

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Радіотехнічний факультет

Кафедра радіоінженерії

До захисту допущено:

В.о. завідувача кафедри

_____ Сергій МАРТИНЮК

«___» _____ 20 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньою програмою «Радіосистемна інженерія»

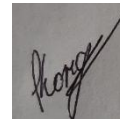
спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

на тему: «Портативний електроенцефалограф»

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи РС-81

Кондрашин Максим Романович



Керівник:

Доцент, к.т.н., Гусєва Олена Володимирівна



Рецензент:

ст.викл.каф.ПРЕ Головня Вікторія Мілентіївна

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2022 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра радіоінженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Спеціальність – 172 Телекомунікації та радіотехніка
за освітньою програмою «Радіосистемна інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Сергій МАРТИНЮК

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ
на дипломний проєкт студенту
Кондрашину Максиму Романовичу

1. Тема проєкту «Портативний електроенцефалограф», керівник проєкту Гусєва О.В., Доцент, к.т.н , затверджені наказом по університету від «01»червня 2022 р.

№822-с

2. Термін подання студентом проєкту 17 червня 2022 року

3. Вихідні дані до проєкту :

мінімальна роздільна задтність50мкВ;

кількість розрядів АЦП, не менше8;

мінімальна кількість датчиків8;

нелінійність АЦП, не більше0,1%;

4. Перелік ілюстративного матеріалу: схеми увімкнення пристроїв, фото аналогів, схеми електричні принципи, графік частотної смуги.

5. Зміст пояснювальної записки :

1. Глосарій.

2. Вступ.

3. Особливосту реєстрації ЕГГ В системі «МОЗОК – КОМП'ЮТЕР».

4. Огляд аналогів НКІ та їх основних характеристики.
5. Схемотехнічні рішення та інтерфейси
6. Висновок.

7. Дата видачі завдання 16 лютого 2022 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Аналіз ТЗ та огляд існуючих рішень	01.05.2022 – 06.05.2022	
2	Розгляд аналогових пристроїв	06.05.2022 – 13.05.2022	
3	Вибір елементної бази	14.05.2022 – 20.05.2022	
4	Схемотехнічні рішення	20.05.2022 – 12.06.2022	
5	Висновок	13.05.2022 – 17.06.2022	
6			
7			

Студент

Максим Романович КОНДРАШИН

Керівник

Олена Володимирівна ГУССВА

Анотація

Обсяг дипломної роботи – 56 сторінок, 39 ілюстрацій, 2 таблиць, 11 джерел за переліком посилань.

Нейро-комп'ютерний інтерфейс – це комплекс, що надає змогу обмінюватись інформацією між мозком людини та електронним пристроєм. З його допомогою можна детектувати біопотенціали мозку, з наступним збереженням та аналізуванням даних. Сигнали можуть бути зняті у будь яких фізичних станах людини(бадьорість, втома, хвороби, сну і т.д.)

Методів використання такого типу взаємозв'язку людини і комп'ютера є безліч. Портативні електроенцефалографи допоможуть у діагностичних, реабілітаційних процесах у медицині, та керування системами у техніці.

Метою дипломної роботи є конструювання системи JediF, для детектування та попередньої обробки наведених потенціалів. З наступною передачею даних на комп'ютер. Для перетворення аналогових сигналів використовується АЦП.

Ключові слова: людино-комп'ютерна взаємодія, інтерфейс «Мозок – Комп'ютер», електроенцефалограма (ЕЕГ), сигнали активності мозку.

ABSTRACT

Interface Brain Computer – this is complex, which help to exchange information from brain to computer, or any electronic device. With this device we can detect biopotential from skull skin, and recognize human brain activity like(stress, sleep and disease etc.)

We can find a lot of interesting application to use this interface. But main aim of JediF is use this for medical and engineering task, like detect emotional condition and use brain wave to control mechanical and electronics device.

Main task of this project, was developing chip and effective portable EEG system to detect and pry-analizing skin potential, convert from analog to digital signal and transmit it to computer.

Key words: Human-computer interface, Brain Computer Interface(BCI), Electroencephalography (EEG), neuro computer interface.

**Пояснювальна записка
до дипломного проекту
на тему:
«Портативний електроенцефалограф»**

Київ — 2022 року

ЗМІСТ

Глосарій.....	8
ВСТУП	10
Розділ 1 ОСОБЛИВОСТІ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЕГ В СИСТЕМІ «МОЗОК – КОМП’ЮТЕР»	12
1.1 Інтерфейс «Мозок – комп’ютер».....	12
1.2 Вступ до ЕЕГ	12
1.2.1 Технічні нюанси	14
1.2.2 Міжнародна схема розміщення електродів	15
1.2.3 Походження скальпових потенціалів.....	17
1.3 Ритмічна активність ЕЕГ	21
1.3.1 Дельта – коливання	21
1.3.2 Альфа-ритм	22
1.3.3 Бета-ритм.....	23
1.3.4 Гама-активність	23
1.4 Системи організації НКІ для реєстрації ЕЕГ	25
Розділ 2 ОГЛЯД АНАЛОГІВ НКІ , ТА ЇХ ОСНОВНИХ ХАРАКТЕРИСТИК	26
2.1 Emotiv EPOC.....	26
2.2 Emotiv Insight.....	27
2.3 MindWave.....	28
Розділ 3 СХЕМОТЕХНІЧНІ РІШЕННЯ ТА ІНТЕРФЕЙСИ	30
3.1 Вибір мікроконтролера.....	31

					PC81.941321.001ПЗ					
З	Л	№ докум.	Підп	Д						
Розроб.	<i>Кондрашин</i>				Портативний електроенцефалограф			Літ.	Арк.	Акрушів
Перевір.				1				3		
Реценз.				НТУУ «КПІ» РТФ						
Н.										
Затверд.										

3.2	Вибір АЦП	34
3.2.1	Класифікація АЦП	35
3.3	Модуль зв'язку	37
3.4	Регулятори напруги.....	39
3.4.1	Схема ввімкнення батареї	39
3.4.2	Регулятор напруги на 3 В	39
3.4.3	Регулятор на 5 В	40
3.4.4	Двополярний регулятор на -2,5 В та 2,5 В	41
3.4.5	Інвертор	42
3.5	Додаткові нестандартні функції	43
3.5.1	Акселерометр.....	43
3.5.2	SD – карта.....	43
3.6	USB перехідник	44
3.6.1	Перетворювач інтерфейсів	44
3.7	Інтерфейс SPI.....	45
3.7.1	Синхронізація в SPI	47
3.7.2	Приймання та передавання даних через SPI	47
3.8	Топологія систем зв'язку на базі SPI	49
3.9	Інтерфейс UART.....	51
	Висновок	55
	Список використаної літератури	56
	Додаток А.....	57
	Додаток Б.....	64

можуть регулюватись.

ВП – викликані потенціали, це результат стимуляції кінцевих відділів різних провідних шляхів, в наслідок чого виникає електрична активність в головному мозку. Можуть бути:

- Зорові ВП
- Слухові ВП
- Сомато-сенсорні ВП
- Когнітивні ВП

					<i>PC81.941321.001ПЗ</i>	А
З	А	№ докум.	Підп	Д		

такими як квадрокоптери, різного роду роботи чи механізми. Для інвалідів це можливість керувати протезами чи інвалідними колясками.

Як висновок хотів би підкреслити, що зацікавленість цією сферою є ще поки на дуже малому рівні, але очевидні переваги такого інтерфейсу з кожним роком збільшують коло ентузіастів, інженерів, вчених, які працюють над вирішенням цього завдання

Метою даного дипломного проекту є створення простого у користуванні та доступного комплексу для розробки власних пристроїв з можливостями НКІ.

Це є тільки перший етап – на якому розроблена перша тестова плата проекту JediF. На базі неї будуть проведені роботи по дослідженню її можливостей.

На наступному етапі буде проведена робота по зменшенню розмірів пристрою, та усунення недоліків.

На третьому завершуючому етапі буде створений доступний пристрій який дозволить працювати з НКІ безпосередньо користувачу який не має досвіду в інженерній справі.

Весь проект оформлений в стилі OpenSource, тобто всі файли та напрацювання будуть доступні всім охочим.

Дипломна робота виконана в рамках комплексної НДР № 2718-п «Комплекс синергетичної фізіотерапії з регулюванням параметрів за даними діагностики та моніторингу функціонального стану людини» (номер державної реєстрації НДР 0114U000557), розділ 2 якої «Розробка комплексу діагностики функціонального стану людей за поглибленим аналізом сукупності пульсуючих фізіологічних сигналів» виконується на кафедрі РІ КПІ ім. Ігоря Сікорського.

					<i>PC81.941321.001ПЗ</i>	А
3	А	№ докум.	Підп	Д		

Перша причина пов'язана з нещодавнім відкриттям нових методів аналізу ЕЕГ, таких як техніка просторової фільтрації при корекції артефактів, аналіз незалежних компонентів когнітивних ВП, електромагнітна томографія і деякі інші методи.

Друга причина полягає у відносній дешевизні сучасних електроенцефалографів. Дійсно, в наші дні пристрої для реєстрації ЕЕГ коштують відносно дешево у порівнянні з багатомільйонною вартістю обладнання для МРТ і ПЕТ.

Третя причина – значний ріст знань про механізми генерації хвиль спонтанної ЕЕГ та функціонального значення компонентів когнітивних ВП.

І, насамкінець, четверта причина – висока роздільна здатність сигналів ЕЕГ і когнітивних ВП, що принципово не може бути досягнена іншими техніками нейрокартування. Методи ЕЕГ і когнітивних ВП забезпечують часову роздільну здатність в декілька мілісекунд, в той час як ПЕТ і МРТ обмежені роздільною здатністю в декілька секунд.

