЗАВДАННЯ НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові Шураєву Олександрю Андрійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Методи автоматизованого визначення порушень нюху

затверджена наказом по університету від «0 _____ 201_ року №201

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 21.01.2019 р. .

3. Вихідні дані до роботи _____

3.1. Вихідні дані: електрична активність мозку при ольфакторній стимуляції

3.1.1 Амплітуда сигналу: 200 мкВ

3.1.2 Напруга живлення: 5 В

3.1.3 Інтерфейс передачі даних: USB

3.2. Метод реєстрації : електроенцефалографія

3.3 Програмні засоби: пакет Matlab 2017b

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

4.1. Методико-технічне обґрунтування роботи

4.2. Розробка схеми структурної приладу

4.3. Розробка схеми програми

4.4 Розробка схеми електричної принципової

4.5 Розробка програмного коду засобу

4.6 Моделювання роботи

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) _____

5.1 Прилад для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Схема електрична структурна (кресл., арк. А4).

5.2 Прилад для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Схема електрична принципова.(кресл., арк. А4).

5.3 Прилад для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Перелік елементів (кресл., арк. А4)

5.4 Засіб обробки нюхових викликаних потенціалів. Схема програми (кресл., арк. А4)

5.5 Засіб обробки нюхових викликаних потенціалів. Код програми

6. Консультанти розділів роботи

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата
Спеціальна частина	проф. Аврунін О. Г.		

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Медико-технічне обґрунтування	12.10 – 20.10.19	
2	Аналіз принципів побудови електроенцефалографів	20.10 – 25.10.19	
3	Аналіз та розробка методів аналізу сигналу	26.10 – 30.10.19	
4	Розробка та моделювання пристрою	01.11 – 09.11.19	
5	Оформлення графічного матеріалу	10.11 – 14.11.19	
6	Оформлення пояснювальної записки	15.11 – 31.11.19	
7	Підготовка до захисту	02.12 – 20.12.19	

Дата видачі завдання _____ р. _____.

Студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____ проф. Аврунін О. Г..
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи: 64 с., 1 табл., 38 рис., 31 джерело.

ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ, НЮХ, ОЛЬФАКТОМЕТРІЯ,
ПІДСИЛЮВАЧ БІОПОТЕНЦІАЛІВ, ПОТЕНЦІАЛИ НЮХОВІ
ВИКЛИКАНІ.

Об'єкт дослідження – зміни в електричній активності людського мозку при ольфакторній стимуляції.

Мета роботи – створення програмно-апаратного комплексу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів.

Методи дослідження – аналіз науково-технічної літератури, огляд аналогічних схемотехнічних рішень, вивчення елементної бази електрорадіокомпонентів.

Проведено медико-технічне обґрунтування роботи. Розглянуті основні принципи побудови приладів для реєстрації електричної активності мозку. Розглянуті основні методи обробки сигналу електроенцефалограми. Розроблено схему електричну структурну, схему електричну принципіву з переліком елементів приладу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Розроблена схема програми та програмний код засобу.

Здійснено моделювання роботи приладу та програмного засобу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів.

Даний прилад може використовуватися для отримання нюхових викликаних потенціалів при визначенні порушень роботи нюхового аналізатору головного мозку людини, що є актуальною задачею для надання об'єктивної діагностики та забезпечення якісного лікування.

ABSTRACT

Explanatory note of attestation work: p. 64, tab. 1, fig. 38, sources 31.

AMPLIFIER OF BIOSPOTENTIALS, ELECTROENCEPHALOGRAPHY, OLFACTOMETRY, OLFACTORY EVOKED POTENTIALS, SMELL.

Object of study - changes in the electrical activity of the brain during olfactory stimulation.

The purpose of the work is to create a device for recording olfactory evoked potentials.

Research methods - analysis of scientific and technical literature, a review of similar circuit solutions, analysis of the elemental base of electro-radio components.

Medical and technical substantiation of the work. The basic principles of constructing devices for recording the electrical activity of the brain are considered. The basic methods of processing electroencephalograms are considered. An electrical structural diagram has been developed, an electrical schematic diagram with a list of elements for a device for recording olfactory evoked potentials. The program scheme and program code of the software are developed.

The simulation of the operation of the device and software for the registration of olfactory evoked potentials.

This device can be used to register olfactory evoked potentials in the diagnosis of human olfaction, in particular the operation of the olfactory analyzer of the human brain, which is relevant for objective diagnosis and to ensure high-quality treatment.

ЗМІСТ

ВСТУП

1 МЕТОДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБҐРУНТУВАННЯ

1.1 Анатомія і фізіологія мозку людини

1.2 Аналіз існуючих методів діагностики електричної активності мозку

1.3 Аналіз можливостей електроенцефалограф

1.4 Постановка завдання на розробку

2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИЛАДУ ТА СХЕМИ ПРОГРАМИ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ НЮХОВИХ ВИКЛИКАНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

2.1 Аналіз принципів побудови приладів для реєстрації біопотенціалів мозку

2.2 Розробка структурної схеми пристрою для реєстрації нюхових викликаних потенціалів

2.3 Основні завдання перетворення і обробки біосигналів

2.4 Первинна обробка сигналів

2.3 Вторинна обробка сигналів

3 РОЗРОБКА СХЕМИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ ПРИЛАДУ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ НЮХОВИХ ВИКЛИКАНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

3.1 Аналіз схемотехнічних рішень, принципів побудови вузлів і блоків

3.2 Електричні розрахунки елементів схеми

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО КОДУ ЗАСОБУ ОБРОБКИ НЮХОВИХ ВИКЛИКАНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

4.1 Зчитування даних електроенцефалограми з файлу

4.2 Фільтрація сигналу

4.3 Отримання спектральних характеристик сигналу

4.4 Отримання статистичних характеристик

5 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ КОМПЛЕКСУ

5.1 Моделювання роботи підсилювача біопотенціалів

5.2 Моделювання роботи засобу обробки нюхових викликаних потенціалів

ВИСНОВКИ

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

ДОДАТОК А

Прилад для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Схема електрична структурна

ДОДАТОК Б

Прилад для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Схема електрична принципова

ДОДАТОК В

Прилад для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Перелік елементів

ДОДАТОК Г

Засіб обробки нюхових викликаних потенціалів. Схема програми

ДОДАТОК Д

Засіб обробки нюхових викликаних потенціалів. Код програми

ВСТУП

Дана робота присвячена розробці програмно-апаратного комплексу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. Отриманий пристрій може бути використаний при вивченні роботи нюхового аналізатору людини в наукових або діагностичних цілях.

Розлади нюху зустрічаються досить часто. У різних країнах світу частота поширеність аносмія серед населення коливається від 1 до 5%. Значною мірою це обумовлено зниженням нюхової здатності, пов'язаних зі старінням, що дозволяє говорити про пресбіосмії. При цьому пацієнти часто не помічають порушень власного нюху, особливо в літньому віці і при наявності супутніх неврологічних захворювань[1]. З одного боку, цей факт свідчить про обмеженій увагу, яку приділяють нюху в повсякденному житті, а з іншого – про необхідність надійних методів дослідження для оцінки нюху у хворого[2]. Ольфакторні дослідження поділяють на суб'єктивні (тести ортоназального нюху (скринінг-тести, розширені психофізичні тести), тести ретроназального нюху) та об'єктивні (електрофізичні). Багато робіт посвячено покращенню методів дослідження ретроназального нюху[3-12].

До об'єктивних методів відноситься метод нюхових викликаних потенціалів, який дозволяє аналізувати зміни в діяльності мозку людини під час стимуляції. За допомогою цього методу можна не тільки покращити якість діагностики нюху за рахунок об'єктивізації результатів, а ще локалізувати причину порушення[1].

Цим обумовлена необхідність розробки засобів для реєстрації нюхових викликаних потенціалів. У даній роботі будуть розглянуті особливості побудови пристроїв для реєстрації електричної активності мозку, синтезована структурна схема приладу, та за нею розроблені схема електрична принципова, розглянуті основні методи обробки нюхових викликаних потенціалів та реалізований програмний засіб, заснований на них.

1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ПРОЕКТУ

1.1 Анатомія та фізіологія людського мозку

Головний мозок людини (рис. 1.1) є органом центральної нервової системи, що складається з безлічі взаємозалежних між собою нервових клітин і їх відростків.

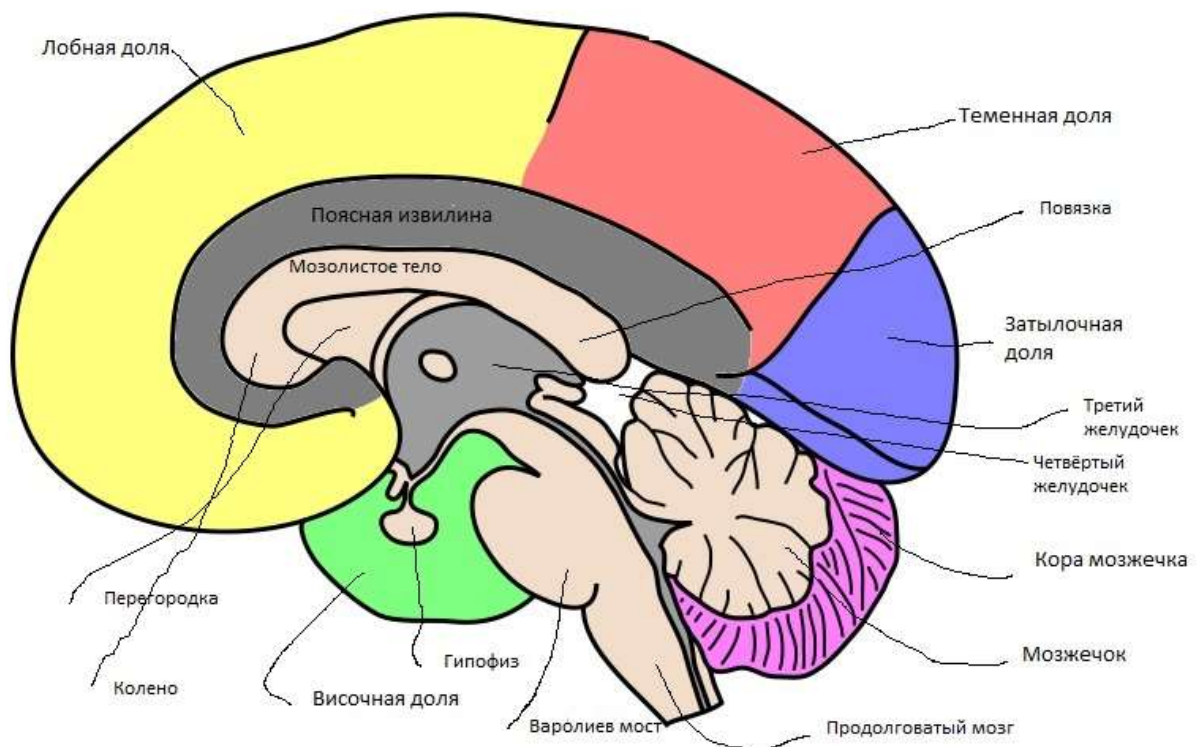


Рисунок 1.1 – Головний мозок людини в сагітальному розрізі

Головний мозок людини займає майже всю порожнину мозкового відділу черепа, кістки якого захищають головний мозок від зовнішніх механічних пошкоджень. В процесі росту і розвитку головний мозок набуває форми черепа.

Головний мозок людини містить в середньому 100 мільярдів нейронів і споживає для живлення 50% глюкози, що виробляється печінкою і надходить в кров.

Обсяг мозку більшості людей знаходиться в межах 1250 - 1600 кубічних сантиметрів і становить 91 - 95% ємності черепа. У головному мозку розрізняють п'ять відділів: довгастий мозок, задній, що включає в себе міст і мозочок, епіфіз, середній, проміжний і передній мозок, представлений великими півкулями. Поряд з наведеними вище розподілом на відділи, весь мозок поділяють на три великі частини (рис. 1.2): півкулі великого мозку, мозочок і стовбур мозку.

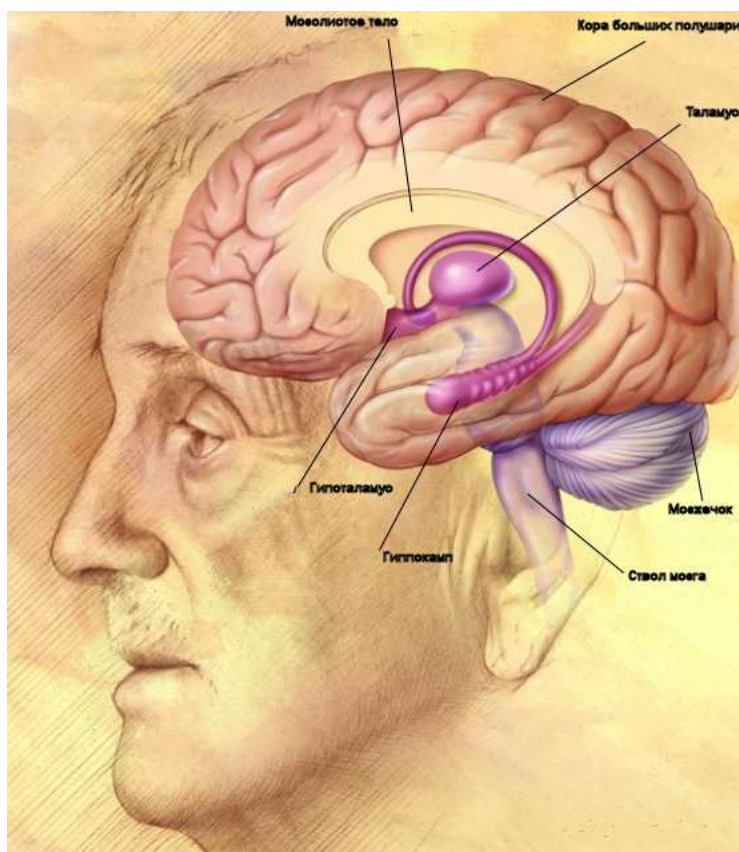


Рисунок 1.2 – Будова головного мозку людини

Кора великого мозку покриває дві півкулі головного мозку: праве і ліве. Головний мозок, як і спинний, покритий трьома оболонками: м'якою, павутинною і твердою.

М'яка, або судинна, оболонка головного мозку (лат. *Pia mater encephali*) безпосередньо прилягає до речовини мозку, заходить в усі борозни, покриває всі звивини. Складається вона з пухкої сполучної тканини, в якій розгалужуються численні судини, що живлять мозок. Від судинної оболонки відходять тоненькі відростки сполучної тканини, які заглиблюються в масу мозку.

Павутинна оболонка головного мозку (лат. *Arachnoidea encephali*) – тоненька, напівпрозора, не має судин. Вона щільно прилягає до звивин мозку, але не заходить в борозни, внаслідок чого між судинною і павутинною оболонками утворюються підпавутинні цистерни, наповнені спинномозковою рідиною, за рахунок якої і відбувається живлення павутинної оболонки. Найбільша, мозочково-довгаста цистерна, розміщена позаду четвертого шлуночка, в неї відкривається серединне отвір четвертого шлуночка; цистерна бічної ямки лежить в бічній борозні великого мозку; міжніжкова - між ніжками мозку; цистерна перехрестя – в місці зорової Хіазм (перехрестя).

Тверда оболонка головного мозку (лат. *Dura mater encephali*) – це окістя для внутрішньої мозкової поверхні кісток черепа. У цій оболонці спостерігається найвища концентрація больових рецепторів в організмі людини, в той час як в самому мозку больові рецептори відсутні.

Тверда мозкова оболонка побудована з щільної сполучної тканини, що вистилає зсередини плоскими зволженими клітинами, щільно зростається з кістками черепа в області його внутрішньої основи. Між твердою і павутинною оболонками знаходиться субдуральний простір, заповнений серозною рідиною [12].

1.2 Аналіз існуючих методів діагностики електричної активності мозку

Електроенцефалографія – це метод дослідження функціонального стану головного мозку шляхом реєстрації його біоелектричної активності через неушкоджені покриви голови. Реєстрація біострумів безпосередньо з оголеного мозку називається електрокортікографією.

Електроенцефалографія являє собою сумарну активність великого числа клітин мозку і складається з різних компонентів. Реєстрація та запис біострумів головного мозку відбуваються за допомогою електроенцефалографії. Застосовуються як монополярний, так і біполярний способи відведення біопотенціалів.

Основними компонентами електроенцефалограми здорової дорослої людини в стані спокою є альфа- і бета-ритми. Альфа-хвилі – правильні ритмічні коливання з частотою 8-12 Гц і амплітудою 30-70 мкВ. Альфа-ритм реєструється переважно в потиличних областях. Бета-хвилі виражені переважно в передніх відділах мозку (в лобному і скроневій). На ЕЕГ здорової людини нерідко реєструються коливання в межах 1-7 Гц, але амплітуда їх не перевищує 20-30 мкВ. У деяких випадках альфа-ритм може бути відсутнім або, навпаки, альфа-активність може бути посилена.

При патологічних станах на ЕЕГ з'являються дельта-хвилі з частотою 1-3 Гц, тета-хвилі з частотою 4-7 Гц, гострі хвилі, піки – комплекси спайк-хвиль, пароксизмальна активність – раптово з'являються і зникають зміни ритмічної активності [13].

Також ознаками патології на ЕЕГ спокою вважаються десинхронізація активності по всіх областях мозку, зникнення або значне зменшення альфа-ритму і переважання бета-активності високої частоти і низької амплітуди; гіперсинхронізації активності, що виявляється домінуванням регулярних альфа-, бета-, тета-ритмів надмірно високої амплітуди; порушення регулярності коливань біопотенціалів, що виявляється наявністю альфа-,

бета- і тета-ритмів, неоднакових за тривалістю і амплітудою, що не формують регулярний ритм [14].