Частотна смуга включає декілька категорій електричних явищ, що реєструються від скальпу. Ці біоелектричні явища традиційно розділені на наступні типи: зсуви DC-потенціалів, декасекундні коливання і повільні хвилі, дельта-, тета-, альфа-, і бета-ритми ЕЕГ (рис. 1.1).

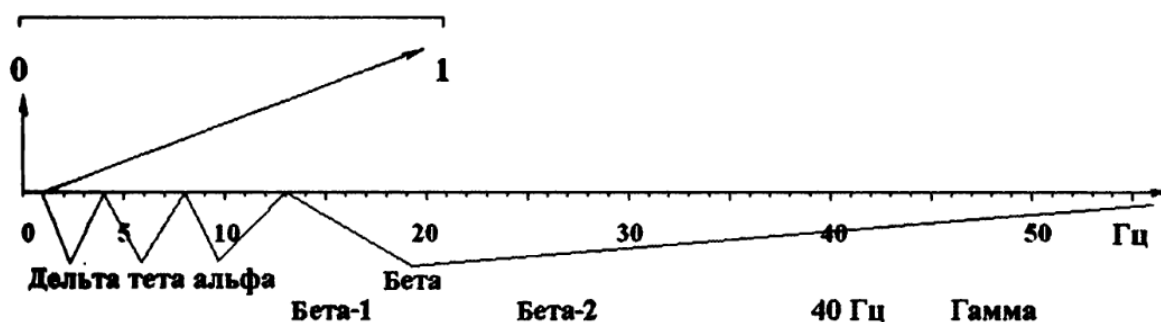


Рис.1.1

Тут необхідно підкреслити, що поняття ритму припускає, що ритм являє собою регулярні зміни електричного потенціалу, що вимірюються електродами від скальпу. Якщо до запису ЕЕГ, що вміщує ритми,

використовується перетворення Фур'є або хвильове (wavelet) перетворення, то ці ритми виявляються в відповідних спектрах в формі піків.

Для реєстрації декасекундних коливань необхідні спеціальні підсилювачі. Декасекундні коливання, як правило, у звичайній ЕЕГ не розглядаються. Дельта – ритми вміщують діапазон частот від 1 до 4 Гц, тета-ритми – від 4 до 8 Гц, альфа-ритми – 8-13 Гц і бета-ритми мають частоту вище 13Гц. Тета-, альфа- і бета-ритми, що присутні в нормальній ЕЕГ, реєструються в стані спокою (з закритими або відкритими очима), в умовах вирішення різних задач. Дельта-ритми в нормальному мозку вираженні на спектрограмах в формі піків тільки під час стану глибокого сну.

Треба підкреслити, що ЕЕГ – це чутливий маркер стану людини: ритми ЕЕГ суттєво змінюються, коли людина засинає і переходить від однієї стадії сну до іншої.

В пошкодженому мозку нормальні механізми генерації ритмів ЕЕГ можуть порушуватись, що призводить до того, що ритми можуть: 1) ставати повільнішими по частоті (сповільнення ЕЕГ); 2) мати не звичну локалізацію (наприклад альфа-ритми в скроневих областях); 3) ставати вищими за амплітудою (гіперсинхронізація). В деяких серйозних випадках (наприклад травма або пухлина), може з'явитись повільний ритм з частотою дельта діапазону(1-3 Гц).

1.2.1 Технічні нюанси

Для реєстрації ЕЕГ потрібна певна кількість електродів на голові, які встановлюються в певних точках, а також референційний електрод(и) і електрод заземлення (рис.1.2).

Референційні електроди, класично, розташовуються на мочках вух, позначаються Ref(R), але можуть бути розташовані в іншому місці, наприклад, на сосцеподібних відростках за вухами, по середній лінії, між Fz і Cz електродами (електроди, що розміщені по середній лінії, позначаються індексом – «z», від англійського «zero», тобто нульовий). Електроди які

									А
З	А	№ докум.	Підп	Д					
<i>РС81.941321.001ПЗ</i>									

Дана схема передбачає вимірювання відстані від кісткових орієнтирів черепа, з наступним розрахунком інтервалів між електродами в відсотках, для визначення місць встановлення електродів. Принцип є наступний:

- 1) Вимірюється відстань між точками Nasion (перенісся) і Inion (виступ потиличного бугра). На 10% від отриманої відстані, вище потиличного бугра розміщується точка Oz і лінія потиличних електродів (O1, O2). Попереду від цієї лінії на відстані 20% знаходиться точка Pz і лінія тім'ячкових електродів (P3, P4), ще через 20% – точка Cz і лінія центральних електродів (C3, C4), і ще через 20% – точка Fz і лінія лобових електродів (F3, F4). Лобові полюсові електроди Fp1 та Fp2 розміщуються на лінії, яка знаходиться в 10% вище точки Nasion, та в 20% від лінії лобових електродів. В точці перетину цієї лінії з поперечною знаходиться точка Fpz.
- 2) Друга основна відстань вимірюється між точками близько вух (за орієнтир приймається впадина відразу за козелком), вздовж лінії яка проходить через середину першої відстані. Вона також ділиться на відрізки у відсотках: в 10% зверху від слухових проходів, с кожної сторони, розміщуються скроневі електроди (T3 і T4), в 20% вище від скроневих електродів знаходяться вищезгадані центральні електроди (C3, C4).
- 3) Третя відстань вимірюється як окільний розмір голови, однак вимірювальна стрічка прокладається строго через вже знайдені точки Fpz, T3, Oz і T4 (за колом). За 100% приймається половина отриманої відстані і, виходячи з цього, вираховуються по 10% вліво і вправо від Fpz для визначення полюсових лобних електродів (Fp1 і Fp2 відповідно) та по 10% від Oz, для визначення потиличних електродів (O1 і O2).

За величиною відрізків в 10 і 20% ця схема отримала свою назву. Всі точки зображенні на наведених нижче рис.1.3-1.5.

						<i>PC81.941321.001ПЗ</i>	A
З	А	№ докум.	Підп	Д			

4) та ще деякі визначені та гіпотетичні дії.

Щоб описати механізми виникнення ЕЕГ, необхідно почати з опису мембранних потенціалів. Як відомо з електрофізіології, мембрана нейронів – місце, де виникають електричні потенціали. В стані спокою мембрана нейронів електрично поляризована. Поляризація мембрани досягається активним процесом, названим $\text{Na}^+ \text{-K}^+$ -насосом (рис.1.7). Окрім цього насосу, мембранний потенціал визначається функціонуванням іонних каналів. Іонні канали – це шляхи руху іонів через плазматичну мембрану. Потoki іонів через мембрану від позитивної і негативно зарядженої поверхні формують мембранний потенціал.

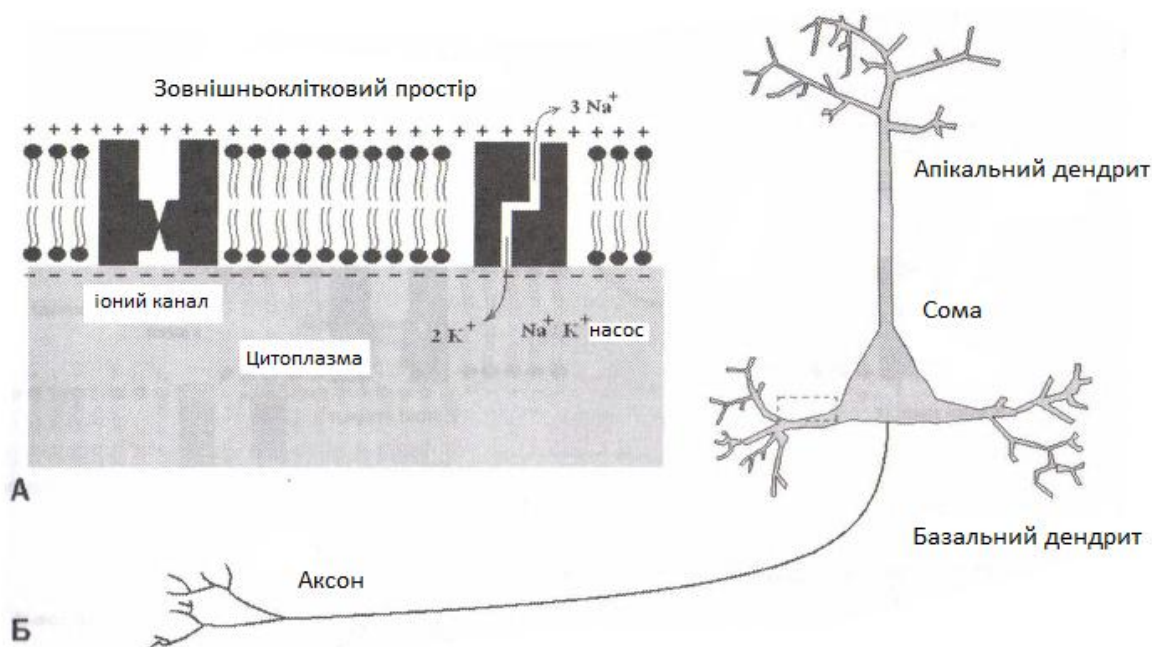


Рис.1.7 – Головні елементи нейроної мембрани

А – Схематичне представлення мембрани, з іонним каналом і $\text{K}^+ \text{-Na}^+$ -насосом. Зовнішня поверхня мембрани заряджена позитивно, а внутрішня – негативно. Б – Схема пірамідального нейрону з позначенням його основних частин.

В стані спокою внутрішня поверхня мембрани заряджена негативно по відношенню до зовнішньої поверхні. Так, мембранний потенціал нейронів визначається як $V_{\text{мембр}} = V_{\text{внутр}} - V_{\text{зовн}}$, де $V_{\text{внутр(зовн)}}$ – потенціал в середині або зовні кліткової поверхні мембрани. В більшості нейронів $V_{\text{мембр}}$ змінюється в межах 65-75 мВ.

												А
3	А	№ докум.	Підп	Д								

Коли нейрон розряджається, він посилає потенціал дії через аксон до іншої клітини, яку називають постсинаптичним нейроном. Потенціал цієї дії вивільняє медіатор. Медіатор поширюється та зв'язується з іонними каналами на постсинаптичній мембрані. В наслідок цього канал відкривається і дозволяє струму катіонів і аніонів (в залежності від типу нейронів – збуджуючого чи гальмуючого) впливати на дендрит.

Оскільки сумарний заряд дендрита дорівнює нулю, іонний струм, який направлений в середину, на мембрані компенсується іонним струмом, який направлений назовні в протилежній частині дендрита. Цей потік іонів в середину і назовні породжує невеликий електричний струм (рис. 1.8)

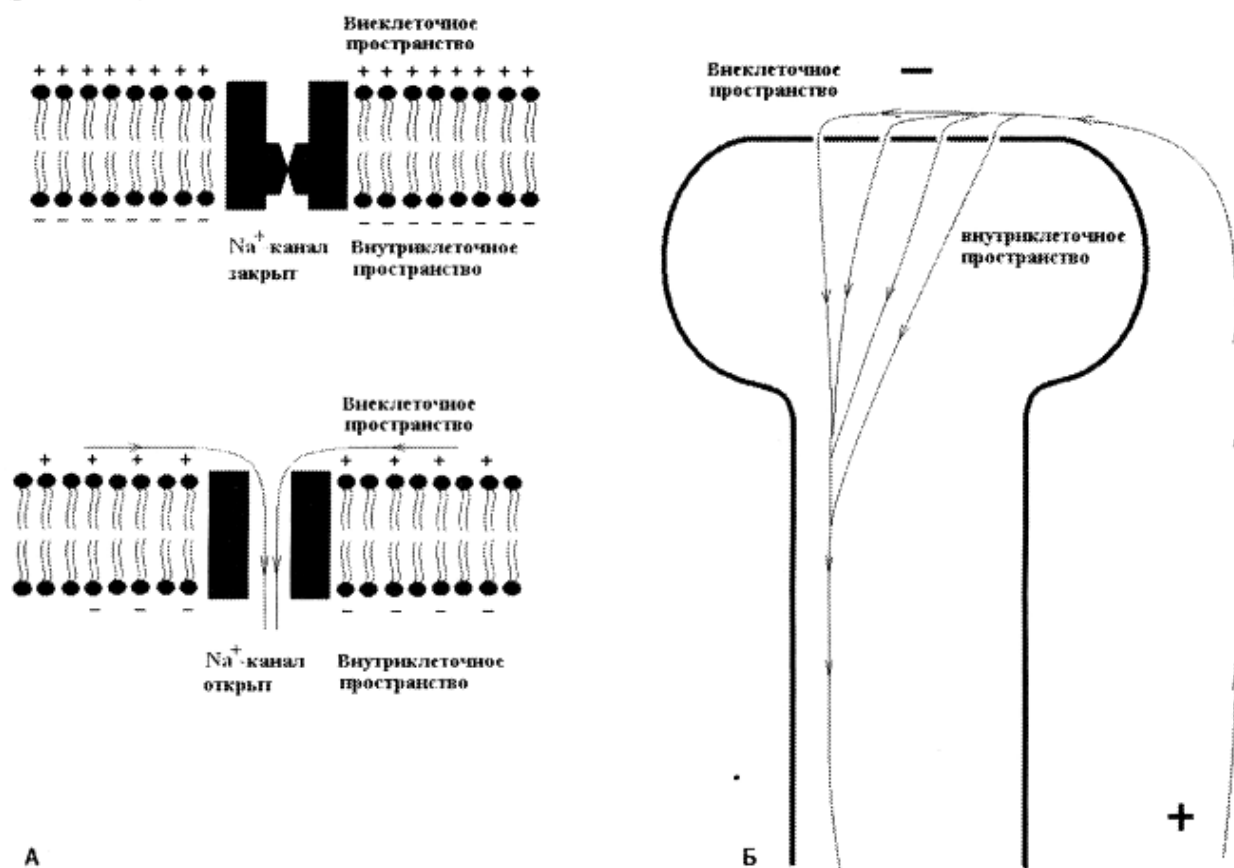


Рис 1.8 – Схематичне представлення закритого і відкритого дендритного каналу. Б – Стрілки показують іоні струми в клітковому і позаклітковому просторі

Маленькі електричні струми всіх дендритів одного нейрону сумуються по-різному в різних типах нейронів. Якщо нейрон це зіркова клітина і збуджуючі синапси охоплюють велику кількість дендритів, що орієнтовані в

суттєвий потенціал на відносно віддаленій відстані від шарів кори мозку (на поверхні скальпу), нейрони мають бути не тільки правильно орієнтовані, але вони мають працювати разом, синхронно.

1.3 Ритмічна активність ЕЕГ

1.3.1 Дельта – коливання

В ЕЕГ людини були виділені два типи дельта-коливань: перший має походження з кори головного мозку, в той час як друге генерується в таламусі. Нейронні механізми корової генерації дельта ритму досі є невідомими. Одне, що є відомим: хірургічне видалення таламуса, рівно як і розділення кори і таламуса, призводять до суттєвого підвищення дельта-активності, зареєстрованої від скальпу. Ці факти вказують на те, що тип дельта-ритмів, який генерується за рахунок внутрішніх корових механізмів, ймовірно, пов'язаний з повільними процесами які відбуваються в межах кори.

Дельта-ритм – це коливання потенціалу з частотою від 1 до 4 Гц з різними періодами, що розподілені у випадковому порядку (рис.1.10). Дельта-ритм у здорових людей зазвичай реєструється під час глибокого сну. Низькоамплітудні (20-30 мкВ) коливання в цьому діапазоні можуть бути ідентифіковані в нашому сигналі ЕЕГ в стані спокою при деяких формах стресу і тривалій розумової роботи.

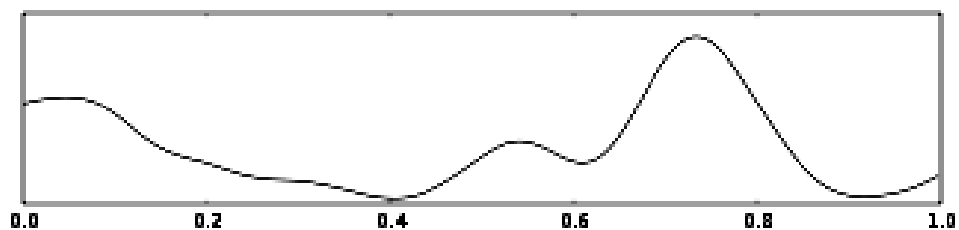


Рис 1.10 – Зображення дельта-ритму

1.3.2 Альфа-ритм

Німецький психолог Ганс Бергер був першим, хто спостерігав альфа-ритми, які зареєстровані від поверхні голови людини. Він зробив запис цього типу ритмів с поверхні голови суб'єктів, що спокійно сиділи з закритими очима. Вчений опублікував своє відкриття у 1929 році і назвав ці електричні феномени «хвилі першого порядку» або « α (альфа)-хвилями».

Далі у своїх дослідженнях він показав, що альфа-ритми блокуються після відкривання очей або під час деяких типів розумової діяльності, підводячи до появи «хвиль другого порядку», або « β (бета) – хвиль».

Результати Бергера були пізніше підтвердженні і іншими вченими, які потім запропонували блискучу концепцію (яка залишається вірною і до нашого часу), що різні сенсорні області мозку мають власні альфа-ритми, або так звані (ритми «холостого ходу»), які представляють собою стан «відпочинку».

Зазвичай альфа-ритми представляють як ритми нормальної людської ЕЕГ з частотами в діапазоні від 8 до 13 Гц (рис.1.11). Визначення альфа-ритмів як окремої категорії мозкової ритміки включає також особливе просторове розподілення. Існує не один, а декілька варіантів альфа-ритмів. Цей факт був відомий ще з 1950-х (був згаданий відомим англійським електрофізіологом Греєм Уолтером), однак, достатньо описаний тільки останнім часом, коли звичною процедурою стали методи картування мозку людини.

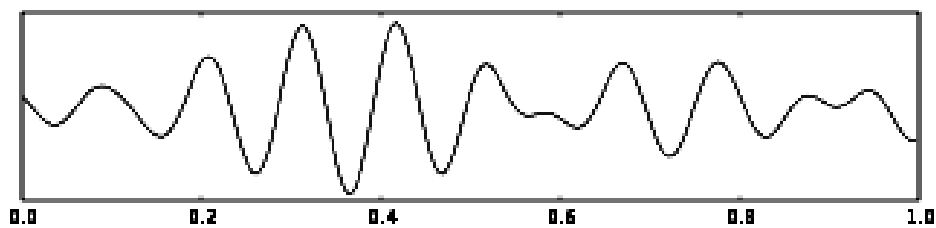


Рис 1.11 – Альфа-ритм

Для цього ритму є характерним виникнення спонтанних змін амплітуди, що виражається в чергуванні наростання та спаду амплітуд хвиль

										А
З	А	№ докум.	Підп	Д						

РС81.941321.001ПЗ

з виникненням так званих «веретен», довжина яких найчастіше коливається в межах від 2 до 8 секунд. Розрізняють α -активність (найчастіше складається з α -хвиль з довжиною від 80 до 125 мс та реєструється в будь-яких мозкових структурах) і α -ритм (регулярна хвилюва активність з частотою порядку 10 Гц, що зареєструється в потиличній зоні).