Коливання з частотою 8-13 Гц - основний компонент «нормальної» електроенцефалограми. Максимально виражені в задніх (потиличної і тім'яної) областях конвексимальної кори великих півкуль мозку. Зникають при аферентних подразненнях будь-якої модальності, але особливо чутливі до зорових подразнень. За теорією факультативних пейсмекерів альфа-ритм в корі мозку виникає за рахунок ритмічних, імпульсних посилок з боку зорового бугра. Амплітуда альфа-активності може варіювати (20-110 мкВ) вона максимальна в стані пасивного неспання, знижується, як в стані активного неспання (активація кори), так і в стані дрімоти (деактивація кори).

Амплітуда альфа-ритму навіть в одному і тому ж стані коливається від мінімуму до максимуму, формуючи так звані «Веретена» -- горизонтально орієнтовані амплітудні модуляції (рис. 1.3).



Рисунок 1.3 – Веретеноподібна активність

Частота альфа-ритму регулярна при збалансованому впливі на кору систем регуляції, що становлять неспецифічний, лімбіко-ретикулярний комплекс. Як посилення, так і ослаблення регулюючих посилок викликає нерегулярність (розкид частоти) альфа-ритму. Екзальтація (або гіперсинхронізація) альфаактивності (збільшення індексу і амплітуди) спостерігається при подразненні як асоціативних, так і неспецифічних ядер таламуса.

Дезорганізація альфаритм – нерегулярність частоти, зміна форми хвиль, зростання амплітуди і порушення просторового розподілу по корі мозку, виникають при ураженнях зорового бугра. Редукція (ослаблення) альфаактивності - зменшення індексу, амплітуди коливань, уповільнення ритму, зазвичай супроводжує локальним або дифузним поразок самої кори великих півкуль, а також негрубим поразок різних рівнів стовбура мозку. Поряд з цим відомий феномен «альфа-коми» - наявності збереженої альфа-активності при коматозних станах з летальним результатом, пов'язаних з грубими ураженнями стовбура мозку на понто-мезенцефально рівні.

Розрізняють бета-активність (рис 1.4) низької частоти 14-25 Гц (β_1) і бета-активність високої частоти, більше 25 Гц (β_2). Коливання β_2 – це обов'язковий компонент електроенцефалограми, зникаючий лише при смерті мозку. У нормі вони мають малу амплітуду (5-10-15 Мкв), краще виражені в передніх (лобової, центральної) областях мозку. Показана безпосередній зв'язок β_2 з діяльністю ретикулярної формації стовбура мозку.

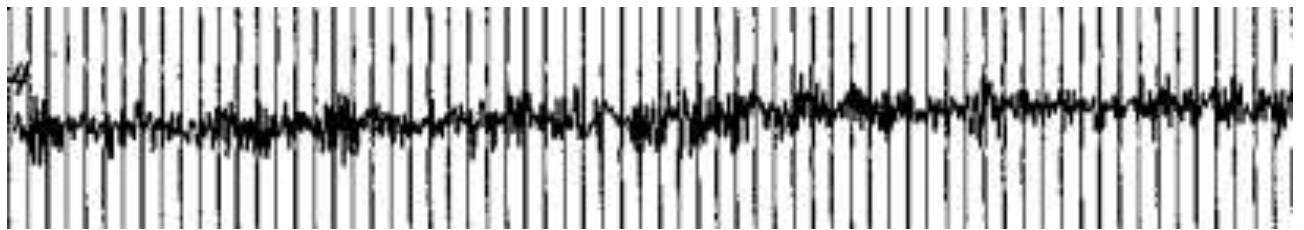


Рисунок 1.4 – Бета-ритм (1 поділка = 0.2 с)

Коливання β_1 мають складний генезис. Для норми вони не характерні. Функціональне значення коливань β_1 вивчалось в ряді спеціальних робіт. Так при вивченні спектральних характеристик біопотенціалів мозку собаки було показано, що в зонах потиличної кори існують піки β_1 на частотах 16-20 і 26,4 Гц. Ці піки виявляються як в спокої, так і при світлових подразненнях, але тільки за умови, що в поле зору тварини немає їжі. Піки зникають при дії барбітуратів.

На підставі аналізу цих та інших даних, можна прийти до висновку, що $\beta 1$ виникає на електроенцефалограмі в результаті посилення імпульсів з боку ретини через подушку і задній таламус, звідки пульсація надходить у кору по таламокортикальним шляхам. Залежність появи $\beta 1$ від поведінкових ситуацій і від фармакологічних впливів дає підставу думати, що ця форма активності генерується за участю мереж гальмівний зворотного зв'язку, локалізованих поза кори в неспецифічних структурах мозку.

Для здорових людей в стані неспання виділяють три варіанти $\beta 1$: потиличний, високоамплітудний, блокується при зоровій стимуляції (його синонім «швидкий варіант альфа-ритму»); центральний, блокується контралатерально при сенсомоторних подразненнях. Цей варіант пов'язаний з руховою діяльністю. У хворих з напівшаровою, корковою патологією відсутня на стороні ураження; дифузний, низькоамплітудний, що не змінюється ні за яких подразненнях. У хворих на епілепсію $\beta 1$ цього варіанту посилюється перед спонтанним розвитком судомних нападів. При цьому ритм спочатку має частоту 24-22 Гц, потім сповільнюється до 18-16 Гц, нерідко супроводжуючись в цей час появою комплексів «пік-хвиля».

Третій варіант $\beta 1$ відносять до особливої форми синхронізованою епілептиформної активності. Також $\beta 1$ буває на електроенцефалограмі в наступних випадках: при ураженнях оральних відділів стовбура в області III шлуночка і гіпоталамуса; при ураженнях заднього гіпоталамуса; при електричному подразненні хвостатого ядра; при знятті впливів ретикулярної формації стовбура і посилення впливів на кору з боку таламуса і хвостатого ядра.

Тета-активність (рис 1.5) представлена коливаннями з частотою 4-7 Гц, амплітуда їх найрізноманітніша, також як і локалізація. Вони домінують в дитячому віці, поки ще не сформована альфа-активність. У здорових дорослих людей нерегулярна, низькоамплітудна тета-активність може зберігатися в передніх відділах мозку, яка є ознакою патології.

Встановлено зв'язок тета-активності з емоційними станами. Дифузно виражена тета-активність відзначається у хворих з клінічними ознаками ураження діенцефальної області. У лобових відділах тета-активність виявляється при патології в області задньо-черепної ямки з впливом на мозочок. Переміжна тета-активність в задніх відділах мозку відзначається у хворих з психічними порушеннями.

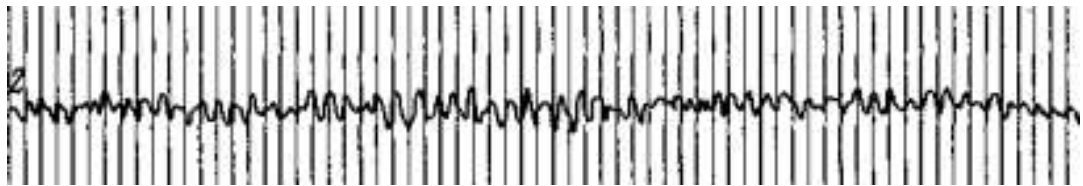


Рисунок 1.5 – Тета-ритм (1 поділка = 0.2 с)

Відомо, що тета-активність людини і тварин мають різне походження і тому дані, отримані в експериментах не можна безпосередньо використовувати в клінічній практиці. Формування тета-активності у людини в умовах патології пов'язано або з безпосередніми ураженнями кори великих півкуль або з впливами з боку лімбічних структур, головним чином гіпокампу[15].

Дельта-активність (рис. 1.6) являє собою коливання біопотенціалів з частотою 1-3 Гц, що мають саму різну амплітуду, реєструються на електроенцефалограмі при самих різних станах. У нормі – під час фізіологічного сну. У патології – як найбільш характерна ознака порушення функціонального стану мозку.

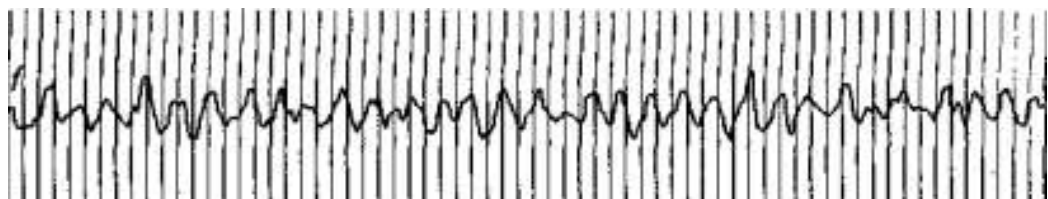


Рисунок 1.6 – Дельта-ритм (1 поділка = 0.2 с)

Місцевими факторами, що викликають зміни діяльності коркових нейронів з появою дельта-активності, є, головним чином, гіпоксія, порушення метаболізму і дисциркуляторні розлади в системах лікворообігу і кровообігу. Відомо також поява дельта-активності на ЕЕГ в зв'язку зі станом нижчих структур мозку, а саме: фармакологічне блокування таламуса, роздратування переднього гіпоталамуса, патологічні стани базолатеральних відділів мигдалин або заднього гіпоталамуса, ураження в області базальних систем переднього мозку, ураження мозочка і багато інших поразки .

У всіх цих випадках дельта-активність під впливом дистанційних впливів з'являється або дифузно, по всіх областях мозку або тільки в лобових областях при ураженнях оральних відділів стовбура мозку, або тільки в тім'яно-потиличних областях при ураженнях каудальних відділів стовбура [16].

1.3 Аналіз можливостей електроенцефалографу

Електроенцефалограф (рис. 1.7) – це медичний прилад для електроенцефалографії, за допомогою якого вимірюють і реєструють різницю потенціалів між точками головного мозку, що розташовуються в глибині або на його поверхні, і записують електроенцефалограму.

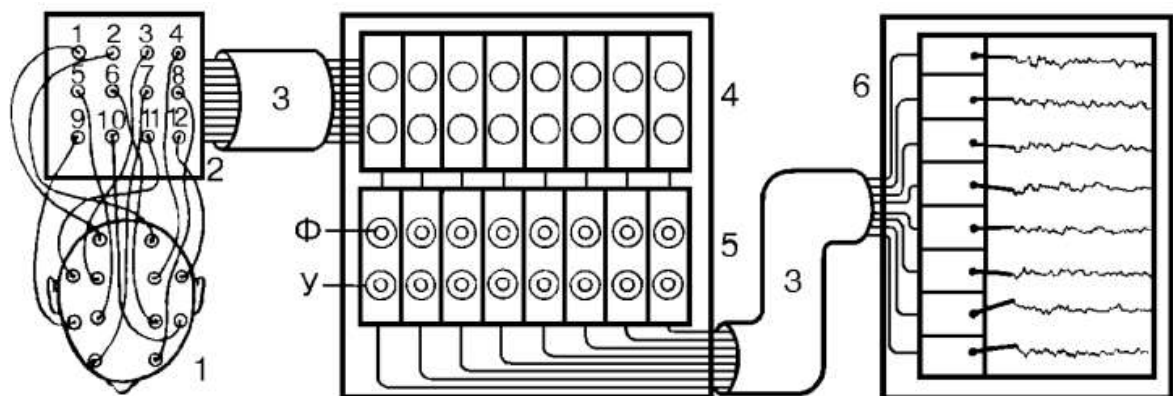


Рисунок 1.7 – Блок-схема електроенцефалографу

де,

- 1 – голова досліджуваного з отводящими електродами (вид зверху);
- 2 – вхідна коробка;
- 3 – сполучні кабелі;
- 4 – селекторний блок з перемикачами для кожного каналу;
- 5 – блок посилення з регуляторами фільтрів (Φ) і регулюванням посилення ($У$);
- 6 – блок реєстрації.

Утворення і коливання потенціалів головного мозку є результатом фізико-хімічних процесів, що лежать в основі обміну речовин у нервовій тканині, переміщення позитивних і негативних іонів. Одні з цих процесів протікають повільно, інші відбуваються циклічно і з великою частотою.

В даний час найчастіше використовується розташування електродів по міжнародним системам «10 - 20%» або «10 - 10%». Кожен електрод підключений до підсилювача. Для запису електроенцефалограм може використовуватися паперова стрічка або сигнал може перетворюватися за допомогою аналогово-цифрового перетворювача і записуватися в файл на комп'ютері. Найбільш поширена запис з частотою дискретизації 250 Гц. Запис потенціалів з кожного електрода здійснюється щодо нульового потенціалу референта, за який, як правило, приймається мочка вуха або соскоподібного відросток скроневої кістки.

Енцефалографи забезпечують реєстрацію електричних коливань частотою 0,5 - 100 Гц і розрізняються чутливістю (0,5 - 1 мкВ), швидкістю реєстрації (5 - 100 мм / с), числом каналів (аналогові - до 24, комп'ютерні - до 256). Електроенцефалографи широко використовується в діагностичних цілях при дослідженні таких захворювань, як епілепсія, алкогольна епілепсія, новоутворення, судинні захворювання, наслідки черепно-мозкових травм [17].

1.4 Постановка завдання на розробку.

Завданням атестаційної роботи є розробка програмно-апаратного комплексу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів, що дозволяє реєструвати потенціали, що виникають на поверхні шкіри голови людини, виробляти оцифровку цього сигналу і передавати інформацію на персональний комп'ютер, де буде проводитися аналіз отриманих даних.

Амплітуда вхідного сигналу від 5 до 200 мкВ, частотний діапазон від 0.5 до 40 Гц[16]. Вхідний сигнал надходить із зовнішніх електродів, що підключаються через спеціальний роз'єм, пристрій повинен мати високий вхідний опір. На виході пристрою повинен бути цифровий код, який відповідає рівню напруги на вході. Живлення схеми має відбуватися від персонального комп'ютера (або однополярної +5 В від USB, або двополярної ± 12 В від RS-232). Для вирішення цього завдання проаналізую аналогічні прилади і складу структурну схему. Програмний засіб має виробляти первинну і вторинну обробку сигналу, і відображати отримані дані в зручній формі.

2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ПРИСТРОЮ ТА СХЕМИ ПРОГРАМИ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ НЮХОВИХ ВИКЛИКАНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

2.1 Аналіз принципів побудови приладів для реєстрації біопотенціалів мозку

Прикладом такого роду пристроїв може служити пристрій для оцінки патологічних змін в системній діяльності мозку. Винахід відноситься до галузі медицини і призначене для визначення стану головного мозку людини і виявлення патологічних змін в його системної діяльності.

Пристрій для оцінки патологічних змін в системній діяльності мозку включає набір датчиків 1, що накладаються на голову людини, і/або що підключаються до глибинних електродів, і/або наявних на деякій відстані від голови, багатоканальний підсилювач сигналів датчиків 2, наприклад електроенцефалограф, з числом каналів, відповідним числу датчиків, блок перетворення сигналів 3, наприклад перетворення з безперервної форми в дискретну, блок вимірювання статистичного взаємозв'язку між процесами 4, блок вимірювання розмірності простору відображаються процесів 5, відповідної сукупним статистичних властивостях взаємозв'язків між вимірюваними процесами, блок обчислення координат і / або величин радіус-векторів відображаються процесів 6, блок візуалізації просторового розподілу радіус-векторів відображаються процесів 7, наприклад Графобудівник або графічний дисплей, пристрій 8, блок вимірювання відмінностей параметрів просторових розподілів радіус-векторів відображаються процесів 9, блок візуалізації відмінностей в інтегративній діяльності мозку пацієнта 10, блок пред'явлення тестів 11 і блок синхронізації 12 (рис. 2.1).