Окрім α -ритму, найбільш яскраво вираженого в потиличних зонах, спостерігається ще декілька ритмів, які виявляються на тій же частоті, що і α -ритм, але найбільше проявляються в інших частинах мозку (їх називають – мю-ритм, каппа-ритм, тау-ритм).

1.3.3 Бета-ритм

Це ритм ЕЕГ в діапазоні від 14-30 Гц з напругою 5-30 мкВ, що притаманний стану звичайної активності людини. Найбільш сильно цей ритм виражений в лобних долях, але при різних видах інтенсивної діяльності різко підсилюється і розповсюджується на інші області мозку. Так, виразність бета-ритму зростає при отриманні нового неочікуваного стимулу, в ситуаціях уваги, при розумовій напрузі чи емоціональному збудженні. Бета-хвилі є наближенні до трикутних в наслідок загострених вершин (рис.1.12). Їх класифікують як швидкі хвилі. Їх амплітуда в 4-5 разів менша, ніж амплітуда альфа-хвиль. Бета-ритм є характерним для стадії швидкого сну або при вирішенні важких вербальних задач

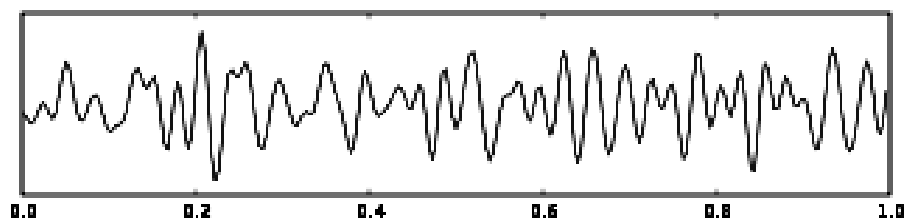


Рис 1.12 – Бета-ритм

1.3.4 Гама-активність

Гама-ритми (>30 Гц) мають низьку енергію і тому дуже важкі для запису. Дійсно, адже для видалення 50(60) Гц артефактів наведення від

					PC81.941321.001ПЗ	А
3	А	№ докум.	Підп	Д		

електромережі необхідно в схему вносити режекторні фільтри. Вони мають бути дуже точно розраховані, щоб дозволити аналіз в гама-частотах ЕЕГ, а не в частотах мережевих завад 50(60) Гц. Гама-коливання можуть бути проаналізовані тільки при записуванні ЕЕГ в діапазоні вище 30 Гц, у випадку, якщо будуть використанні вище згадані режекторні фільтри. Амплітуда коливань дуже низька – порядку 10 мкВ і є обернена пропорційна до частоти. У випадку якщо амплітуда гама-ритму більше за 15 мкВ то ЕЕГ розглядається як паталогічна (рис.1.13).

Гама-ритм спостерігається при вирішенні задач, які потребують максимальної уваги і зосередженості. Існують теорії які пов'язують цей ритм з роботою свідомості. Велика кількість нейрофізіологів розглядають коливання більше 30 Гц, як високочастотний шум і при аналізі ЕЕГ відфільтровують їх, вважаючи ці частоти наведеними завадами від потенціалів електромереж, а також від потенціалів м'язів шиї та голови, які мають таку ж частоту. В багатьох випадках, за гама-хвилі сприймають електроміографічну активність і мініатюрні рухи очей. Однак враховуючи той факт, що гамма-ритм співпадає за частотою з м'язовими потенціалами, не впливає, що він є побічним артефактом – гама-ритм реєструється і у тварин із вживленими електродами. В дослідженнях ЕЕГ коректна реєстрація гамма-ритмів можлива тільки при одночасному запису ЕЕГ і міограми, з наступним співставленням результатів.

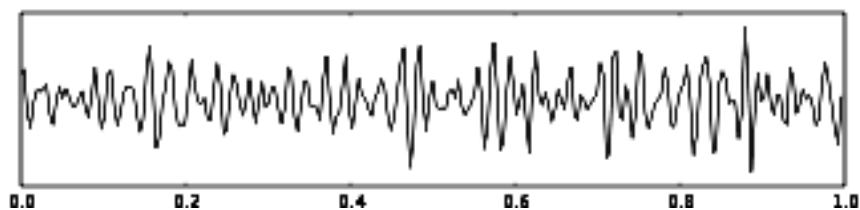


Рис 1.13 – Гама-ритм

Розділ 2 ОГЛЯД АНАЛОГІВ НКІ , ТА ЇХ ОСНОВНИХ ХАРАКТЕРИСТИК

У даному розділі будуть розглянуті існуючі аналоги НКІ які виконують схожі функції, або хоча б знімають сигнал ЕЕГ. Також розглянемо основні їхні характеристики такі як кількість каналів, мінімальна роздільна здатність, тип батареї, термін роботи, та тип зв'язку з обчислювальною машиною.

2.1 Emotiv EPOC



Рис 2.1- Emotiv EPOC

Emotiv EPOC – це пристрій з високою роздільною здатністю, багатоканальний портативний персональний гаджет. В комплексному використанні з програмним забезпеченням для комп'ютера дозволяє записувати результат ЕЕГ. При певному налаштуванні дозволяє керувати комп'ютером за допомогою ментальних команд, а також визначати емоційний стан користувача.

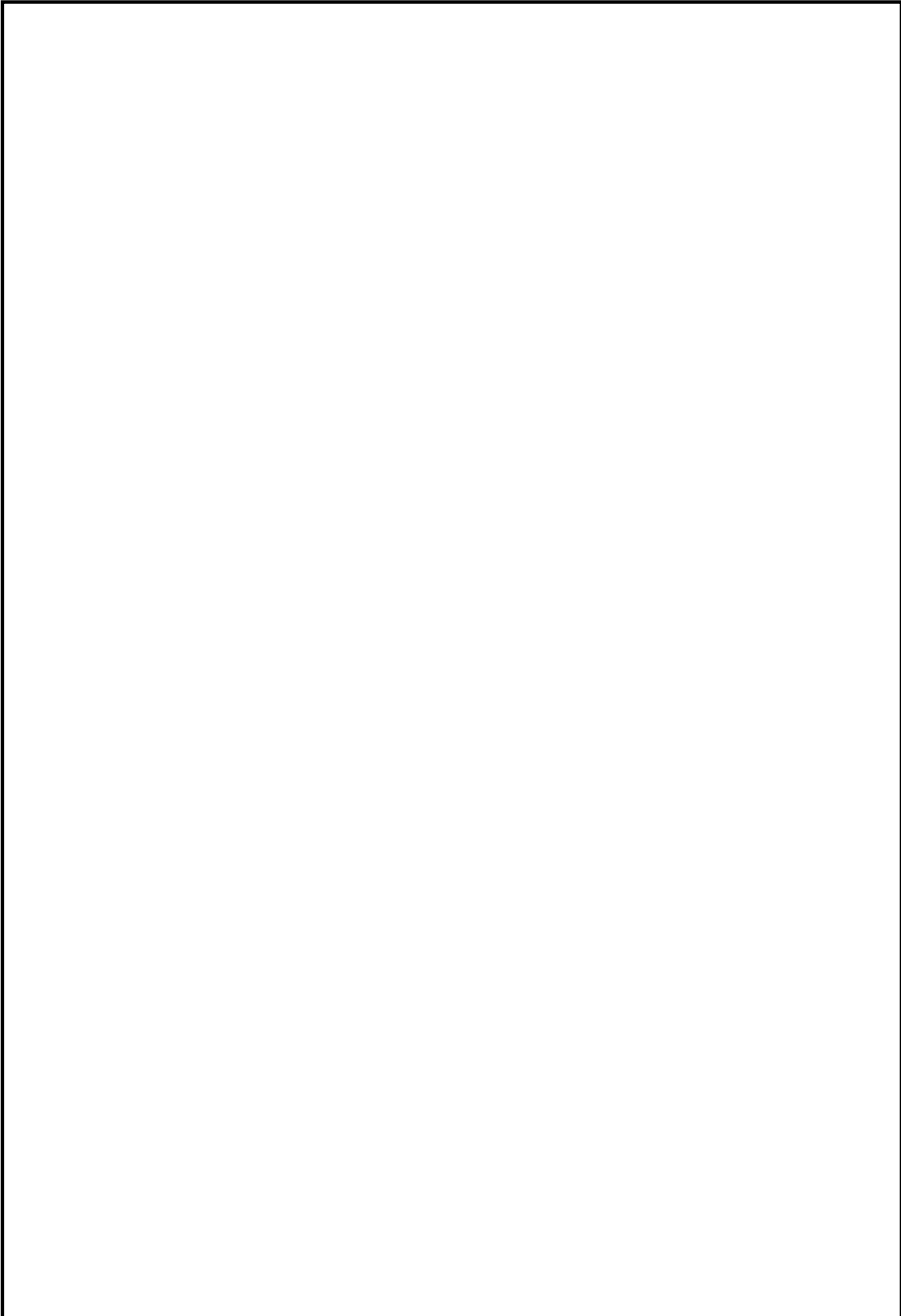
Технічні характеристики:

Кількість каналів: 14;

Назва каналів(за міжнародним стандартом 10-20): AF3, F7,F3, FC5, T7,

									А
3	А	№ докум.	Підп	Д					

PC81.941321.001ПЗ



					<i>PC81.941321.001ПЗ</i>	A
3	A	№ докум.	Підп	Д		

Розділ 3 СХЕМОТЕХНІЧНІ РІШЕННЯ ТА ІНТЕРФЕЙСИ

У цьому розділі розглянемо схемо-технічні рішення які були використанні у JediF. Також буде обґрунтований вибір компонентів схеми, пояснення принципів роботи пристроїв:

- АЦП
- Модулі зв'язку
- І т.ін.

та основних інтерфейсів зв'язку які використовуються в даному пристрої:

- SPI
- UART

Основною метою – створення JediF є створення OpenSours пристрою ,який міг би бути використаний ентузіастами, студентами, та інженерами для створення своїх проектів на основі ВСІ. Пристрій має бути простим в користуванні мати доступні та не дуже дорогі компоненти, та розрахований на те, щоб мати можливість відтворити його у домашніх умовах. На стадії ТЗ було узгоджено таку специфікацію на першу версію пристрою.

Основна специфікація:

- Живлення 6-12 В від постійного джерела(АА батарейка)
- Мікроконтролер ATmega328P
- АЦП - ADS1299
- LIS3DH – акселерометр
- RFduino BLE
- Micro SD card slot
- Регулятори напруги (5В, 3В, +2,5В , -2,5В)

Основні виходи:

- MISO, MOSI, SCLK, 5V, MCLR, GND - для програмування мікроконтролера.
- RFTX, RFRX, RFRST, GND – виходи до RFduino.
- DVDD, GND, MISO, MOSI, SCK, CS, CLK, RST – виходи

				PC81.941321.001ПЗ			А
З	А	№ докум.	Підп	Д			

підключена до виходу Reset, якщо на вхід Reset буде поданий сигнал логічної одиниці то контролер перезавантажується і починає свою роботу з самого початку. Резистор повинен бути обраним у межах 4,7 -10 кОм. Кнопка є увімкненою за стандартною схемою (рис3.3).

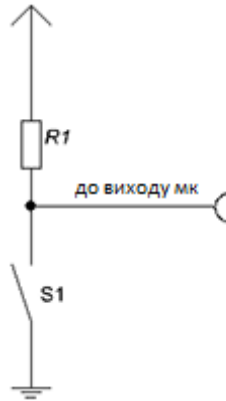


Рис.3.3 – Схема увімкнення кнопки до мікроконтролеру

3.2 Вибір АЦП

АЦП(ADC) – пристрій, який перетворює вхідний аналоговий сигнал у дискретний код (цифровий сигнал). Зворотне перетворення здійснюється за допомогою ЦАП(DAC) – цифро-аналогового перетворювача.

Як правило, АЦП – електронний пристрій, яке перетворює напругу у двійковий код. Найпростішим однорозрядним двійковим АЦП є компаратор.

Роздільна здатність АЦП – мінімальна зміна величина аналогового сигналу, яке може бути перетворено даними АЦП – є зв’язаною з розрядністю величина. Розрядність АЦП характеризує кількість дискретних значень, які перетворювач може видати на виході. У двійкових АЦП вимірюється в бітах, у трійкових – в трітах. Наприклад, двійковий 8-ми розрядний АЦП, може дати 256 дискретних значень у межах від 0-255. Оскільки $2^8 = 256$.

Роздільна здатність за напругою дорівнює різниці напруг, що відповідають максимальному (U_{max}) і мініимальному (U_{min}) вихідному коду, поділений на кількість вихідних дискретних значень (n).

низькошумними підсилювачами на кожний канал. Підсилювачі є програмованими і дозволяють вибрати рівень підсилення 1, 2, 4, 6, 8, 12 або 24 рази. Основні характеристики, температурний режим є наведений у документації на мікросхему. В JediF використана стандартна схема включення рис.3.5, яка рекомендована компанією розробником. Номінали конденсаторів підібрані так, щоб завадити пульсаціям, які можуть проникати і порушувати роботу пристрою.

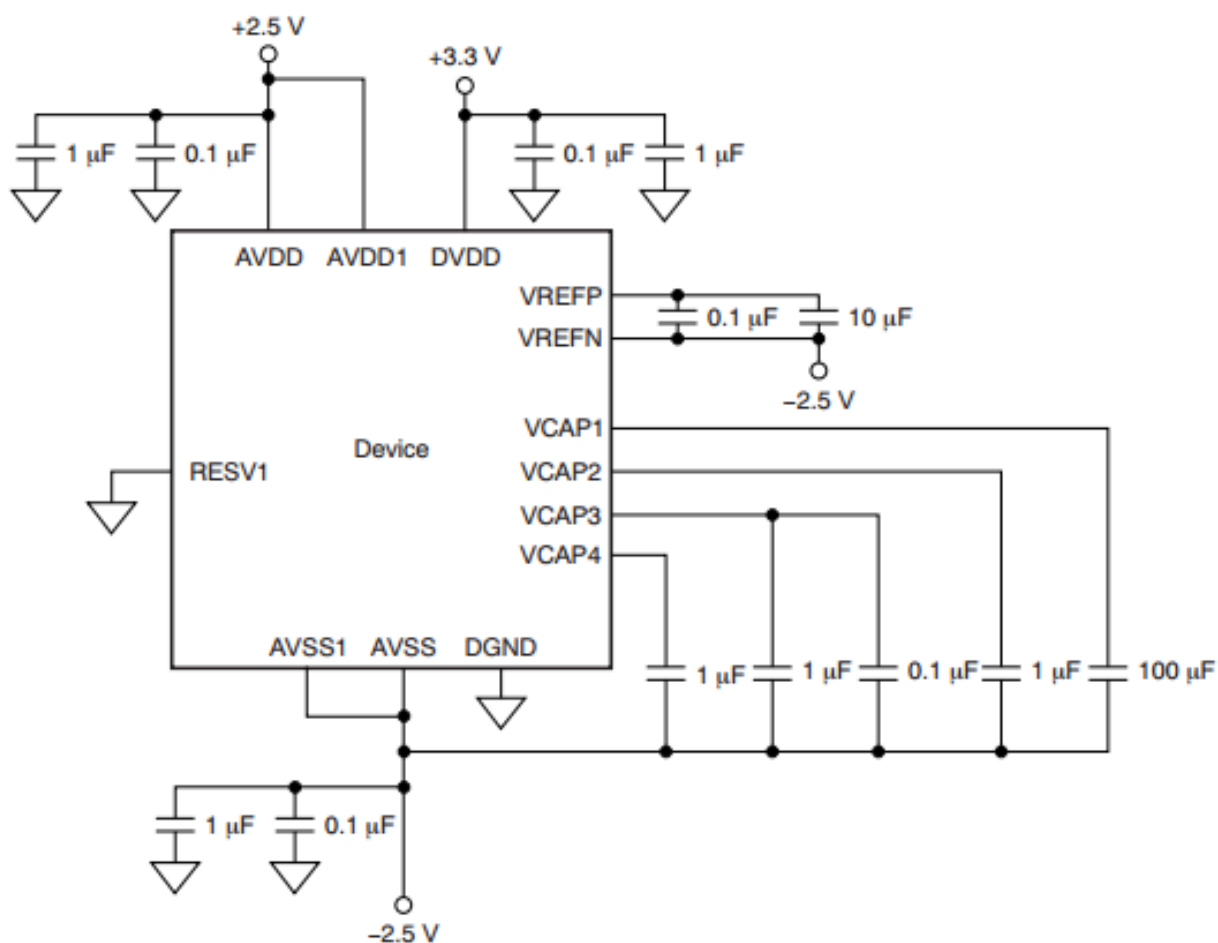


Рис.3.5 – Рекомендована схема включення пристрою

3.3 Модуль зв'язку

Однією з основних наших задач було створення бездротового інтерфейсу, оскільки пристрій має використовуватись як персональний, і в наш вік технологій є не раціональним прокладання великої кількості дротів для з'єднання пристрою та комп'ютера. Бездротова передача даних

				A	
<i>PC81.941321.001ПЗ</i>					
3	A	№ докум.	Підп	Д	

дозволить пацієнту / користувачу безперешкодно виконувати звичні для нього дії, не турбуючись про певні незручності.

Найбільш поширеними на даний момент є наступні бездротові інтерфейси: Bluetooth , Wi-Fi. Ми надаємо перевагу Bluetooth інтерфейсу, оскільки даний вид бездротового зв'язку є дуже популярним. Він вбудований в усі сучасні системи: комп'ютери, смартфони, мікрокомп'ютери. Також є велика кількість недорогих модулів, які можна використовувати при розробці власних пристроїв. Простота передачі даних через UART інтерфейс. В дипломному проекті ми зупинились на готовому модулі Bluetooth 4.0 з вбудованою антеною та низьким споживанням енергії –це модуль RFD22301 компанії RFdigital. Схема увімкнення пристрою наведена на рис.3.6.