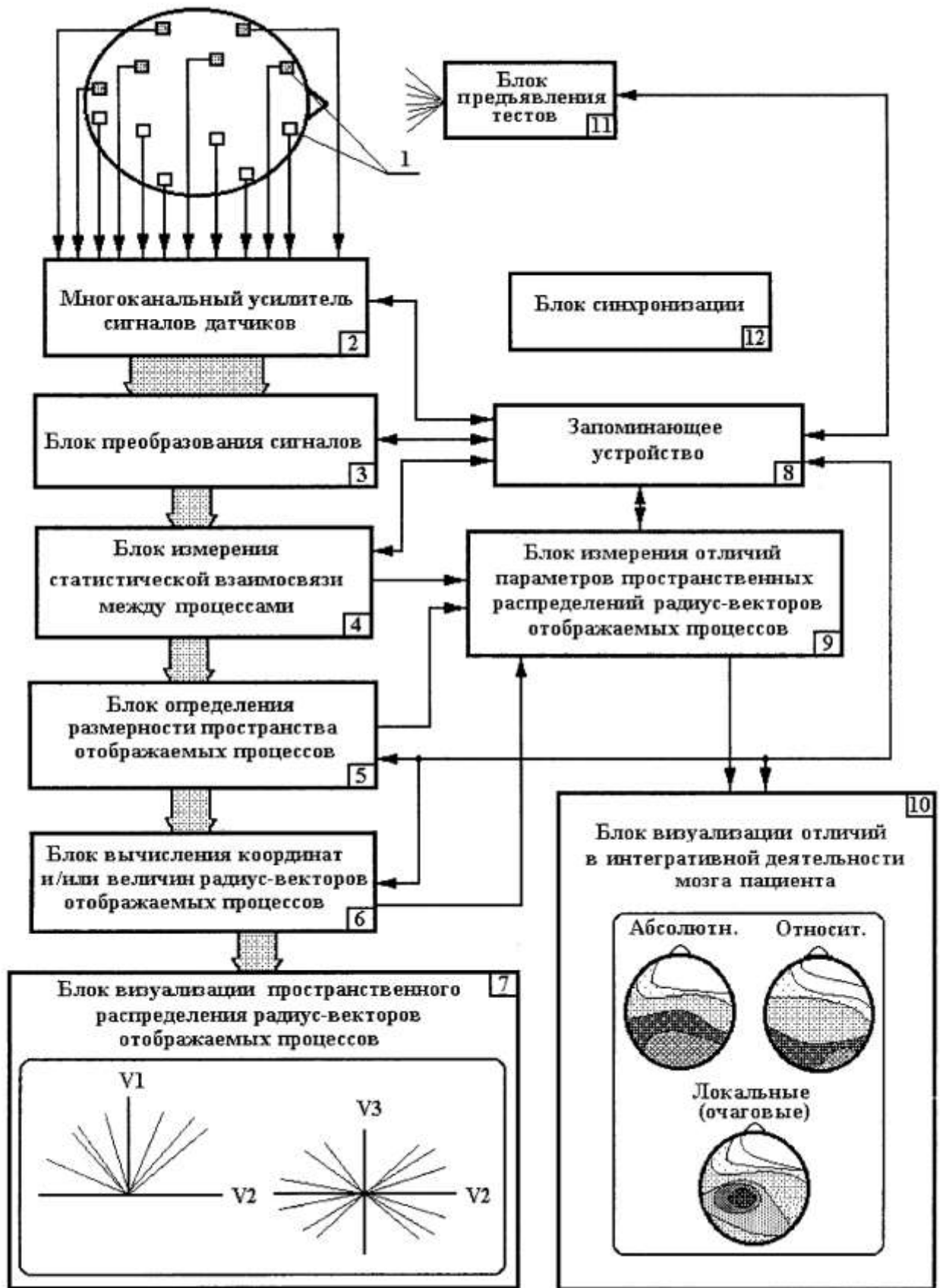


Рисунок 2.1 – Пристрій для оцінки патологічних змін в системній діяльності мозку

Пристрій дозволяє достовірно виявити ступінь і характер стійких патологічних відхилень в системної діяльності мозку людини, визначати їх локалізацію і характер порушень, кількісно оцінювати ступінь патологічних відхилень, пов'язаних з виконанням тестів або з будь-якими змінами функціонального стану мозку.

Основним і найбільш істотною перевагою заявленого пристрою є можливість простого і швидкого виявлення патологічних відхилень в системної діяльності мозку, ефективно діагностувати ступінь і характер патології і стежити за результатами проведеного лікування [18].

Таким чином можна виділити основні блоки даного пристрою, а саме блок комутації для підключення електродів, блок посилення, блок перетворення сигналів, блок аналізу і блок візуалізації. Також пристрій має в складі пристрій і блок стимуляції.

Як інший приклад може виступати електроенцефалограф "Сіменс АГ" (рис. 2.2), що містить послідовно з'єднані відводять електроди 1, вхідні підсилювачі 2, блоки комутації 3, схему селекції 4 і багатоканальний реєструючий прилад 5 з самописами 6.

Ланцюг кожного вимикача 8 на зображенні голови людини 7 містить індикаторну лампу 9. Схема 4 селекції містить перемикач 10 каналів вхідних підсилювачів з вимикачами 11, забезпеченими індикаторними лампами 12, який призначений для з'єднання вимикачів 8 схеми селекції з відповідними відводячими електродами 1.

Електроенцефалограф працює наступним чином: шляхом активування вимикачів 8 відповідний йому за місцем розташування відвідний електрод 1 з'єднується з вхідним підсилювальним каналом. Для індикації електрода, підключеного для реєстрації біоелектричного сигналу, служить лампа 9, поєднана з вимикачем 8. Для вибору каналу реєстрації служить перемикач 1.0, за допомогою вимикача 11 якого включається відповідний блок 3 комутації з вхідним підсилювачем 2. В результаті обраний раніше відвідний електрод 1 під'єднується до підсилювача 2.

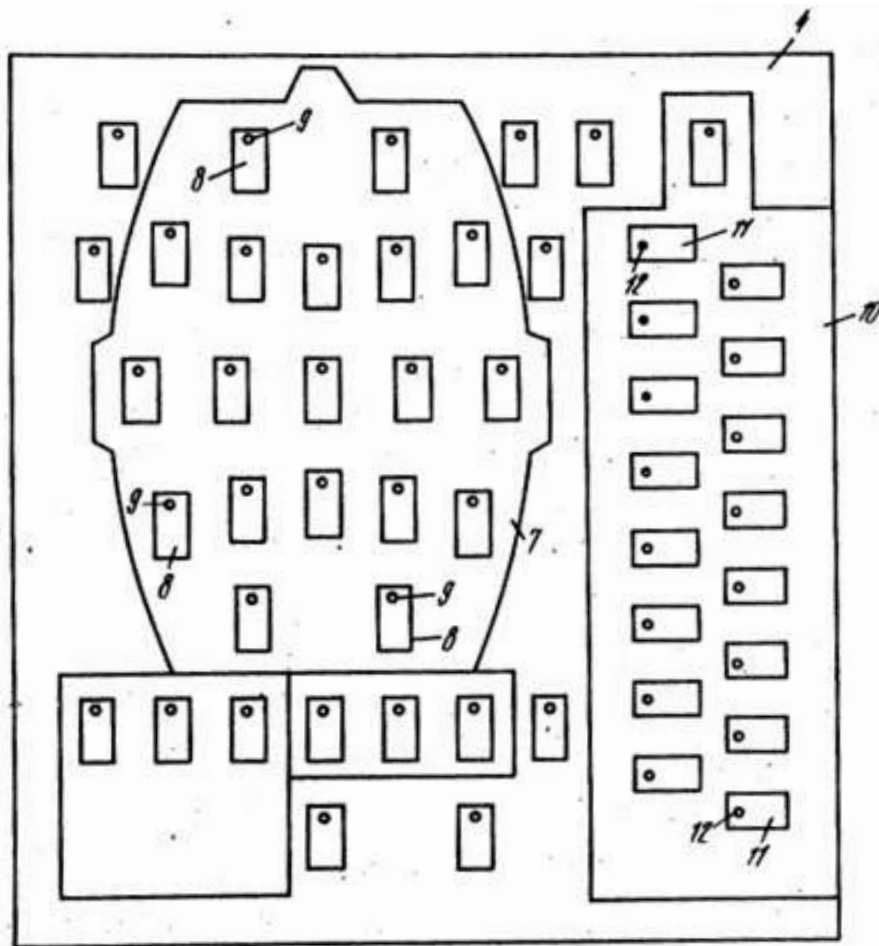


Рисунок 2.2 – Електроенцефалограф "Сіменс АГ"

Таким чином, конструкція електроенцефалограф забезпечує наочність процесу підключення відводять і під'єднання останніх до вхідних підсилювачів. Тим самим, забезпечується оперативність і безпомилковість проведення дослідження.

Схема селекції (рис. 2.3) виконана у вигляді зображення голови людини з розміщеними на ній вимикачами, з'єднаними з відповідними відводячими електродами, призначеними при дослідженні для розміщення на такому ж місці голови людини [19].

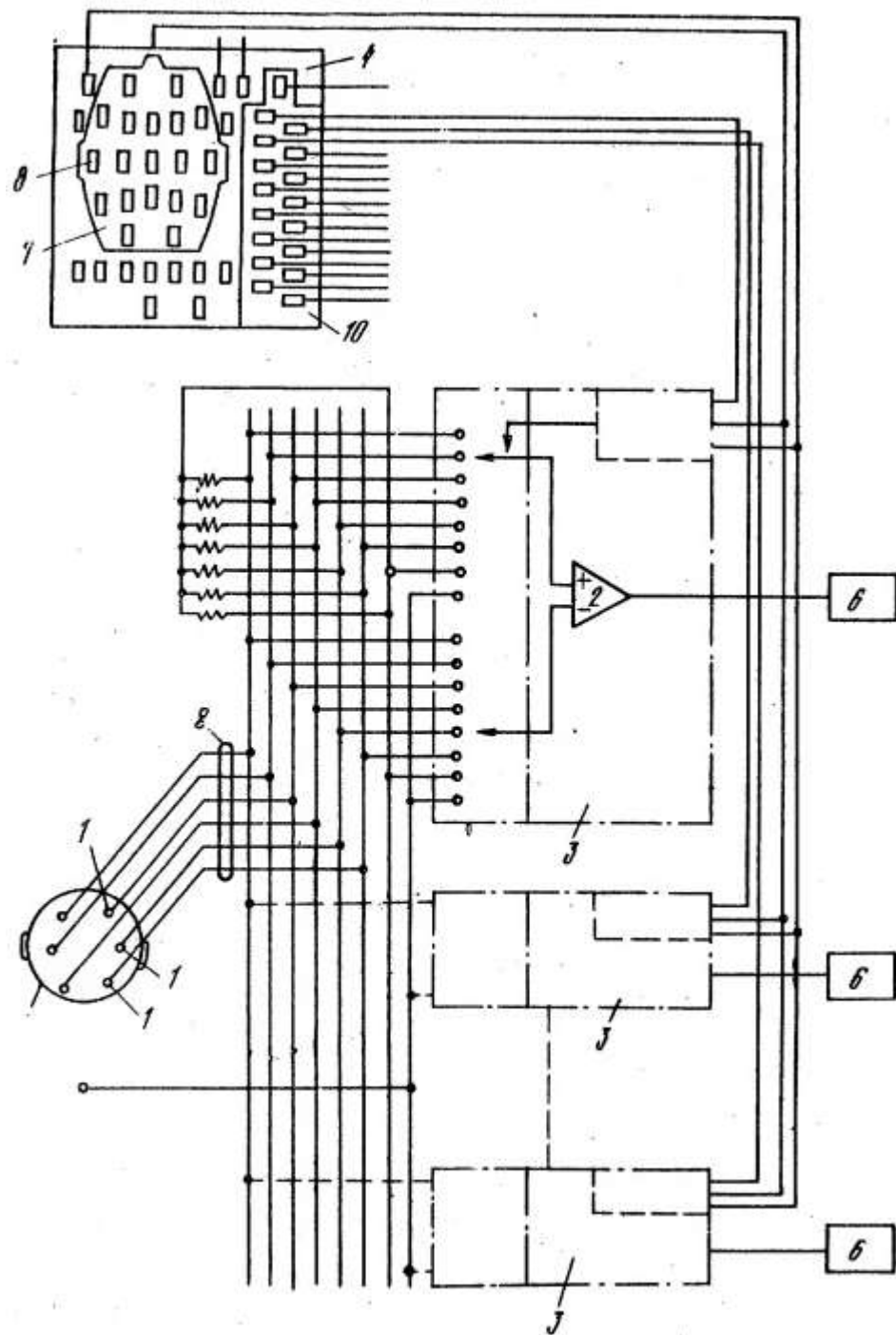


Рисунок 2.3 – Схема комутації "Сіменс АГ"

Проаналізувавши даний пристрій можна виділити його основні блоки, до них варто віднести: блок електродів, блок входних підсилювачів, блок комутації та селекції і блок реєстрації. Особливістю даної схеми є те, що він має один блок реєстрації через підключається до кожного каналу за

допомогою блоку комутації та селекції, завдяки чому зменшується кількість дорогих прецизійних підсилювачів, що входять до складу блоку реєстрації.

2.2 Розробка структурної схеми пристрою для реєстрації нюхових викликаних потенціалів

Проаналізувавши декілька аналогів подібного роду пристроїв можна виділити основні блоки, необхідні для реалізації даного пристрою, а саме: блок комутації для підключення електродів, блок входних підсилювачів, блок селекції для вибору відведень підключаються до блоку реєстрації, блок перетворення для оцифровки аналогового сигналу, блок обробки і аналізу і блок відображення (рис. 2.4).

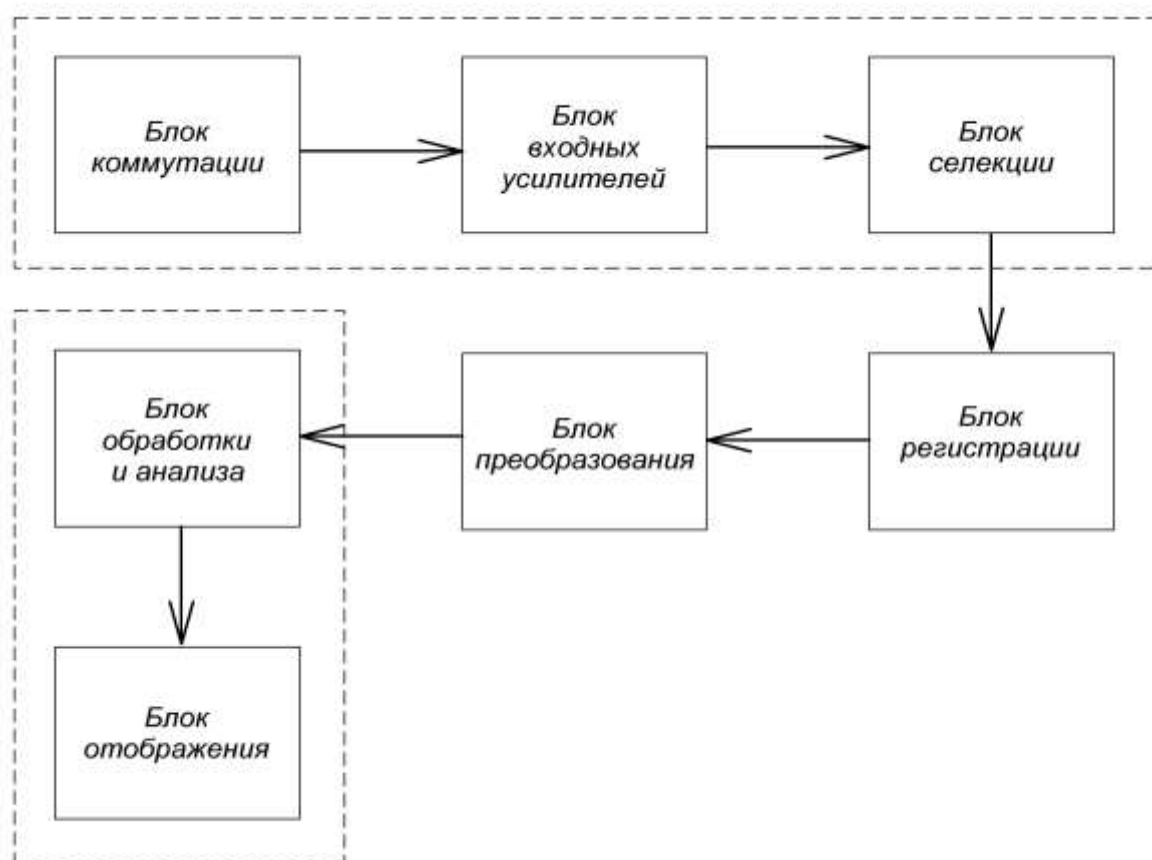


Рисунок 2.4 – Блок-схема пристрою для реєстрації нюхових викликаних потенціалів

Для обробки і аналізу необхідні великі обчислювальні потужності, тому в якості блоку обробки і аналізу пропонується використовувати персональний комп'ютер, який також здатний виконувати завдання зберігання і відображення інформації.

Таким чином розроблювальний пристрій має мати в своєму складі блок реєстрації, в якому відбувається посилення і попередня фільтрація вхідного сигналу; блок перетворення, який буде виробляти оцифровку вихідного сигналу блоку реєстрації; і блок реалізує передачу оцифрованого сигналу на персональний комп'ютер.

Блок реєстрації є підсилювач біопотенціалів, а з завданнями перетворення і обміну інформацією з персональним комп'ютером може впоратися мікроконтролер із вбудованим аналогового-цифровим перетворювачем. В даний час не всі мікроконтролери мають в своєму складі інтерфейси передачі даних по протоколу USB або RS-232, тому варто передбачити блок перетворення інтерфейсів. Результуюча схема показана на рис. 2.5.

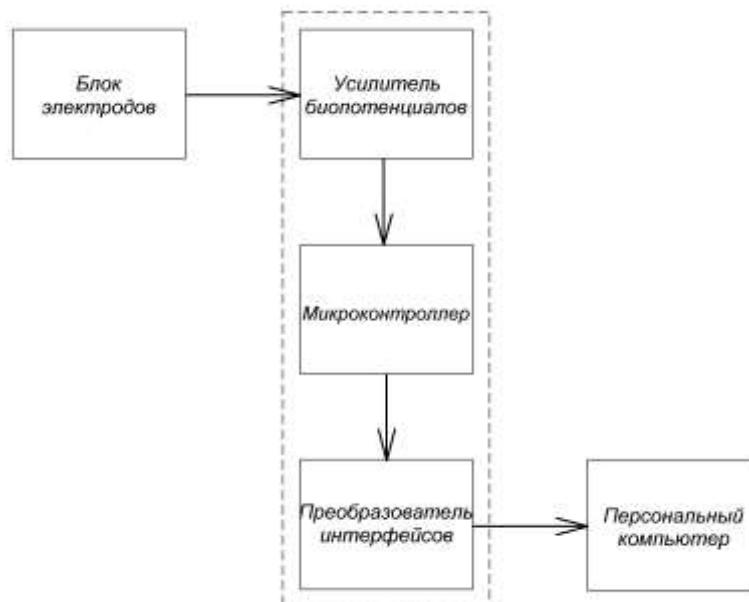


Рисунок 2.5 – Результирующая схема прибора для регистрации нюховых выкликанных потенциалов

2.3 Основні завдання перетворення і обробки біосигналів

Під обробкою медико-біологічної інформації розуміється перетворення вихідних даних відповідно до певного алгоритму для отримання необхідних результатів.

Обробка даних в реальному масштабі часу – обчислювальний процес, що відбувається в темпі, що забезпечує обслуговування деякого зовнішнього процесу, незалежно від даної обчислювальної системи.