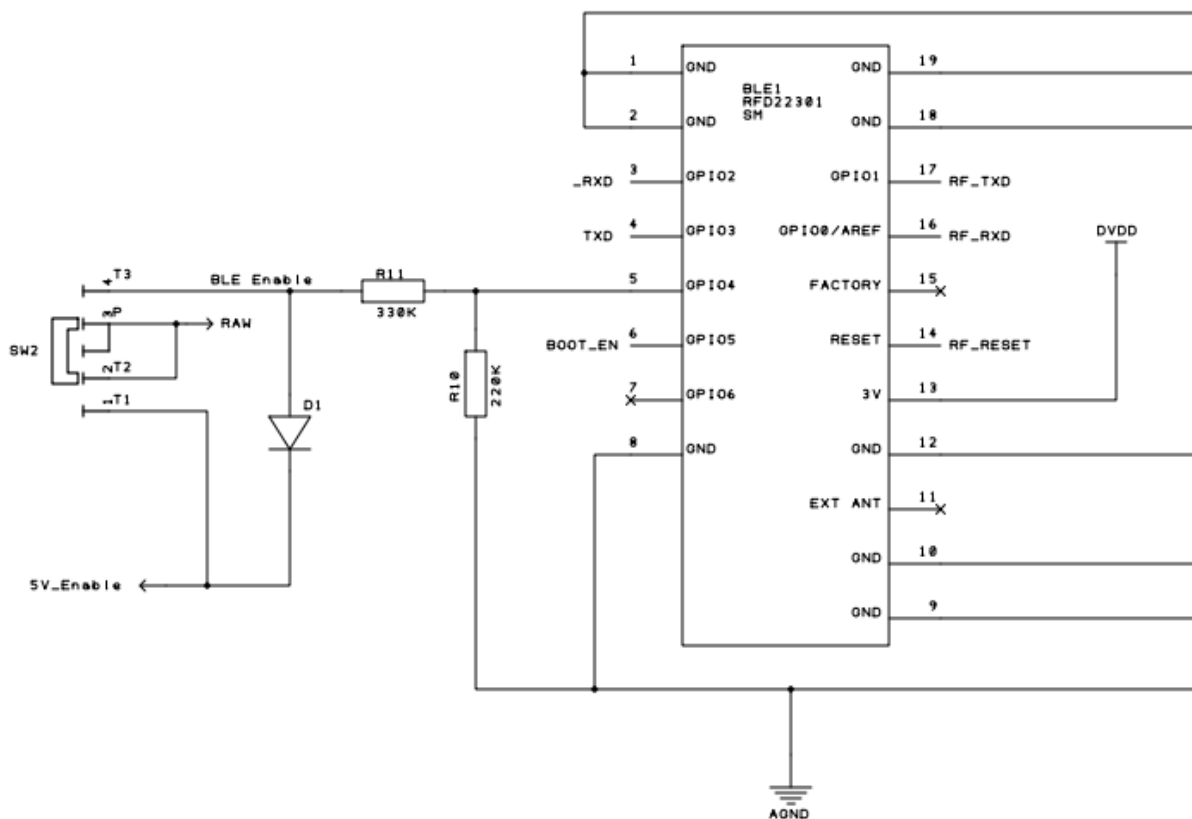


Рис.3.6 – Схема увімкнення пристрою

Схема увімкнення є стандартною для такого типу модулів.

3.4 Регулятори напруги

У всіх мікросхем і модулів у даній роботі є свої особливості у живленні, якимсь з них потрібно 5 В, щоб забезпечити оптимальну роботу, іншим ж потрібно 3 В або двополярне живлення. Тому в даному розділі наводяться приклади схем розподілення потрібних напруг від батареї.

3.4.1 Схема увімкнення батареї

На рис.3.7 зображена схема увімкнення батареї до пристрою.

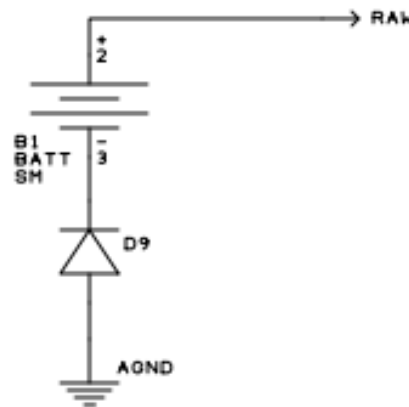


Рис.3.7 – Схема увімкнення батареї

Була вибрана літій-іона батарея. Це є одним з основних видів літєвих електричних батарей. Однією з переваг при виборі цього типу акумулятора було те, що вони мають низьку вартість, гарні параметри, та дозволяють повторно їх заряджати в домашніх умовах. У схемі увімкнення є запобіжний діод на випадок не правильного увімкнення батареї користувачем у схему.

3.4.2 Регулятор напруги на 3 В

Для коректної роботи на певні виходи АЦП має бути подано 3 В. Для того, щоб перетворити напругу та стабілізувати її було використано лінійний понижувальний регулятор LP5987 від компанії Texas Instruments. Цей регулятор має ряд фіксованих вихідних напруг від 1,2 до 4,5В (рис.3.8).

										А
3	А	№ докум.	Підп	Д						

PC81.941321.001ПЗ

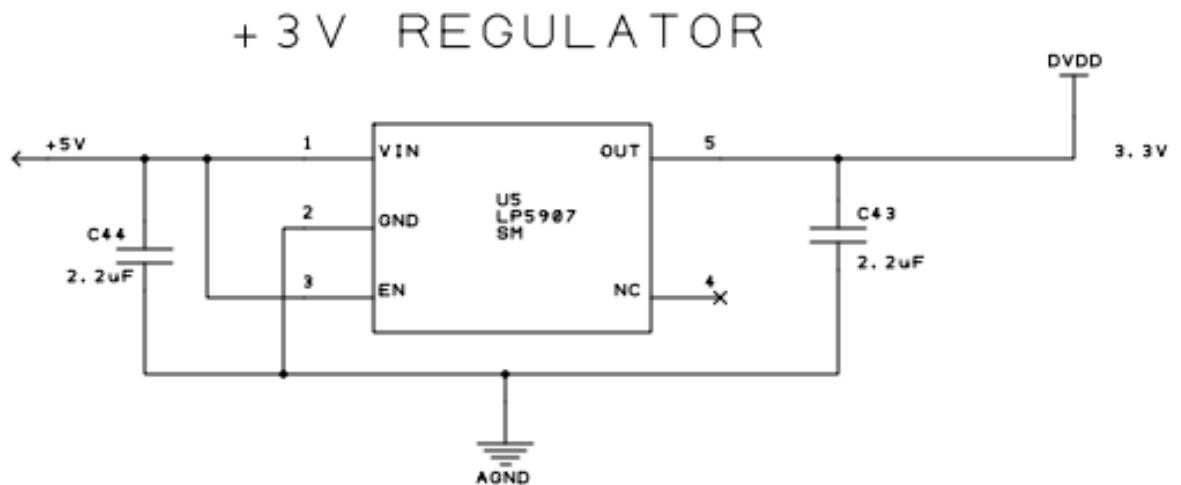


Рис.3.8 – Схема увімкнення LP5987

Увімкнений за рекомендованою схемою, забезпечує стабільну роботу.

3.4.3 Регулятор на 5 В

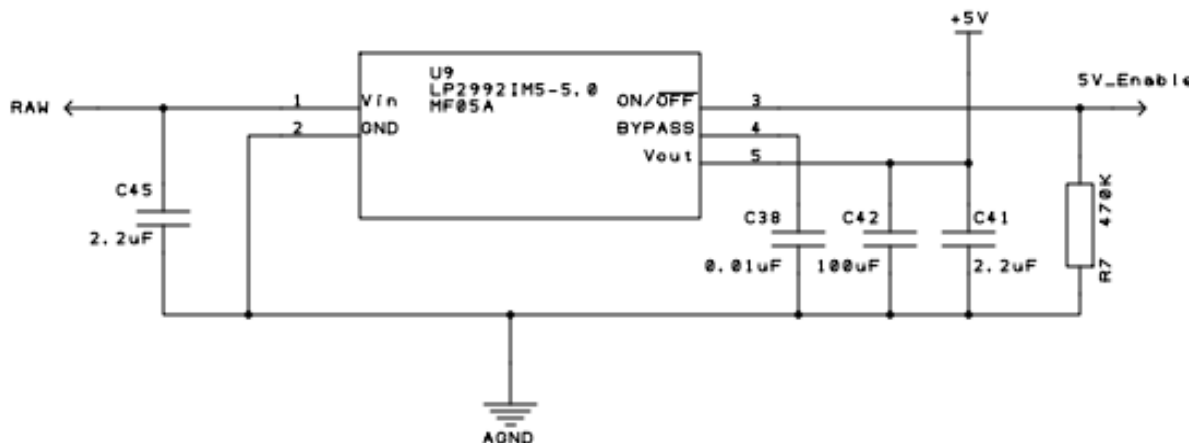


Рис.3.9 – Схема увімкнення LP2992

Стабілізатор напруги на 5В є організований на мікросхемі LP2992, яка дозволяє вибрати вихідну напругу з ряду стандартних. Вхідна напруга яка підлягає перетворенню лежить у межах від 2,2 до 16В, не залежно від напруги на вході, на виході отримуємо наші 5В. Схема має низьку вартість та гарні параметри.