Обробка даних – обчислювальний процес, спрямований на вилучення з цих даних інформації для її подальшого сприйняття машиною або людиною.

Аналіз даних – процес перетворення даних, спрямований на отримання опису цих даних через їх властивості або складові частини і їх відносини. Типові методи обробки інформації (табл. 2.1) діляться на первинні і вторинні.

До алгоритмів першої групи відносяться різного роду процедури фільтрації як найпростіші (низькочастотна, високочастотна, смугова фільтрація, расфільтровка на окремі частотні складові за допомогою «гребінки» смугових фільтрів), так і більш складні (оптимальні фільтри Вінера, Калмана-Бьюси і т.п.).

Сюди ж відносяться різноманітні методи згладжування, спрямовані на виділення детермінованих компонент сигналів (виявлення трендів поліноміального, циклічного або заздалегідь невідомих видів), а також методи узгодженої фільтрації, коли характеристики фільтра вибираються з урахуванням форми корисного сигналу (зазвичай імпульсного) та статистичних властивостей шуму.

До другої групи входять алгоритми отримання оцінок найпростіших статистичних характеристик: функцій розподілу – одно- і двомірних, математичного очікування, дисперсії, кореляційної функції, спектральної щільності [19].

Таблиця 2.1 - Види обробки інформації

Фільтрація	Отримання статистичних характеристик
- високочастотна	- функції розподілу
- низькочастотна	- математичне очікування
- смугова	- дисперсія
- расфільтровка	- кореляційна функція
- оптимальна	- спектральна щільність
- узгоджена	- інші характеристики
- виділення трендів	

2.4 Первинна обробка сигналів

Головним завданням первинної обробки сигналів є видалення неінформативних складових сигналу і зниження рівня перешкод. Для вирішення цього завдання застосовуються цифрові фільтри.

Цифрові фільтри можна розділити на рекурсивні і нерекурсивні.

Нерекурсивний цифровий фільтр - фільтр, вихідний сигнал яких залежить тільки від значень вхідного сигналу:

$$y(nT) = \sum_{k=0}^N a_k x(nT - kT), \quad (2.1)$$

де T – інтервал дискретизації,

a_k – ваговий коефіцієнт фільтра.

Кількість зміщених у часі вхідних сигналів N характеризує ступінь або порядок фільтра.

Алгоритм функціонування нерекурсивного фільтра показаний на рис.

2.6.

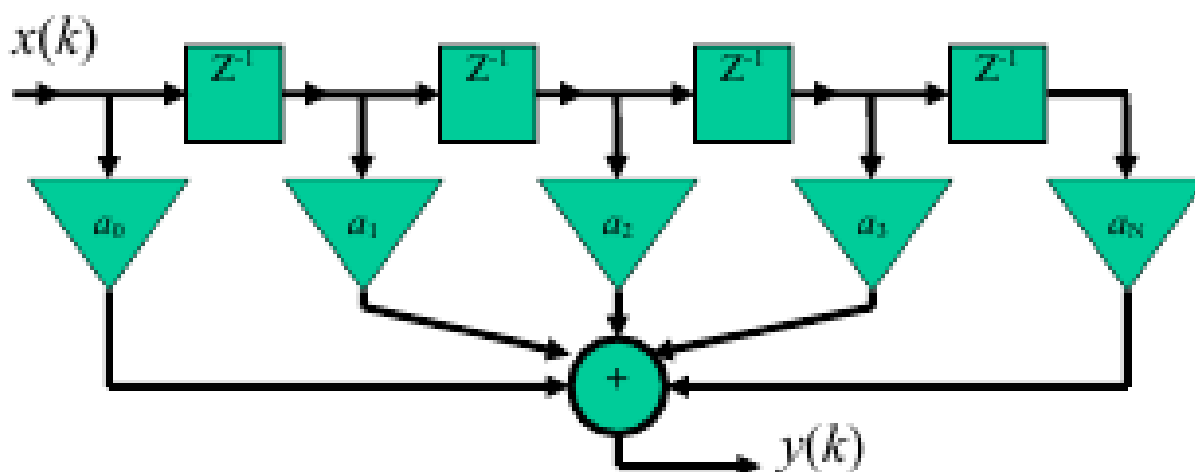


Рисунок 2.6 – Схема фільтрації нерекурсивного фільтра

У рекурсивних фільтрах вихідний сигнал $y(nT)$ формується з перетворених значень вхідного сигналу $x(nT)$ і враховуються значення вихідного сигналу на попередніх тактах $y(nT-mT)$:

$$y(nT) = \sum_{k=0}^N a_k x(nT - kT) - \sum_{m=1}^M b_m y(nT - kT). \quad (2.2)$$

Більше з двох чисел M і N визначає порядок фільтра.

Рекурсія - математичний прийом, що складається в циклічному зверненні до даних, отриманих на попередніх етапах. Алгоритм функціонування рекурсивного фільтра показаний на рис. 2.7

Верхня частина структурної схеми відповідає нерекурсивною частини алгоритму. Канонічні схеми рекурсивних фільтрів використовують мінімально можливу кількість елементів пам'яті, що дорівнює порядку фільтра.

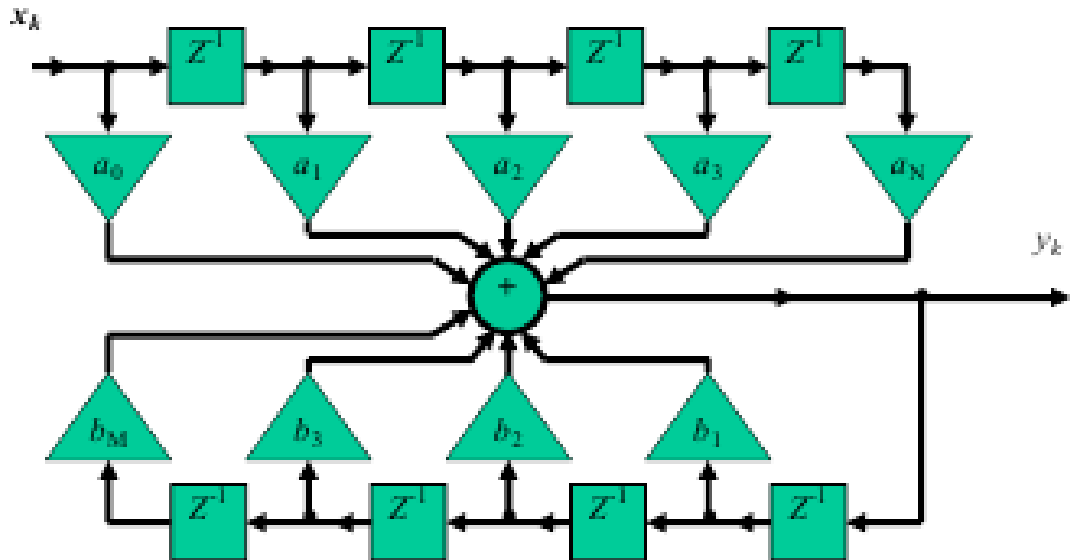


Рисунок 2.7 – Схема фільтрації рекурсивного фільтра

2.3 Вторинна обробка сигналів

Основними статистичними характеристиками є моменти 1-3 порядків. Момент n-го порядку випадкової величини X є середнє значення n-го степеня випадкової змінної:

$$m_n = \overline{x^n} = \int_{-\infty}^{+\infty} x^n p(x) dx. \quad (2.4)$$

Момент першого порядку - математичне очікування, є теоретичною оцінкою середнього значення випадкової величини:

$$M = m_1 = \bar{x} = \int_{-\infty}^{+\infty} xp(x) dx = 1/N \sum_{k=1}^N x(k). \quad (2.5)$$

Момент другого порядку - середній квадрат випадкової величини:

$$m_2 = \overline{x^2} = \int_{-\infty}^{+\infty} x^2 p(x) dx. \quad (2.6)$$

Центральний момент випадкової величини:

$$\mu_n = \overline{(x - \bar{x})^n} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x(k) - M)^n. \quad (2.7)$$

Найважливіший центральний момент - дисперсія:

$$D = \sigma_x^2 = \mu_2 = \overline{(x - \bar{x})^2} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (x(k) - M)^2. \quad (2.8)$$

Дуже багато завдань дослідження структури сигналів пов'язані зі спектральними характеристиками і методами їх ефективного обчислення. На відміну від імовірнісних методів, що описують властивості випадкових процесів в тимчасовій області, спектральний аналіз дозволяє охарактеризувати частотний склад сигналу.

Математичною основою даного аналізу є перетворення Фур'є, яке відіграє важливу роль не тільки при розрахунку спектрів, але і як необхідний проміжний етап при обчисленні перетворення Гільберта, при проведенні цифрової фільтрації експериментальних даних, при визначенні передавальних і коваріаційних функцій і т.д.

Сигнал $x(t)$, що задовольняє умові абсолютної інтегрованості (2.9) може бути представлений інтегралом Фур'є (2.10).

$$\int_{-\infty}^{+\infty} x^2(t) dt < \infty. \quad (2.9)$$

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{j2\pi ft} df. \quad (2.10)$$

Функцію $X(f)$ називають спектральною щільністю амплітуди або спектральної функцією. Відзначимо, що перетворення Фур'є не є локальним: щоб обчислити $X(f)$, проводиться інтегрування в діапазоні $(-\infty, +\infty)$, тобто сигнал $x(t)$ повинен бути заданий на всій нескінченній прямій t .

При роботі з тимчасовими рядами замість безперервних функцій часу $x(t)$ аналізуються дискретні вибірки $x(i\Delta t)$, де Δt – крок дискретизації. Це означає, що для проведення спектрального аналізу експериментальних даних формула (2.10) повинна бути модифікована на випадок дискретних процесів:

$$x(i\Delta t) = \Delta f \sum_{k=0}^{N-1} X(k\Delta f) e^{j2\pi ik/N}. \quad (2.11)$$

Записане вираз (2.11) називають безперервно-дискретним перетворенням Фур'є. Звернемо увагу на те, що крім переходу від інтегрування до суми для прямого перетворення (2.11) відбулася ще одна зміна - межі інтегрування у формулі зворотного перетворення стали кінцевими. Відповідно до (2.11), спектр визначено тільки для частот $|f| \leq F_N = 1 / 2\Delta t$, де величина F_N називається частотою Найквіста. Її поява є наслідком теореми Котельникова, згідно з якою сигнал $x(t)$ може бути однозначно відновлено по дискретній вибірці $x(i\Delta t)$, якщо максимальна частота в спектрі не перевищує частоту Найквіста. В іншому випадку при відновленні сигналу $x(t)$ з тимчасового ряду будуть виникати неоднозначності. Обмеження частотного діапазону при аналізі часових рядів відображає відомий принцип невизначеності Гейзенберга: поява невизначеності в тимчасовій області, пов'язаної з дискретизацією за часом з кроком Δt призводить до невизначеності в частотній області для $f > F_N$ [20].

Авто і кросскореляції – математичні методи аналізу, що розвиваються в останні роки в статистичній теорії зв'язку для вивчення випадкових стаціонарних процесів.

Підставою для застосування кореляційного аналізу до ЕЕГ є положення, що ЕЕГ є змінним випадковим процесом, що має властивості стаціонарного. Автокорреляційний аналіз проводиться шляхом порівняння процесу ЕЕГ з самим собою, відставленим в часі, т. Е. Проводиться порівняння його на якомусь довільному відрізку часу з іншим відрізком в

кілька більш раннє або більш пізній час. Таким чином, визначаються середні відносини процесу протягом часу або його статистичні властивості.

При кроскореляційній аналізі проводиться порівняння двох процесів ЕЕГ і виявляються їх середні відносини. Кроскореляційній аналіз дозволяє отримати кількісні співвідношення між електричними процесами двох точок мозку, виявити загальні для цих двох процесів компоненти і їх тимчасові відносини.

У кореляційному аналізі параметром є час або, точніше, тимчасова різниця в протилежність частотному аналізу, де параметром є частота.

При кореляційному аналізі виробляється дослідження змін процесу у часі. Якщо в ньому є повторювані з певною послідовністю в часі елементи, т. Е. Періодичні коливання різниці потенціалів на ЕЕГ, то при кореляційному аналізі вони виявляються, причому навіть в тому випадку, коли амплітуда періодичних коливань у багато разів менше, ніж амплітуда нерегулярних коливань.

Процедура обчислення кореляційної функції ЕЕГ в дещо спрощеному вигляді зводиться до наступних основних послідовним східцях. Спочатку ЕЕГ протягом усього досліджуваного відрізка часу повинна бути виражена у формі ряду чисел, що відбивають миттєві значення потенціалу. Частота вимірів, або квантування, ЕЕГ може бути різною в залежності від необхідної точності обчислення функції кореляції (наприклад, від 50-100-200 і більш в секунду). Отриманий при квантуванні ряд числових значень біопотенціала, або «сигнал», посилається на вхід обчислювального пристрою, де і проводиться його послідовна обробка.

При обчисленні автокореляційної функції проводиться порівняння процесу ЕЕГ з самим собою, і відповідно на вхід обчислювального пристрою подається «сигнал» і його дублікат. Перше значення автокореляційної функції виходить шляхом перемноження попарно відповідних за часом миттєвих значень потенціалів першого сигналу і його дублікату з подальшою інтеграцією отриманих величин. Результат відображає кількісну величину

подібності або кореляції двох процесів, яка при автокореляції відповідає порівнянню процесу з самим собою і виражає найбільшу схожість або найбільшу кореляцію.

Ця величина кореляції приймається за одиницю (проводиться нормування). Подальше значення автокореляційної функції обчислюється також шляхом попарного перемноження (і подальшого інтегрування) миттєвих значень першого сигналу з дублікатних; останні беруться не збігаються в часі, але запізнілими в порівнянні з першим на обраний інтервал часу - крок затримки або відставлений. Потім повторюється та ж процедура з відставленим дублікатою на 2, 3, 4 і т. Д. Кроку затримки. Таким чином, послідовними ступенями обчислення кореляційних функцій є: відставлений, множення і інтегрування, або підсумовування. Ці ступені виражаються математично у вигляді формули:

$$R(t) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T f(t)g(t + \tau)dt, \quad (2.12)$$

де $R(t)$ – коефіцієнт кореляції;

$f(t)$ – амплітудно-часове відображення ЕЕГ, що розглядається як «сигнал»;

$g(t + \tau)$ представляє її дублікат;

τ – відставленого дублікатних кривої але відношенню до її оригіналу.

При кроскореляційній аналізі процедура обчислення та ж, по замість дублікатою першого процесу береться другий процес, т. Е. В цьому випадку $g(t + \tau)$ є другим процесом. Кореляційні функції ЕЕГ обчислюються або на універсальних електронно-обчислювальних машинах, або на аналогових обчислювальних пристроях - корелографах.

Точно кореляційна функція може бути обчислена тільки при нескінченно великій величині інтервалу спостереження. Однак дуже тривалий інтервал спостереження при дослідженні ЕЕГ людини незручний, так як при цьому характер ЕЕГ може істотно змінитися внаслідок зміни функціонального стану хворого або здорового людини. Таким чином, однією

з перших завдань дослідження є підбір оптимального інтервалу спостереження, в якому зберігалася б стійка картина середніх величин, що характеризують статистичні властивості ЕЕГ, і в той же час була б можливість досліджувати як фонові так і реактивні стани мозку.

ЕЕГ є складним процесом, що включає різні компоненти: неперіодичні коливання, що повторюються з неправильними інтервалами часу, періодичні, прикладом яких в ЕЕГ є ритми, нав'язані ритмічної світлової стимуляцією, і квазіперіодичні або майже періодичні процеси, до яких відносяться всі фізіологічні ритми, зокрема альфа- ритм.

Авто і кроскорелограми мають різну форму в залежності від того, який характер має досліджуваний процес ЕЕГ.

При обчисленні кореляційної функції періодичного процесу ЕЕГ отримана корелограм виражається у формі періодичної ж кривої з періодами, точно відповідними періодами коливань в досліджуваному процесі. При обчисленні кореляційної функції квазіперіодичного процесу, наприклад альфа-ритму, на корелограм реєструються періодичні ж коливання, відповідні по частоті наявного ритму, але амплітуда коливань на корелограм поступово падає до нуля, і тим швидше, чим більше даний квазіперіодичний процес відрізняється від істинно періодичного. Коли ж досліджується ЕЕГ, що є складним процесом, що включає як неперіодичні, так і квазіперіодичні коливання, то корелограм є сумою кореляційних функцій періодичного і неперіодичного процесів.

Таким чином, кореляційний аналіз дозволяє розмежувати в складному процесі ЕЕГ дві складові: періодичну (або квазіперіодичні) і неперіодичних, функціональне значення яких в загальному процесі ЕЕГ неоднозначно.

Для кількісної оцінки процесу використовують кількісні параметри, отримані на підставі обробки корелограм.

Параметри, які використовуються для оцінки АКГ, такі.

Середня частота f або середній період коливань T , які обчислюються шляхом вимірювання періодів коливань на корелограм за певний тимчасовий

відрізок, наприклад до відставленого $\tau = 1000$ мс, і подальшого усереднення отриманих періодів. Потім значення величини середнього періоду можна перевести в значення частоти.

Показник періодичності процесу – коефіцієнт відношення потужності періодичної складової до потужності випадкової складової – K_p / c . Цей коефіцієнт визначається шляхом вимірювання амплітуди відхилень на корелограм кожного коливання від піку до піку також на певному відрізку корелограми, наприклад, до $\tau = 1000$ мс. Потім обчислюють середню величину амплітуди коливань; визначають половину цієї середньої амплітуди, яка відображає середню потужність періодичної складової на даній корелограм; визначають різницю між максимальним значенням кореляційної функції (при $\tau = 0$) за обчисленими середнім значенням потужності періодичної складової. Ця різниця відображає потужність випадкової складової; потім обчислюється відношення середньої потужності періодичної до потужності випадкової складової[17].