					PC81.941321.001ПЗ	А
3	А	№ докум.	Підп	Д		

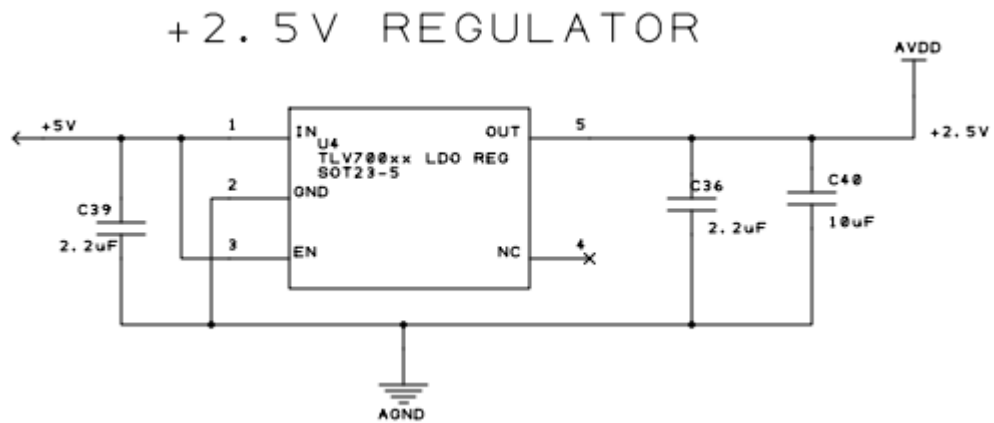


Рис.3.11 – Схема увімкнення TLV700xx

3.4.5 Інвертор

LM – це широко розповсюджена серія мікросхем, які дозволяють спрощувати схему та водночас мають чудові показники стабільності. Для інвертування напруги яка потрібна для -2.5В –го регулятора, мною була обрана мікросхема LM2664. На базі цієї мікросхеми можливо схемо технічно виконати не тільки інвертор, структура мікросхеми дозволяє створювати перетворювач 5-10В, також паралельне увімкнення мікросхеми дозволяє отримати низькоомний вихід (ри.3.12).

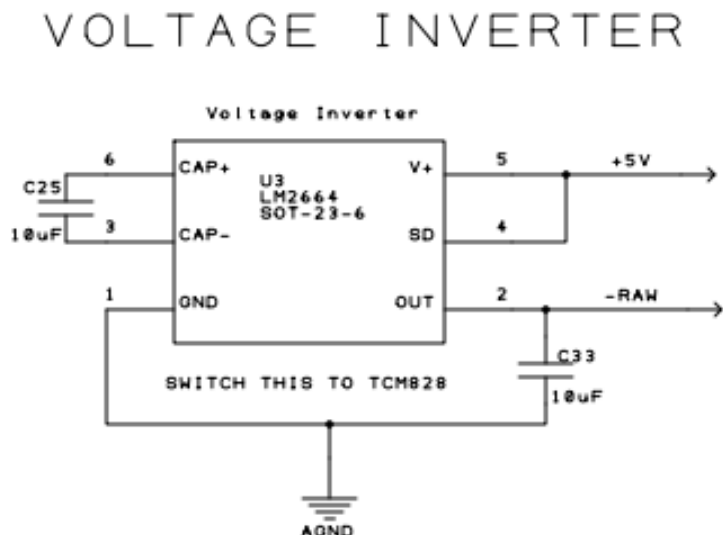


Рис.3.12 – Схема увімкнення LM2664

3.5 Додаткові нестандартні функції

У пристрій JediF також втілено декілька нестандартних функцій. Це – вбудований акселерометр та Flash накопичувач у вигляді SD-карти.

3.5.1 Акселерометр

Акселерометр введено у схему з метою попередження клієнта про зсув електродів. Окрім того, він забезпечує можливість додати декілька дій до НК, тобто, додає ще 4 можливих команди у відповідь на повороти голови.

Схема увімкнення рекомендована технічною документацією (рис.3.13).

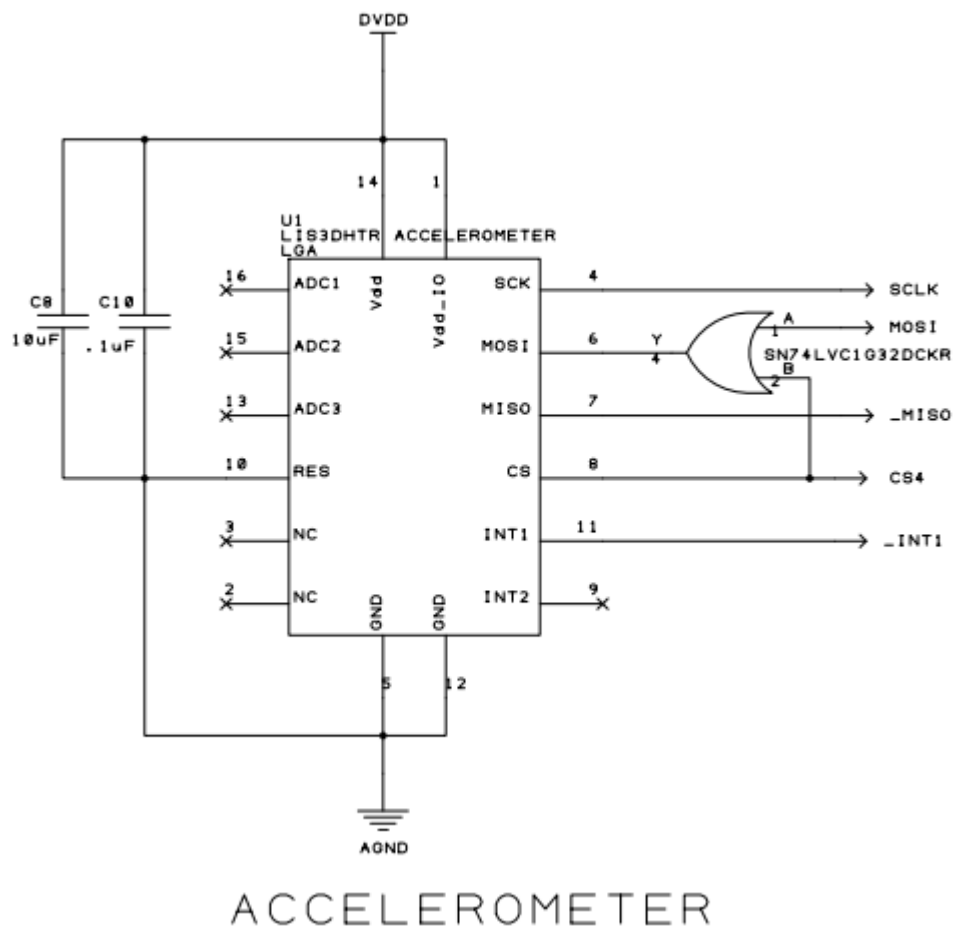


Рис.3.13 – Схема увімкнення акселерометра LIS3DHTR

3.5.2 SD – карта

Використання SD-карти (рис.3.14) дозволяє використовувати цей пристрій для експлуатування його у звичній для вас діяльності з цілю збору і аналізу даних коли буде доступ до комп'ютера. Це дозволить провести аналіз

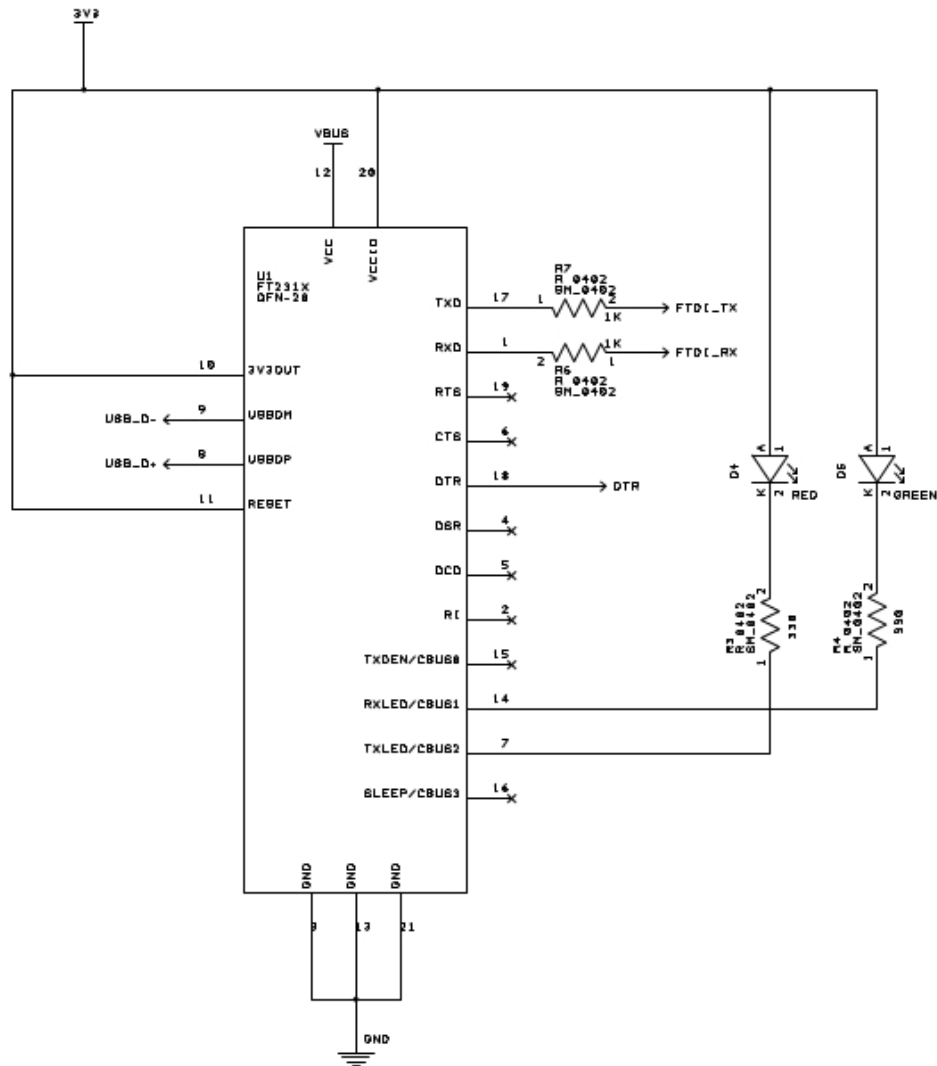


Рис.3.14. Схема увімкнення мікросхеми.