Таким чином загальна схема програми набуває вигляду, показаному у додатку Б.

3 РОЗРОБКА СХЕМИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ ПРИЛАДУ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ НЮХОВИХ ВИКЛИКАХИ ПОТЕНЦІАЛІВ

3.1 Аналіз схемотехнічних рішень, принципів побудови вузлів і блоків

В даний час в задачах прецизійного посилення низькоамплітудних сигналів найбільше застосування знайшли інструментальні підсилювачі виконані у вигляді інтегральних схем. На їх базі будуються підсилювальні блоки промислових, вимірювальних і медичних приладів, де потрібна підтримка високої точності, статичних характеристик і малої похибки коефіцієнта посилення на тлі шумів і в присутності сильних синфазних сигналів [22].

Основними виробниками таких мікросхем є фірми Texas Instruments, Analog Devices і Linear Technology, яка є підрозділом Analog Devices [23]. Розглянемо схеми підсилювачів на мікросхемах перших двох фірм.

Інструментальний підсилювач AD620 фірми Analog Devices не є новітньою розробкою, але все ще знаходить широке застосування в багатьох областях електроніки як і в медичній електроніці. У технічному описі до неї наводиться схема побудови простого підсилювача для електрокардіографа (рис. 3.2).

Як вказує виробник, низький струм витоку AD620 дозволяє використовувати його в електрокардіографах, де вхідний опір в 1 МОм або вище, не рідкість. Низька споживана потужність AD620, низькі вимоги до напруги харчування роблять його відмінним вибором для пристроїв, що працюють від акумуляторних батарей. Крім того він має низькі струми зміщення і низький струм, в поєднанні з низьким рівнем шуму і широкий динамічний діапазон. Але дана схема не містить захисних ланцюгів, тому є лише основою для розробки повноцінного підсилювача [24].

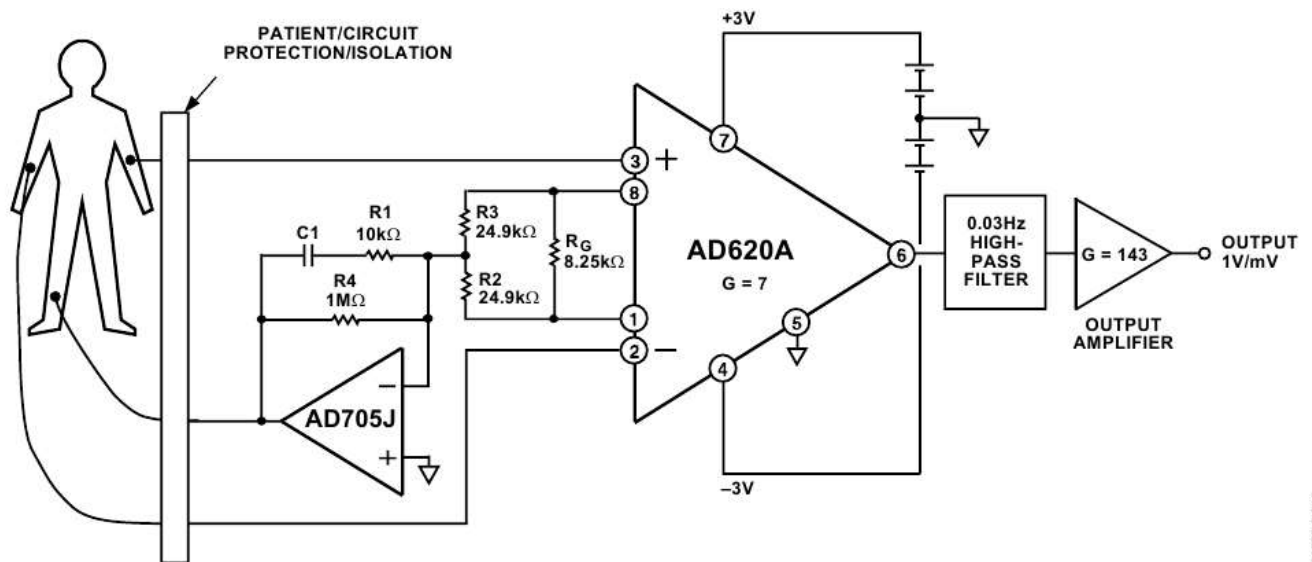


Рисунок 3.1 – Схема підсилювача біопотенціалів на інструментальному підсилювачі AD620

Texas Instruments пропонує ряд мікросхем, придатних для застосування в медичних приладах, таких як електрокардіографи, електроенцефалографи та електроміографії.

Однією з них є мікросхема інструментального підсилювача INA332. Це малопотужний побудований на КМОН-транзисторах вимірювальний підсилювач, який може працювати в широкому діапазоні одно- і двополярного живлення. Він забезпечує малощумне посилення диференціального сигналу при низькому струмі витoku в 415 мкА (падаючому до 0,01 мкА при виключенні). Внутрішній коефіцієнт посилення мікросхеми дорівнює 5, завдяки чому можна отримати дуже високий коефіцієнт посилення.

Виробник в технічній документації до мікросхеми пропонує схему підсилювача кардіосигналу, показану на рис. 3.2. У доповненні до інструментального підсилювача INA332 тут застосовуються три операційних підсилювача ОРА336.

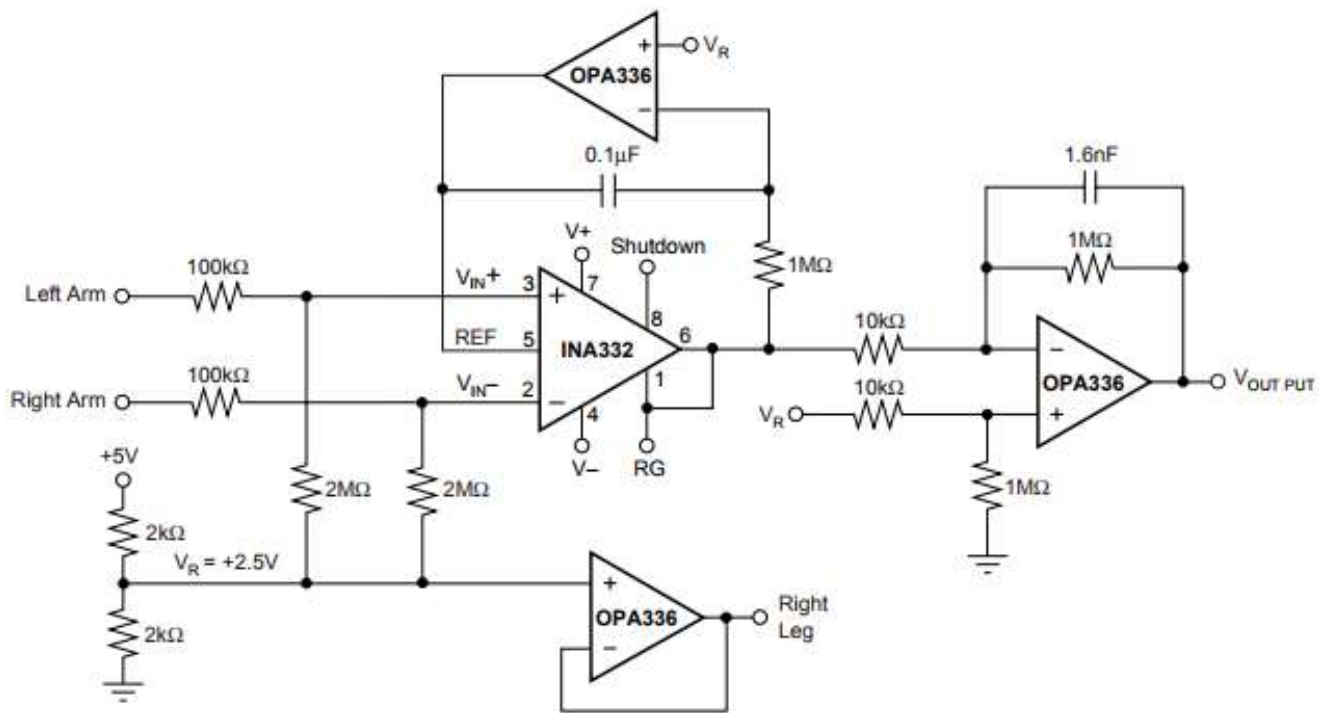


Рисунок 3.2 – Підсилювач кардіосигналу на інструментальному підсилювачі INA332

Верхній операційний підсилювач призначений для керуванням рівнем нуля, нижній - в якості підсилювача нейтралізації, а правий - в якості активного фільтра синфазної перешкоди додатково посилює вихідний сигнал з INA332[25].

В даний час безліч фірм займаються розробкою і виробництвом мікроконтролерів вузького і широкого застосування, але найбільш популярними є мікроконтролери таких фірм, як Atmel, Microchip, STMicroelectronics і мікроконтролери, побудовані на архітектурі ARM [26].

Розглянемо схему підключення мікроконтролера PIC16F877 до перетворювача інтерфейсу FT232RL (рис. 3.3). Цей мікроконтролер має в своєму складі внутрішній 8-канальний 10-бітний аналогово-цифровий перетворювач, використовуючи який можна обійтися без зовнішніх перетворюючих пристроїв[27].

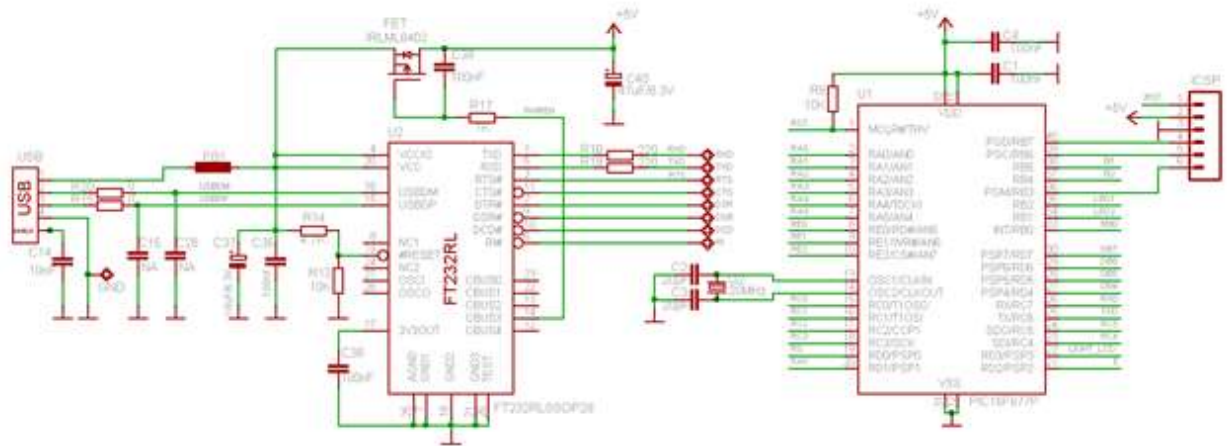


Рисунок 3.3 – Схема підключення мікроконтролера PIC16F877 до перетворювача інтерфейсу FT232RL

Дана схема дозволяє проводити передачу даних через інтерфейс USB між мікро контролером і персональним комп'ютером. Харчування схеми надходить від порту USB [28].

Основними сімействами мікроконтролерів Atmel є tiny, mega і xmega. Одним з найпопулярніших мікроконтролерів серед розробників-любителів є мікроконтролер АТmega8 (рис. 3.4). Це обумовлено поєднанням розвиненої периферії мікроконтролера і низькою собівартістю одиниці[29].

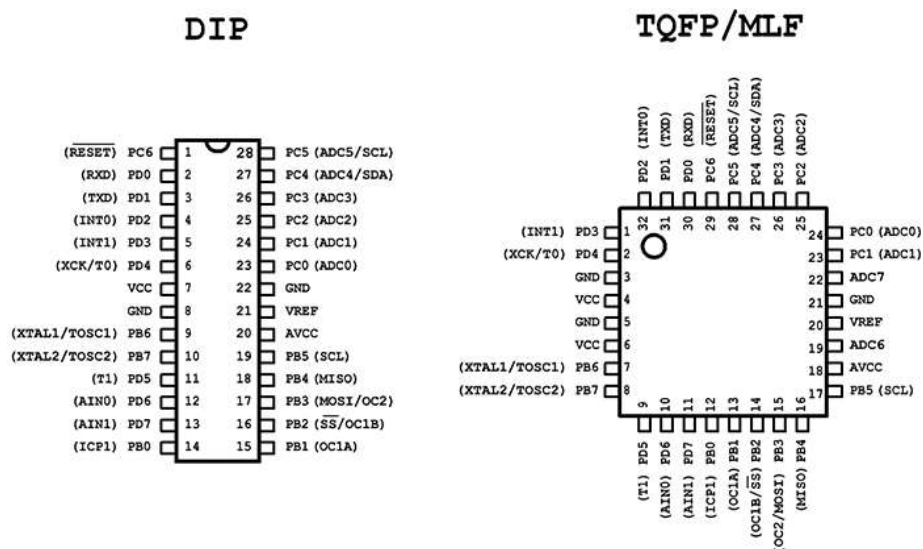


Рисунок 3.4 – Розташування виводів мікроконтролера АТmega8

Також чималу роль в його популярності відіграє велику кількість готових рішень в мережі інтернет. Прикладом готового рішення, що підходить для вирішення завдань оцифровки сигналу і передачі отриманої інформації на персональний комп'ютер може служити схема Генератора-вимірювача АЧХ на AD9833 (рис. 3.5).

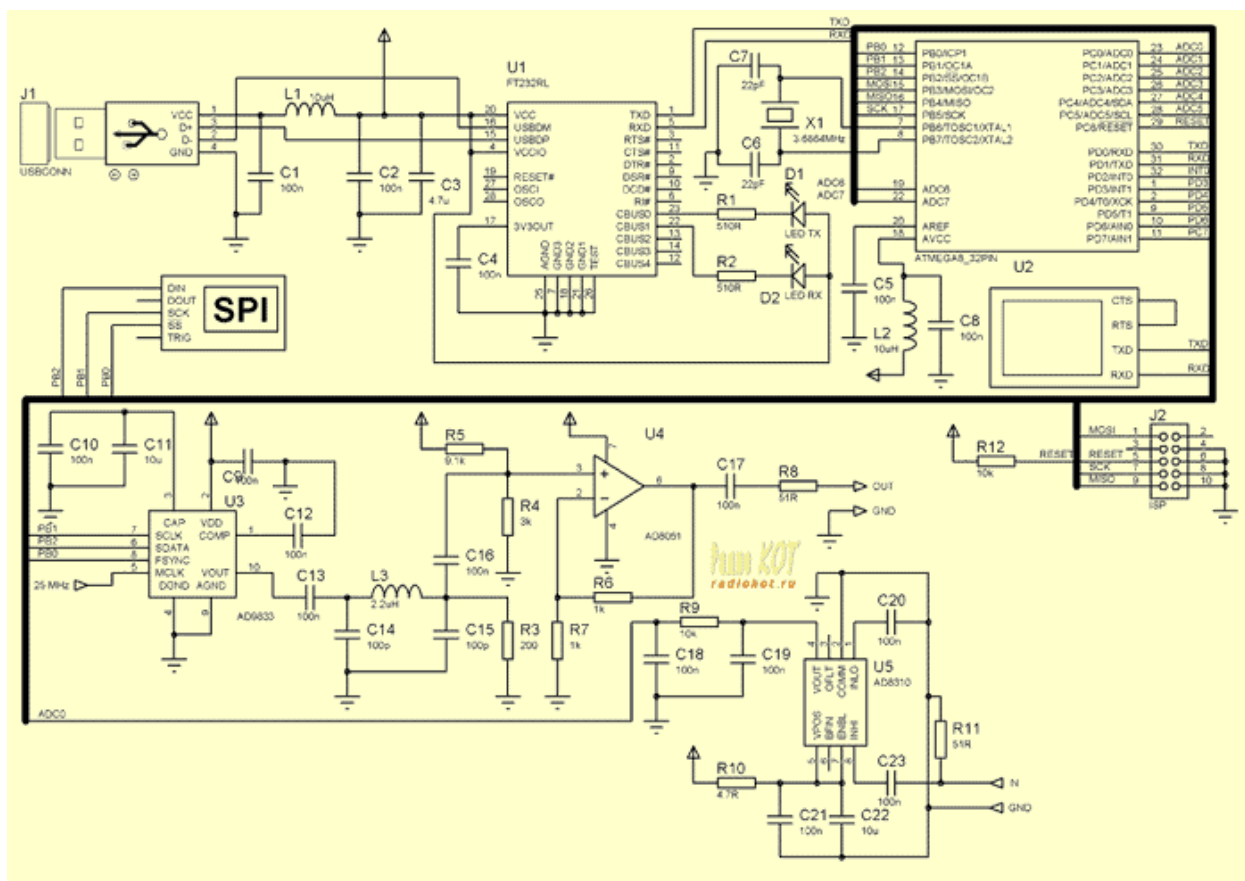


Рисунок 3.5 – Схема генератора-вимірювача АЧХ на AD9833

В даній схемі мене цікавить верхня частина: роз'єм USB, підключений до нього перетворювач інтерфейсів FT232RL, мікроконтролер ATmega8 і роз'єм для програматора J2. Автор докладє до схеми прошивку для мікроконтролерів, що дозволяє здійснювати обмін даними між мікроконтролером і персональним комп'ютером і проводить розрахунок значення напруги на аналогово-цифровому перетворювачі [30].

3.2 Електричні розрахунки елементів схеми

В якості підсилювача біопотенцілов використовуую схему підсилювача кардіосигналу на інструментальному підсилювачі INA332, показану на рис. 3.2. Дана схема має в своєму складі підсилувальний каскад на інструментальному підсилювачі DA2 (рис. 3.6) з коефіцієнтом передачі, що задається резисторами R5, R1 і R2. C1 служить для розв'язки каскадів підсилювача по постійному струму для запобігання накопичення напружень зсуву нуля. Операційний підсилювач DA1.1 з підключеним до нього реостатом R14 (контакт «b») служить для встановлення нульового рівня для DA2. DA1.2 виступає в якості підсилювача нейтралізації, на його прямий вхід подається середнє значення напруги з прямого і інверсного входів DA2 через резистори R3, R4. На DA1.3 побудований активний інвертується фільтр нижніх частот з частотою зрізу 50 Гц. Коефіцієнт передачі фільтра задається резисторами R9 і R7 (при R8 = R7). Через R6 на прямий вхід DA1.3 подається напруга установки нуля (контакт «b»). Вхідний сигнал подається через роз'єм ХР1.

Треба зробити перерахунок коефіцієнта посилення для можливості застосування в якості підсилювача електроенцефалографічного сигналу.

Коефіцієнт посилення виберу таким, щоб при максимальному рівні вхідного сигналу близько 200 мкВ підсилювачі з напругою живлення в 5 В не входили в насичення при зміщенні нульового рівня на 2.5 В:

$$K = \frac{U_{\text{вих}}}{U_{\text{вх}}} = \frac{5 \text{ В}}{\frac{5 \text{ В}}{2,5 \text{ В}} \cdot 200 \cdot 10^{-6} \text{ В}} = 12500 \quad (3.1)$$

Посилення відбуватиметься на двох каскадах: на інструментальному підсилювачі і на активному фільтрі нижніх частот.

Спочатку розрахую коефіцієнт посилення фільтра:

$$K = -\frac{R9}{R7} = \frac{1 \text{ МОм}}{100 \text{ кОм}} = 100 \quad (3.2)$$

Таким чином коефіцієнт посилення інструментального підсилювача має дорівнювати 125.

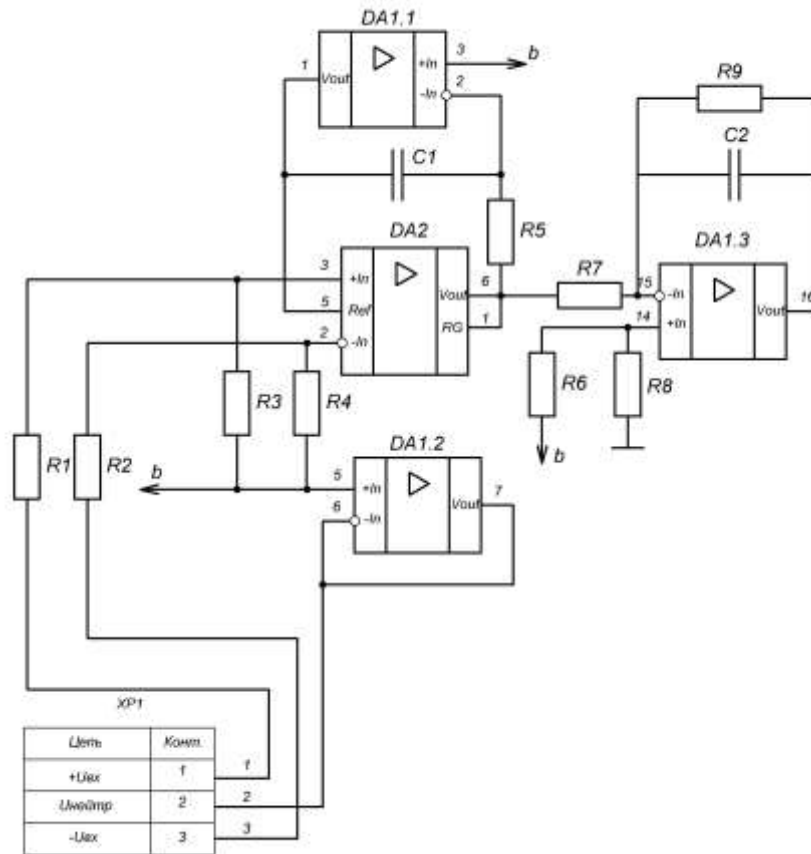


Рисунок 3.6 – Схема електрична принципова підсилювача біопотенціалів

Коефіцієнт посилення інструментального підсилювача при короткозамкнених виводах 1 і 6 визначається за формулою:

$$K = 5 + 5 \cdot \frac{R5}{R1} \quad (3.3)$$

Поставивши собі за опором $R5 = 1 \text{ МОм}$ розрахую номінал $R1$:

$$R1 = 5 \cdot \frac{R5}{K - 1} = 5 \cdot \frac{10^6 \text{ Ом}}{125 - 1} = 39 \text{ кОм} \quad (3.4)$$

Опір резистора R2 дорівнює опору резистора R1. Номінали інших елементів схеми взяті з схеми оригіналу (рис. 3.2).

Як схеми з'єднання мікроконтролера з персональним комп'ютером використовую частину схеми, показаної на рис. 3.5. Результуюча схема показана на рис. 3.6.

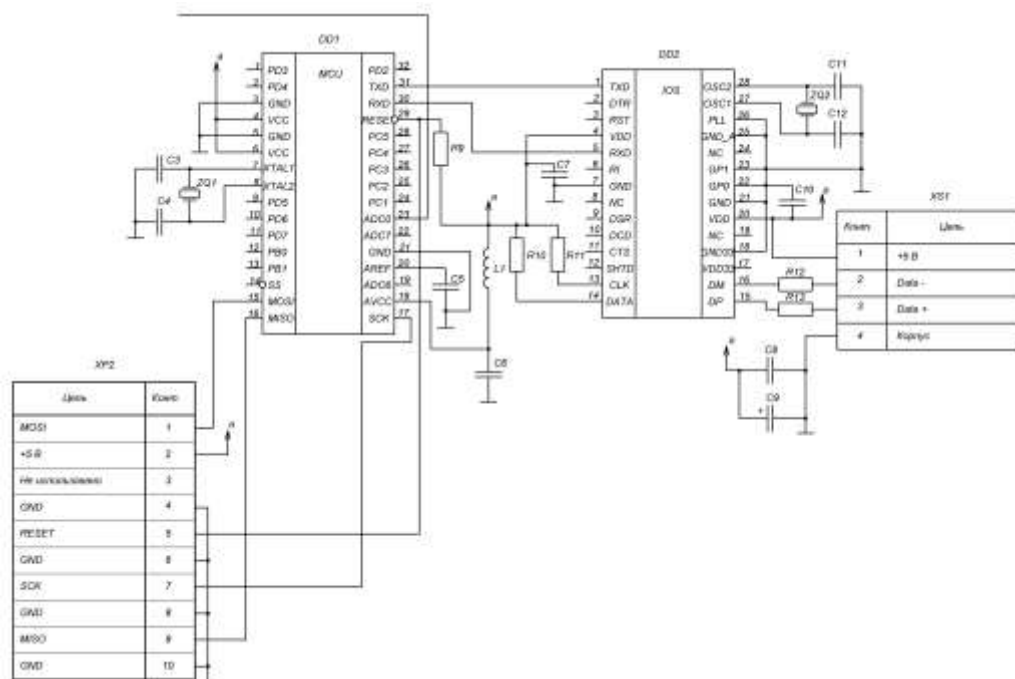


Рисунок 3.6 – Схема електрична принципова з'єднання мікроконтролера з персональним комп'ютером

Аналоговий сигнал, що надходить з підсилювача біопотенціалів, через вивід 23 мікроконтролера надходить на аналогово-цифровий перетворювач. Необхідно розрахувати ваговий коефіцієнт біта при опорному напрузі 5 В для 10-бітного аналогово-цифрового перетворювача:

$$K_{\text{біту}} = \frac{U_{\text{оп}}}{2^{N_{\text{раз}}}} = \frac{5 \text{ В}}{2^{10}} = 4,8828125 \text{ мВ} \quad (3.5)$$

Результуюча схема електрична принципова ГЮИК.941312.114 ЕЗ знаходиться в додатку Б, перелік елементів ГЮИК.941312.114 ПЕ в додатку В.

4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО КОДУ ЗАСОБУ ОБРОБКИ НЮХОВИХ ВИКЛИКАНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

4.1 Зчитування даних електроенцефалограми з файлу

Для отримання сигналів і заголовної інформації з файлу використовується функція $[data, header] = readEDF(filename)$. Ця функція заносить в `header` інформацію з файлу: дані про пацієнта, частоту дискретизації, одиниці вимірювання та ін., А в матрицю `data` заносить масиви сигналів.

З заголовної інформації нас цікавлять кількість записів `header.records`, частота дискретизації `header.samplerate (1,1)` і заголовки відведень `header.labels {1,1}`. Сигнал отримуємо з матриці `data {1,1}` [31].

Зробимо розрахунок частоти Найквіста $f_N = samplerate \cdot 2$ і періоду дискретизації $T_d = 1 / samplerate$. Отримаємо масив часу запису `time = 0.0025: time_step: records`.

4.2 Фільтрація сигналу

Зробимо фільтрацію сигналу для видалення неінформативних складових і мережевих наведень за допомогою нерекурсівние фільтра нижніх частот. Для цього використовуємо функцію $y = filtfilt(b, a, x)$, де a і b - коефіцієнти фільтра (для нерекурсівние фільтра $a = 1$).

Коефіцієнти b отримаємо за допомогою функції $b = fir1(n, Wn, ftype)$, де n - порядок фільтра, Wn - нормована частота зрізу, $ftype$ - тип фільтра (не вказувати для фільтра нижніх частот).

Виберемо порядок фільтра $n = 1000$, частоту зрізу $f_S = 40$ і розрахуємо нормовану частоту зрізу як f_S / f_N . Зробимо фільтрацію $y = filtfilt(b, a, data\{1,1\})$.

Відобразимо початковий сигнал і сигнал після фільтрації на графіках. Для побудови графіка використовуємо функцію `plot (X, Y, LineSpec)`, де `X` і `Y` - масиви значень, `LineSpec` - тип лінії.

Допоміжними функціями для побудови графіка є `figure (Name, Value)` для створення нового вікна побудови графіка, `title (txt)`, `xlabel (txt)` і `ylabel (txt)` для створення заголовка і підписів осей і `grid on` для включення координатної сітки.

4.3 Отримання спектральних характеристик сигналу

Амплітудний спектр сигналу отримаємо за допомогою функції, що використовує дискретне швидке перетворення Фур'є $Y = \text{fft}(X)$. Отримаємо модуль розрахованих коефіцієнтів функцією `abs (x)`, відкинувши уявну частину.

Розрахуємо масив частот $f = -fd / 2 : fd / (\text{length}(y) - 1) : fd / 2$ для побудови графіка (де $fd = \text{samplerate}$, частота дискретизації). При побудові графіка за допомогою `plot ()` використовуємо функцію `fftshift` для зміщення коефіцієнтів Фур'є так, щоб нульова частота виявилася по центру. Використовуємо `figure (Name, Value)` для створення нового вікна побудови графіка, `title (txt)`, `xlabel (txt)` і `ylabel (txt)` для створення заголовка і підписів осей.

Розрахуємо періодограма функцією `[pxx, f] = periodogram (x, window, f, fs)`, де `pxx`, `f` - масиви отриманих спектральної щільності потужності і відповідних частот; `x` - вихідний сигнал, `window` - вікно, `f` - частоти, `fs` - частота дискретизації.

Відобразимо отриману періодограма функцією `plot (fp, P)` і в окремому вікні, створеному `figure ('Name', 'Periodogram')` і додамо підписи `xlabel ('Frequency, Hz')`, `ylabel ('Power spectral density, dB')`.

Спектрограма розраховується і відображається на графіку функцією `specgram (a, nfft, fs)`, де `a` - вихідний сигнал, `nfft` - кількість коефіцієнтів, що

Фур'є, f_s - частота дискретизації. Функцією `figure` ('Name', 'Spectrogram') створимо нове вікно, в якому відобразимо спектрограму графічно.

Автокорреляційну функцію побудуємо за допомогою функції `xcorr` (y). Масив тимчасових зрушень τ розрахуємо як $-\text{length}(\text{AKF}) / 2 : (\text{length}(\text{AKF}) / 2) - 1$, де `length` (n) - функція, яка повертає кількість елементів масиву.

Відобразимо автокорреляційну функцію на графіку функцією `plot` (τ , AKF) в окремому вікні, створеному `figure` ('Name', 'Autocorrelation function') і додамо підписи на осях `xlabel` ('Time, s'), `ylabel` ('Power, μV^2 ').

4.4 Отримання статистичних характеристик

Для знаходження мінімального і максимального елементів в масиві скористаємося функціями `min` (y) і `max` (y). Отримані значення занесемо в змінні `Min` і `Max`. Розмах отримаємо за допомогою функції `range` (y), занесемо в змінну `Delta`.

Математичне сподівання отримуємо функцією `mean` (y) і заносимо в змінну `M`. Середньоквадратичне відхилення SKO розраховуємо функцією `std` (y, 1), а дисперсію `D` як його квадрат SKO^2 . Коефіцієнт варіації `V` отримаємо як відношення SKO / M .

Для виведення на екран отриманих значень скористаємося функцією виведення діалогового вікна `msgbox` (Text, Title), де `Text` - відображається всередині вікна текст, `Title` - заголовок.

Для перетворення числових типів даних в текстовий використовуємо функцію приведення типів `num2str` (value, style), де `value` - значення, яке потрібно, `style` - стиль одержуваного числа. Задамо стиль як `style = gallery` ('normaldata', 2,0), тобто у вигляді числа з крапкою і двома символами після коми.

Для наочності додамо текстові пояснення до даних зробивши конкатенацію рядків функцією `strcat` (text1, text2).

Сформуємо відображаються рядки повідомлення:

```
mess1 = strcat ('Min =', num2str (Min, style));
```

```
mess2 = strcat ('Max =', num2str (Max, style));
```

```
mess3 = strcat ('Range =', num2str (Delta, style));
```

```
mess4 = strcat ('Mean =', num2str (M, style));
```

```
mess5 = strcat ('Standard deviation =', num2str (SKO, style));
```

```
mess6 = strcat ('Dispersion =', num2str (D, style));
```

```
mess7 = strcat ('Coefficient of variation =', num2str (V, style)).
```

Виведемо їх на екран додавши заголовок 'Statistics':

```
f = sgbox ({mess1, mess2, mess3, mess4, mess5, mess6, mess7},  
'Statistics').
```

Повий код засобу обробки нюхових викликаних потенціалів наведений у додатку В.

5 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ КОМПЛЕКСУ

5.1 Моделювання роботи підсилювача біопотенціалів

Моделювання роботи схеми проводилося в середовищі NI Multisim 13.0 [32]. Схема для моделювання показана на рис. 5.1.

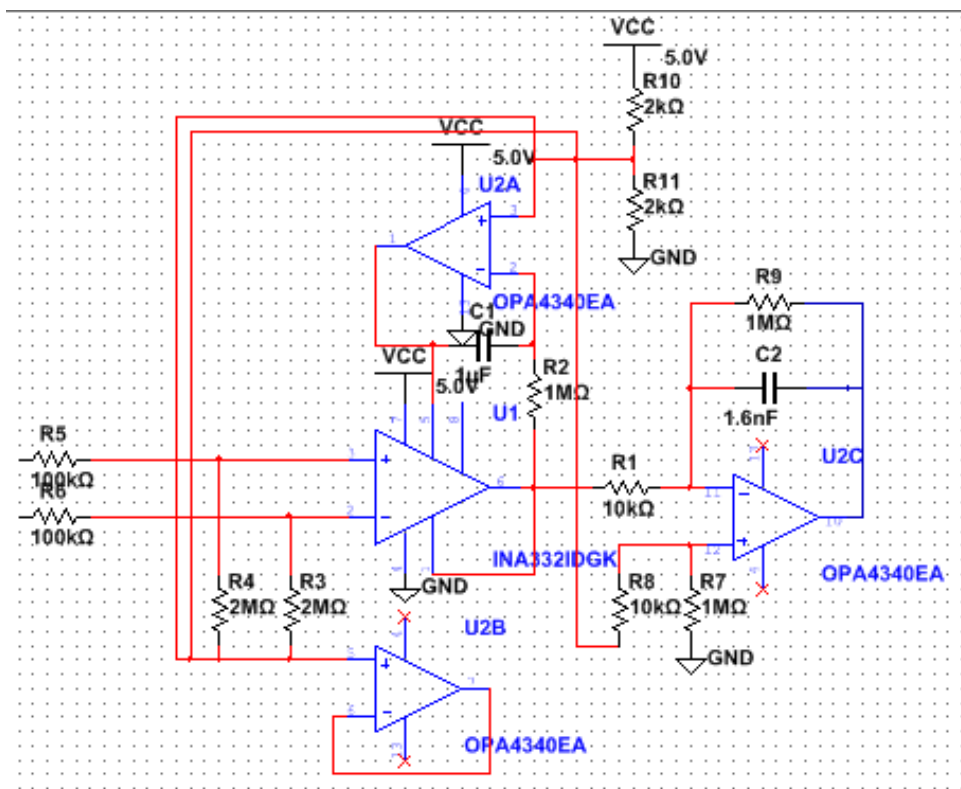


Рисунок 5.1 – Схема моделювання роботи підсилювача біопотенціалів

Проведу перевірку реакції схеми на подачу на її входи синфазних сигналу з частотою 50 Гц і діючим значенням напруги 5В (рис. 5.2).

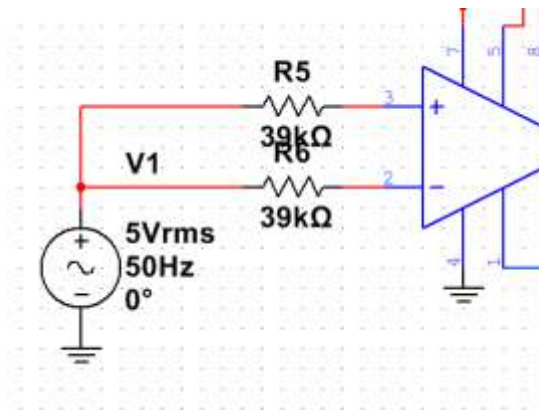


Рисунок 5.2 – Симуляція синфазної перешкоди

Осцилограми вхідного і вихідного сигналу показані на рис. 5.3.

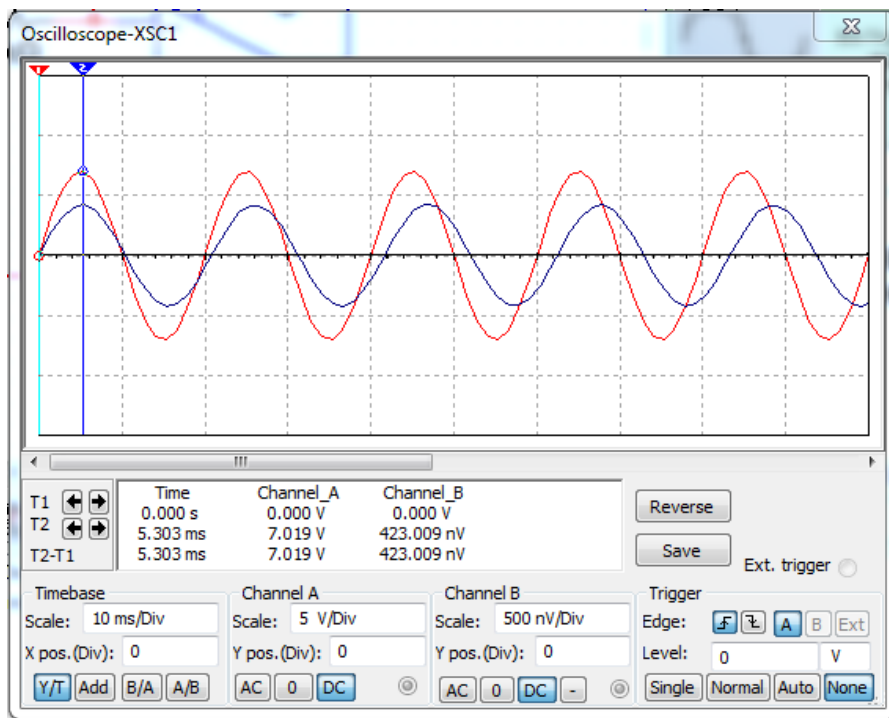


Рисунок 5.3 – Осцилограма реакції схеми на синфазну перешкоду

Як видно по осцилограмі придушення синфазної перешкоди відбувається в порядку 10^7 раз. Також помітно що через наявність частотно-залежних елементів (конденсаторів) відбувається зміна частоти вихідного сигналу.

Схема подачі на вхід схеми диференціального сигналу показана на рис. 5.4. Осцилограма вихідного і вхідного сигналу показана на рис. 5.5.

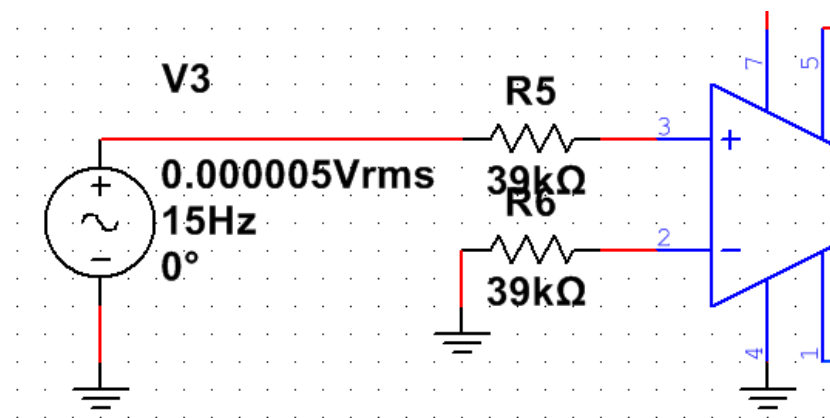


Рисунок 5.4 – Схема подачі диференціального сигналу

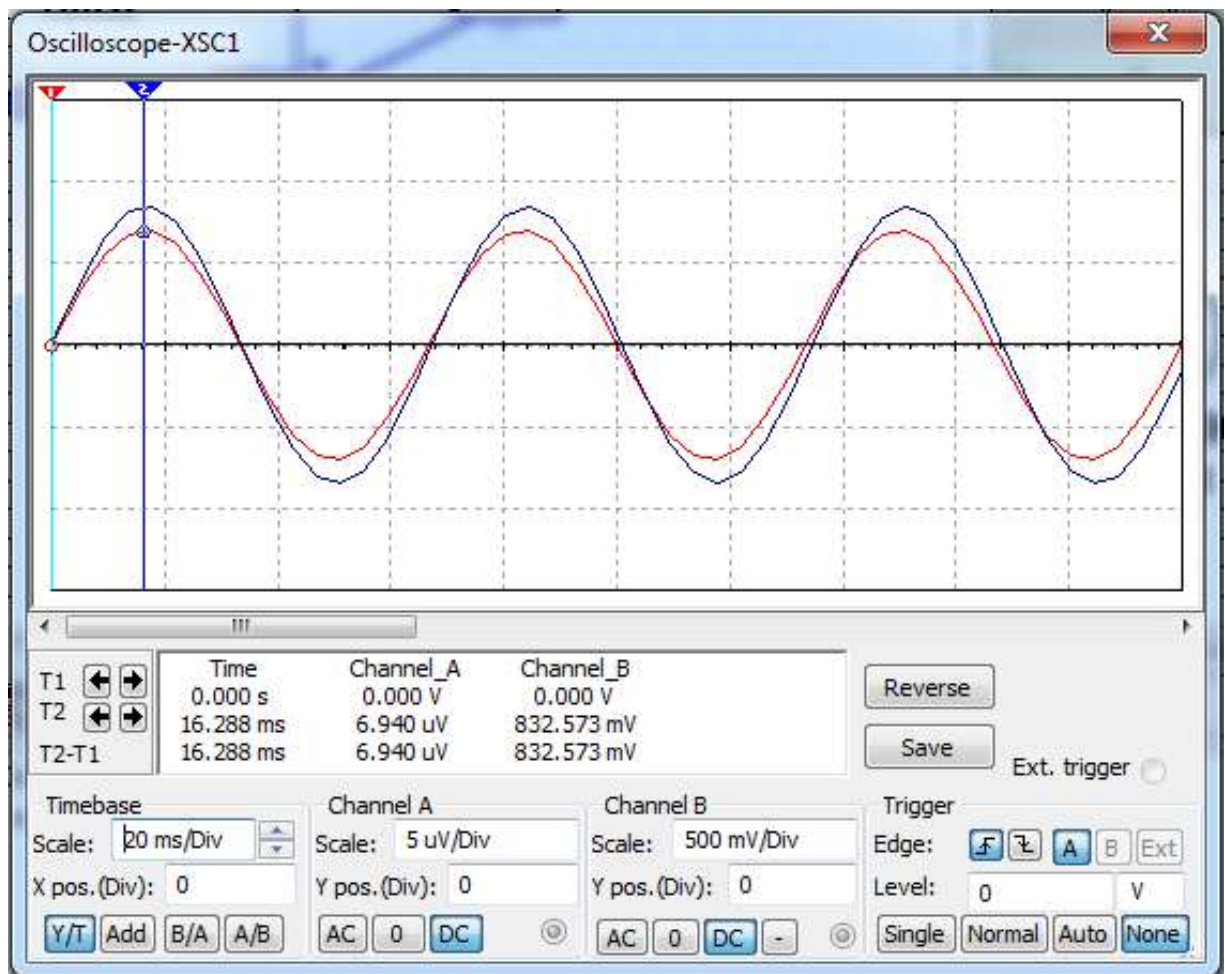


Рисунок 5.5 – Осцилограма реакції схеми на диференційний сигнал

Коефіцієнт посилення синфазного сигналу дорівнює:

$$K_{yc} = \frac{U_{ввых}}{U_{вх}} = \frac{832,537 \text{ мВ}}{6,940 \text{ мкВ}} = 119967.3 \approx 125000 \quad (5.1)$$

Проведу перевірку реакції схеми на синфазну перешкоду при внесенні асиметрії у вхідні ланцюг (рис. 5.6). Для цього на прямий вхід підсилювача послідовно підключаю додатковий опір $R3 = 5 \text{ кОм}$. Отримана осцилограма показана на рис. 5.7. Придушення синфазної перешкоди відбувається в порядку 10^5 раз, що показує що асиметрія зменшує коефіцієнт придушення синфазного сигналу, але ставлення сигнал/шум все ще залишається досить великим (близько 100 дБ).

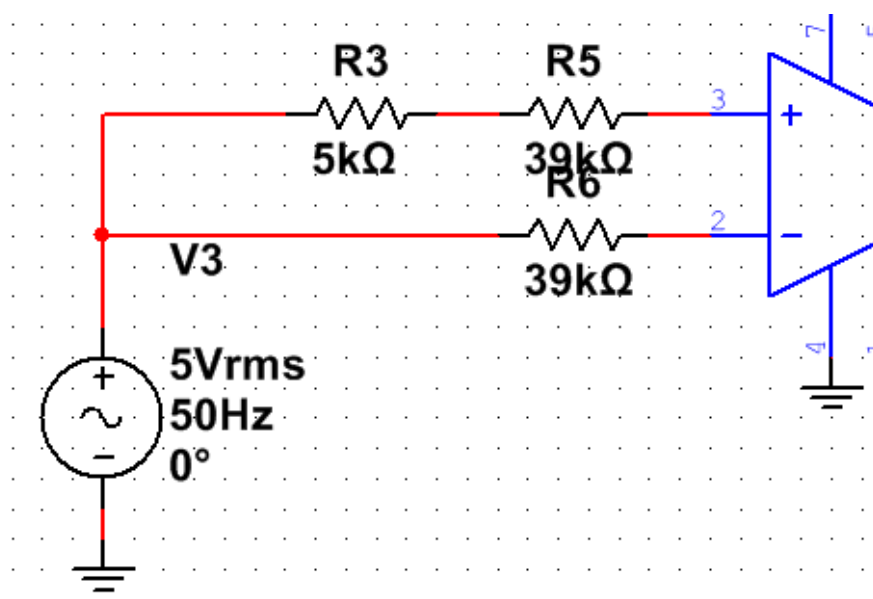


Рисунок 5.6 – Схема подачі синфазного сигналу при асиметрії вхідного ланцюга

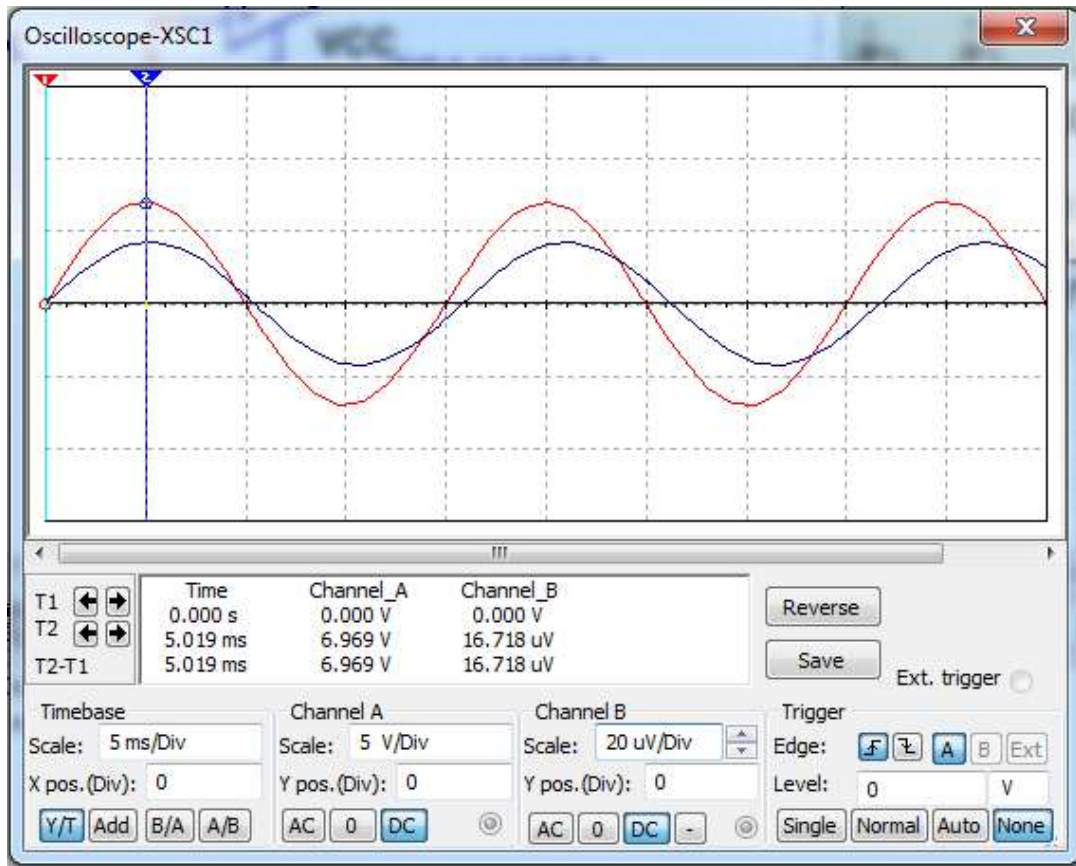


Рисунок 5.7 – Осцилограма реакції схеми на синфазний сигнал при асиметрії вхідного ланцюга

5.2 Моделювання роботи засобу обробки нюхових викликаних потенціалів

Проведемо моделювання роботи фільтра за допомогою сигналу, який складається з двох синусоїд: за амплітудою 10 В та частотою 12 Гц, та з амплітудою 40 та частотою 50 Гц. Сформуємо їх за допомогою коду $x = 10 \cdot \sin(12 \cdot 2 \cdot \pi \cdot \text{time}) + 40 \cdot \sin(50 \cdot 2 \cdot \pi \cdot \text{time})$.

Побудуємо графік цього сигналу (рис. 5.8).

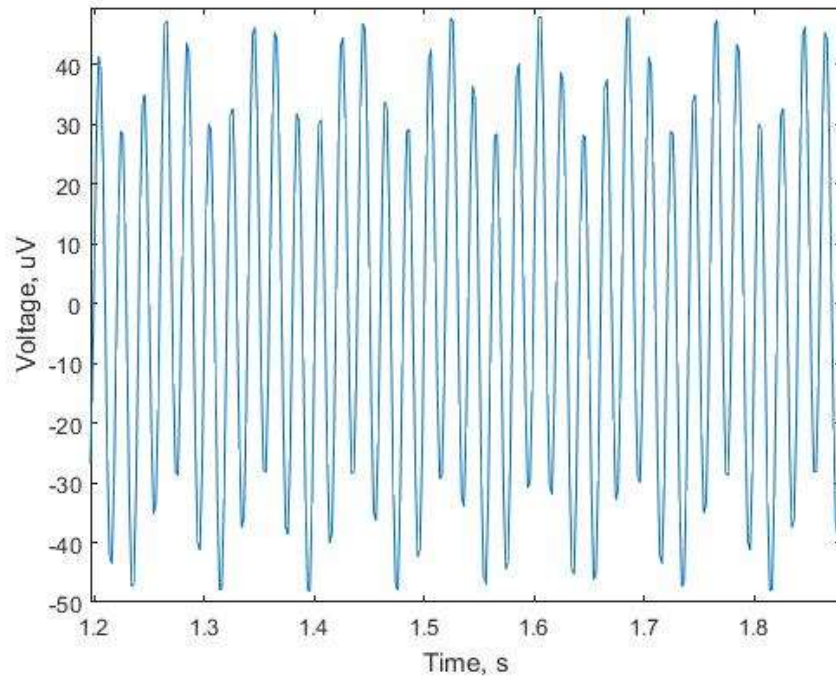


Рисунок 5.8 – Графік сигналу

Проведемо фільтрацію сигналу за допомогою фільтра нижніх частот з частотою зрізу 40 Гц розрахованого раніше. Побудуємо графік цього сигналу (рис. 5.9).

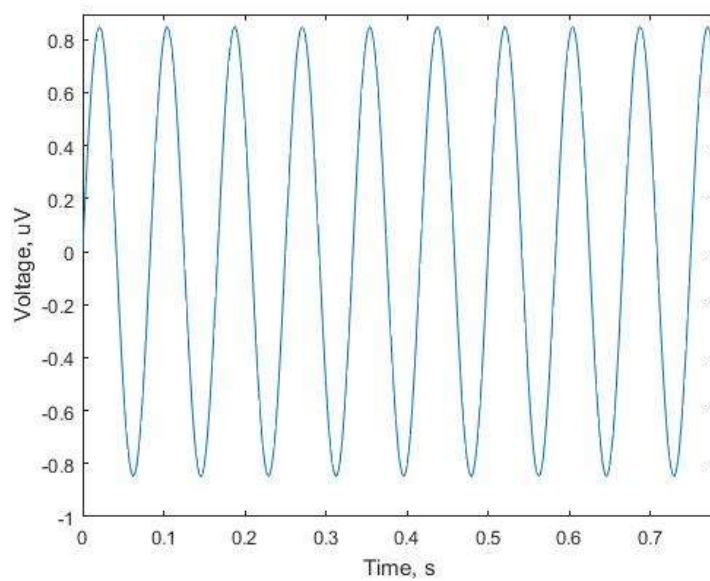


Рисунок 5.9 – Графік відфільтрованого сигналу

Можна побачити, що після фільтрації сигнал придбав вигляд синусоїди з частотою близькою 12 Гц.

Отримаємо амплітудні спектри обох сигналів для порівняння (рис. 5.10 та рис. 5.11).

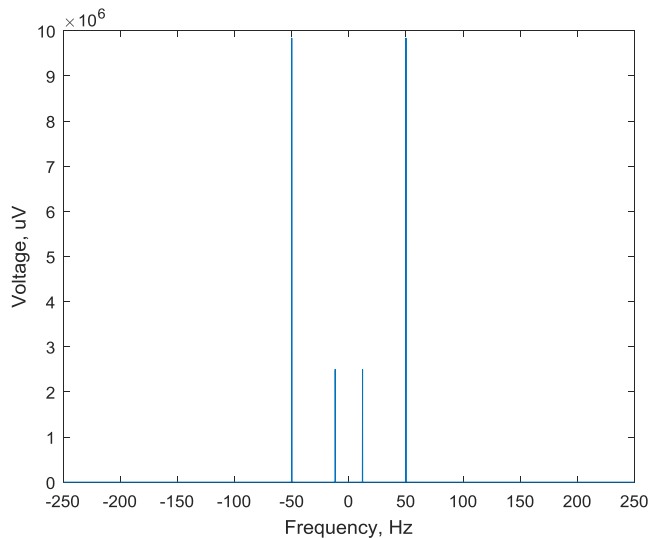


Рисунок 5.10 – Амплітудний спектр оригінального сигналу

Спектр оригінального сигналу складається з двох частот: на 12 на 50 Гц, на спектрі сигналу після фільтрації залишилася лише одна складова з частотою 12 Гц.

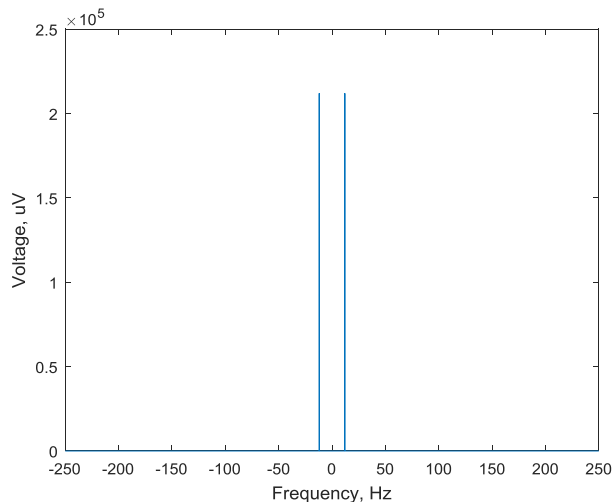


Рисунок 5.11 – Амплітудний спектр сигналу після фільтрації

Періодограма (рис. 5.12) повторює спектр сигналу, тому що для сигналу, спектр якої складається з однієї складової усереднення не вносить змін.

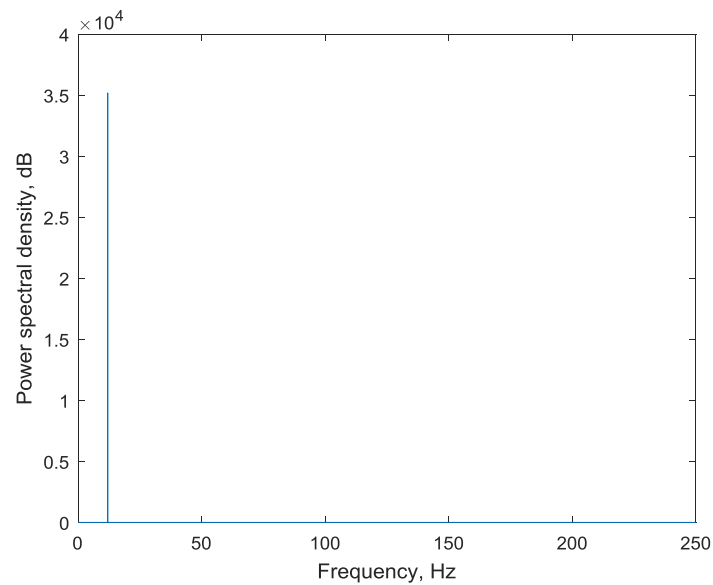


Рисунок 5.12 – Періодограма

Спектрограма має вигляд, показаний на рис. 5.13.

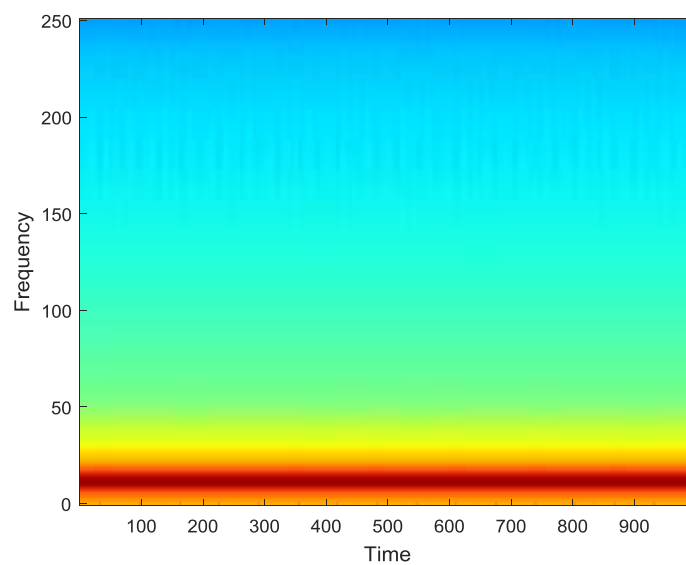


Рисунок 5.13 – Спектрограма

Автокореляційна функція має вигляд, показаний на рис. 5.14. Для того, щоб краще побачити її форму збільшимо масштаб (рис. 5.15).

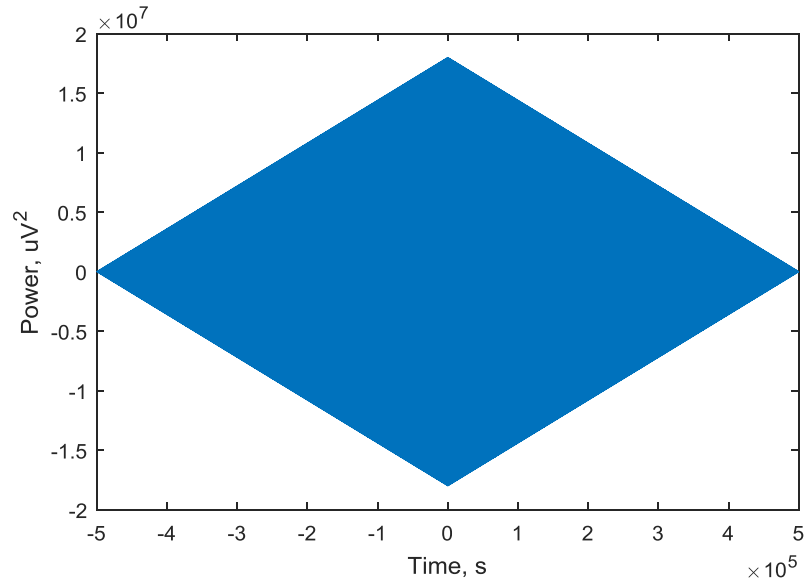


Рисунок 5.14 – Автокореляційна функція

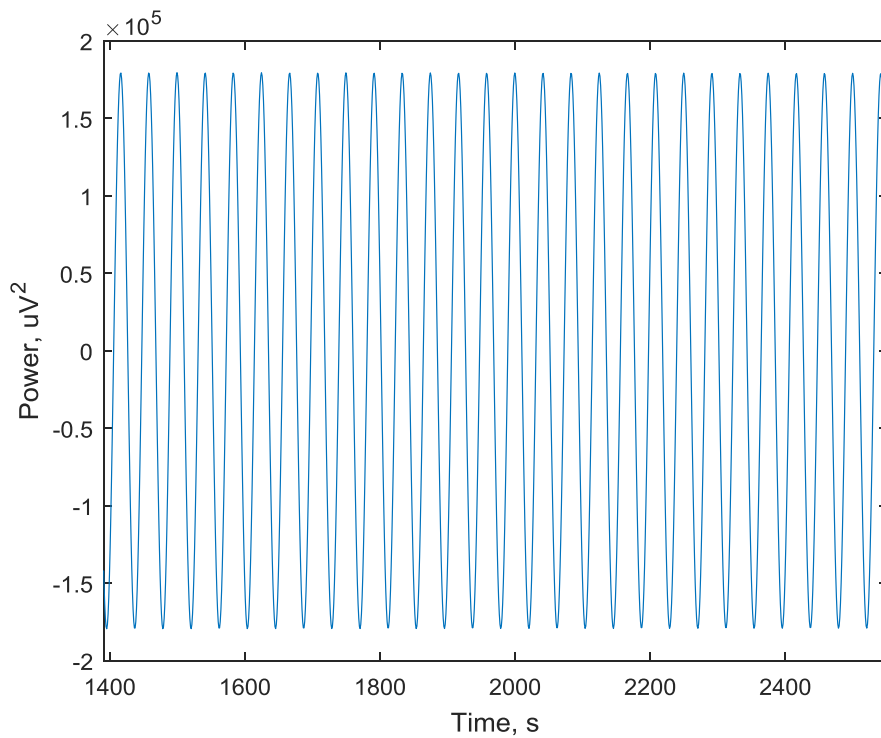


Рисунок 5.15– Автокореляційна функція (у збільшеному масштабі)

ВИСНОВКИ

У першому розділі атестаційної роботи були розглянуті анатомічні та фізіологічні особливості головного мозку. Проаналізовано існуючі методи реєстрації електричної активності мозку, обґрунтований вибір електроенцефалографії як методу дослідження. Проведено короткий аналіз можливостей електроенцефалографії і поставлена задача розробки програмно-апаратного засобу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів і складені основні вимоги.

У другому розділі проведено аналіз принципів побудови пристроїв для реєстрації електричної активності мозку, виділені основні блоки, а саме блок реєстрації, мікроконтролер і перетворювач інтерфейсів; розроблена схема електрична структурна ГЮИК.941312.115 Э1. Проаналізовані основні методи обробки сигналу та розроблена схема програми.

У третьому розділі проведено аналіз відомих схемотехнічних рішень для вирішення завдань, сформульованих при розробці структурної схеми, проведені розрахунки елементів підсилювача біопотенціалів і розрахунок ваги розряду аналогово-цифрового перетворювача. Розроблено схема електрична принципова ГЮИК.941312.115 Э3 і перелік елементів ГЮИК.941312.115 ПЭ до неї.

У четвертому розділі розроблений код програмного засобу для обробки сигналу.

У п'ятому розділі проведено моделювання підсилювача біопотенціалів в середовищі моделювання NI Multisim 13.0 та моделювання роботи програми за допомогою штучного сигналу.

Таким чином, в ході виконання атестаційної роботи було обґрунтовано доцільність розробки програмно-апаратного комплексу для реєстрації нюхових викликаних потенціалів і розроблено пристрій з комплектом конструкторської документації. Характеристики отриманого пристрою: коефіцієнт передачі: 12500; частотний діапазон: 0 ... 40 Гц; вхідний опір: 10^{13}

Ом; кількість каналів: 1; інтерфейс передачі даних: USB; напруга живлення: 5 В (від USB). Також розроблений програмний засіб, який реалізує такі методи обробки сигналу як: попередня фільтрація; отримання спектральних характеристик сигналу, а саме спектру, періодограми, спектрограми, автокорелограми; отримання статистичних характеристик сигналу.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Карпов М. Интерфейсы «мозг-компьютер» [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://lenta.ru/articles/2015/04/04/interface>, 2015
2. Аврунин О.Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания: монография / О. Г. Аврунин, Р. С. Томашевский, Х. И. Фарук. – Харьков, ХНАДУ. – 2015. – 208 с.
3. Avrunin O.G., Nosova Y.V., Paliy V.G., Shushlyapina N.O., Kalimoldayev M., Komada P., Sagymbekova A., Study of the air flow mode in the nasal cavity during a forced breath. Proceedings Volume 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017; 104453H.
4. Avrunin O.G., Nosova Y.V., Shushlyapina N.O., Zlepko S.M., Tymchyk S.V., Hotra O., Imanbek B., Kalizhanova A., Mussabekova A., Principles of computer planning in the functional nasal surgery. Przegląd Elektrotechniczny 93(3)/2017, 140-143.
5. Аврунін О.Г., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О., Шушляпіна Н.О. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський., В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. – Харьков: ХНУРЕ, 2018. – 125 с.
6. Avrunin, O., Shushlyapina, N., Nosova, Y., Bogdan, O. (2016), "Olfactometry diagnostic at the modern stage", Bulletin of NTU "KhPI". Series: New solutions in moderntechnologies, NTU "KhPI", Kharkiv, No. 12 (1184), pp. 95-100, doi:10.20998/2413- 4295.2016.12.13.
7. Nosova, Ya. V. A tool for researching respiratory and olfaction disorders / Ya. V. Nosova, Kh. I. Faruk, O. G. Avrunin // Telecommunications and Radio Engineering (English translation of Elektrosvyaz and Radiotekhnika). – 2018. – Vol. 77 (15). – P. 1389–1395. DOI: 10.1615/TelecomRadEng.v77.i15.90

8. Аврунин О.Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О. Г. Аврунин, В. В. Семенец, П. Ф. Щапов // Радиотехника. – 2011. – №164. – С. 102-107.
9. Avrunin, O.G. Method of expression of certain bacterial microflora mucosa olfactory area / O. G. Avrunin, N. O. Shushlyapina, Y. V. Nosova, W. Surtel, A. Burlibay, M. Zhassandykyzy // Proc. SPIE 9816, Optical Fibers and Their Applications. 2015. 98161L (December 18, 2015); doi:10.1117/12.2229074.
10. Носова, Я. В. Определение микрохарактеристик воздушного потока в носовой полости при дыхании / Я. В. Носова, О. Г. Аврунин, Х. И. Фарук // Вестник НТУ «ХПИ», Серия: Новые решения в современных технологиях. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2018. – № 16 (1292). – С. 122-127. – doi:10.20998/2413-4295.2018.16.19.
11. Блум Ф. Мозг, разум и поведение [Текст] / Ф. Блум, А. Лейзерсон, Л. Хофстедтер – М., 1988
12. Ярош А. А. Нервные болезни [Текст] / Ярош А. А. – Киев.:Вища школа, 1985
13. Гусев Е. И. Неврология и нейрохирургия. 4-е издание [Текст] / Е.И. Гусев, А.Н. Коновалов, В.И. Скворцова – Москва: Медицина, 2015
14. Жирмунская Е.А. Клиническая электроэнцефалография [Текст] / Е. А. Жирмунская – М.: МЭЙБИ, 1991
15. Заболотных В. А. Практический курс классической клинической электроэнцефалографии [Текст] / В. А. Заболотных – СПб: Петро-РИФ, 1998
16. Зенков Л. Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) [Текст] / Л. Р. Зенков – Москва: Медпресс-информ, 2012
17. Шеповальников А. Н Устройство для оценки патологических изменений в системной деятельности мозга [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://bd.patent.su/2177000-2177999/pat/servlet/servlet147b.html>, 2002
18. Конспект лекцій з дисципліни «Методи обробки біомедичної інформації. Ч.2 Методи обробки біомедичних сигналів» для студентів усіх

форм навчання спеціальності 163 «Біомедична інженерія» [Електронне видання] / Упоряд. Жемчужкіна Т.В. – Харків: ХНУРЕ, 2017.

19. Методичні вказівки до лабораторних робіт з дисципліни «Методи обробки біомедичної інформації. Ч.2 Методи обробки біомедичних сигналів» для студентів усіх форм навчання спеціальності 163 «Біомедична інженерія» [Електронне видання] / Упоряд. Жемчужкіна Т.В., Козіна О.А. – Харків: ХНУРЕ, 2017. – 104 с.

20. Ренхайм Г. Электроэнцефалограф [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.findpatent.ru/patent/88/880241.html>, 1978

21. Инструментальные усилители | Analog Device [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.analog.com/ru/products/amplifiers/instrumentation-amplifiers.html>, 2017

22. Чистяков А. Инструментальные усилители [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://www.compitech.ru/html.cgi/arhiv/03_05/stat_28.htm, 2005

23. AD620. Техническое описание [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>, 2017

24. INA332. CMOS Instrumentation Amplifier. Datasheet [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.tij.co.jp/jp/lit/ds/symlink/ina332.pdf>, 2017

25. Микроконтроллер – Википедия [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://ru.wikipedia.org/wiki/Микроконтроллер>, 2016

26. PIC16F87X. 28/40-Pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/30292D.pdf>, 2017

27. PIC-MT-USB [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://www.olimex.com/Products/PIC/Development/PIC-MT-USB>, 2017

28. Atmel ATmega8 AVR-microcontroller. Datasheet [Электронный ресурс] / Режим доступа: http://www.atmel.com/Images/Atmel-2486-8-bit-AVR-microcontroller-ATmega8_L_datasheet.pdf

29. Радиокот: Генератор-измеритель АЧХ на AD9833 [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://radiokot.ru/circuit/digital/measure/32>, 2010

30. Sharkin A Reading and saving of data in the EDF+ [Электронный ресурс] / Режим доступа: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/38641-reading-and-saving-of-data-in-the-edf+> / 08.05.2012 – Загол. з экрану.

31. Шестеркин А. Н. Система моделирования и исследования радиоэлектронных устройств Multisim 10 [Текст] / А. Н. Шестеркин – Москва: ДМК Пресс, 2015.