Модуль зв'язку увімкнений за ідентичною схемою як і в основній схемі. Увімкнення USB є стандартним для всіх існуючих пристроїв.

3.7 Інтерфейс SPI

SPI (Serial Peripheral Interface) – повнодуплексний послідовний синхронний інтерфейс передачі даних, призначений для забезпечення простого і недорогого поєднання мікроконтролерів там периферії (рис.3.15). SPI іноді називають чотирьох провідним інтерфейсом.

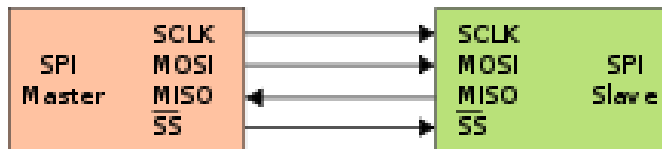


Рис.3.15 – Головний (Master) і другорядний (Slave) пристрої інтерфейсу SPI

На відміну від стандартного послідовного порту, SPI є синхронним інтерфейсом, у якому будь-яка передача даних є синхронізована з загальним тактовим сигналом, який генерується головним (Master) пристроєм (процесором). Приймаюча периферія синхронізує отримання бітової послідовності з тактовим сигналом. До одного головного інтерфейсу може приєднуватись декілька різних мікросхем. Головний пристрій вибирає пристрій для передачі, активуючи сигнал «вибір кристалу» (англ. Chip select) на другорядній (slave) мікросхемі. Периферія, яка не є обрана процесором, не приймає участі в обміні даними по SPI.

В SPI використовуються чотири цифрових сигнали

- MOSI – Master Out Slave In. Слугує для передачі даних від головного пристрою до другорядного.
- MISO – Master In Slave Out. Слугує для передачі даних від другорядного пристрою до головного.
- SCLK – Послідовний тактовий сигнал від англ. Serial Clock. Ця лінія використовується для передачі тактового сигналу для другорядних пристроїв.
- CS і SS – вибір мікросхеми, або вибір другорядного пристрою (англ. Chip Select, Slave Select).

Конкретні імена портів інтерфейсу SPI можуть відрізнитись в залежності від виробника мікросхем. Можливі такі варіанти:

- MOSI: SIMO, SDO, DO, DOUT, SI, MTSR;
- MISO: SOMI, SDI, DI, DIN, SO, MRST;

Рис.3.16 – Типова структура зв'язків і ліній інтерфейсу SPI

Передача даних через SPI здійснюється пакетами (рис.3.17). Довжина пакету як правило становить 8 біт. Головний пристрій ініціює цикл зв'язку встановленням низького рівня на виводі CS другорядного пристрою.

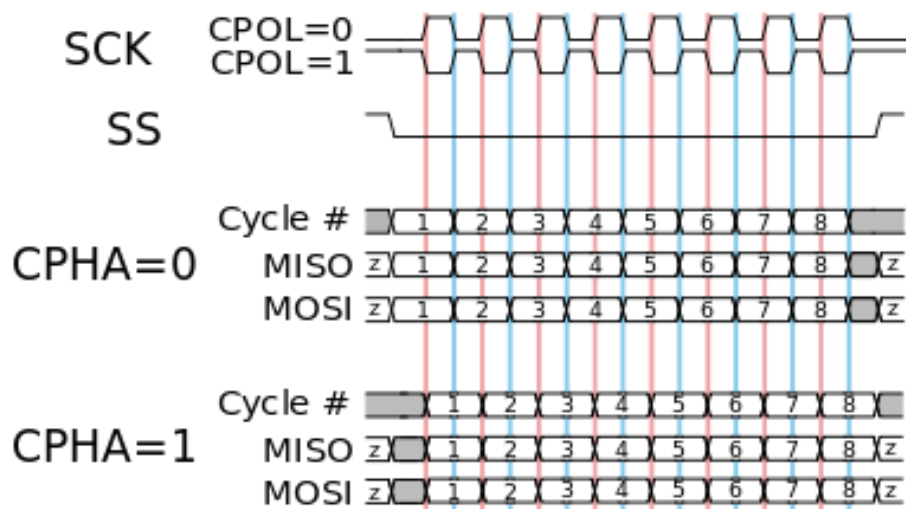


Рис.3.17 – Часова діаграма роботи інтерфейсу

При низькому рівні CS:

- Схемотехніка другорядного пристрою знаходиться в активному стані;
- Вихід MISO перемикається у режим «вивід»;
- Тактовий сигнал SCK від головного пристрою сприймається другорядним і викликає зчитування на вході MISO значень які передаються по лінії.

Дані які очікують на передачу, головний і другорядний пристрій записують у регістри зсуву. Передача починається, як правило, з старших бітів. Після передачі кожного пакету даних, головний пристрій, в цілях синхронізації другорядного пристрою, може змінити стан на лінії CS в високий рівень. В табл.3.1 неведені регістри налаштування SPI.

Таблиця 3.1 – Регістри налаштувань SPI

Номер біту	Назва	Дія
0 і 1	SPR0 SPR1	Біти управління тактовою частотою
2	CPHA	Фаза тактового сигналу
3	CPOL	Полярність тактового сигналу
4	MSTR	Вибір режиму передачі даних, встановлення 1 перемикає пристрій в режим головного, встановлення 0 – в режим другорядного
5	DORD	Порядок передачі даних
6	SPE	Дозвіл роботи SPI
7	SPIE	Дозвіл на здійснення переривання від SPI

3.8 Топологія систем зв'язку на базі SPI

В найпростішому випадку до головного пристрою є підключений тільки один пристрій, і є необхідний двусторонній обмін даними. У такому випадку використовується трьох провідна схема ввімкнення. Де лінія CS не впливає на роботу пристрою.

Існує ще декілька способів увімкнення. Перший з них дозволяє реалізувати радіальну структуру зв'язку (топологія типу зірка), цю схему прийнято вважати основною (рис.3.18). У даному випадку головний пристрій має формувати відповідну кількість сигналів вибору другорядного пристрою. При обміні даним відповідний йому сигнал перемикається в активний стан (0 – низький рівень), а всі інші залишаються не активними (1 – високий

рівень). Виходи даних MISO другорядних пристроїв з'єднані паралельно, і знаходяться в неактивному стані, в перед початком роботи один з виходів (вибраного другорядного пристрою) перемикається в активний режим.

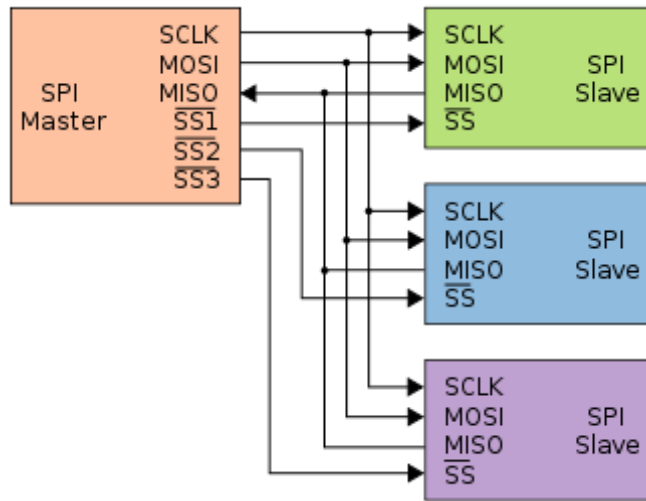


Рис.3.18 – Радіальна схема увімкнення

Другий спосіб дозволяє реалізувати структуру типу «коло» (рис.3.19).

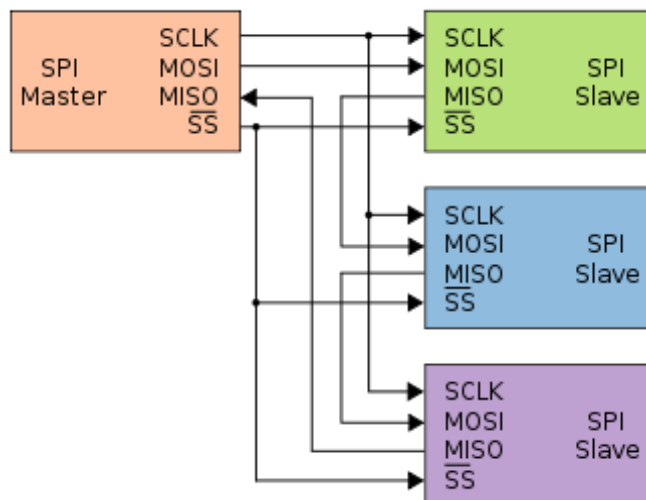


Рис.3.19 – Кільцева структура

У даному випадку для активації одночасно декількох другорядних пристроїв використовується один сигнал CS, а виходи цих пристроїв з'єднані послідовно і утворюють замкнуте коло. При передачі пакету даних від головного пристрою його отримує перший другорядний пристрій, яке в свою чергу, транлює його наступному і так далі. Для того, щоб пакет даних від головного пристрою досягнув визначеного другорядного пристрою, головний

пристрій повинен відправити ще декілька пакетів. За рядом недоліків ця схема використовується рідше.

3.9 Інтерфейс UART

UART – це універсальний асинхронний приймач-передавач. Це вузол в обчислювальних пристроях, призначений для організації зв'язку з іншими цифровими пристроями. Цей метод є широко використовуваним та має гарну документацію. Представляє собою логічну схему, що з однієї сторони підключена до шини обчислювального пристрою, а з іншої – має два або більше виходів для зовнішнього під'єднання.

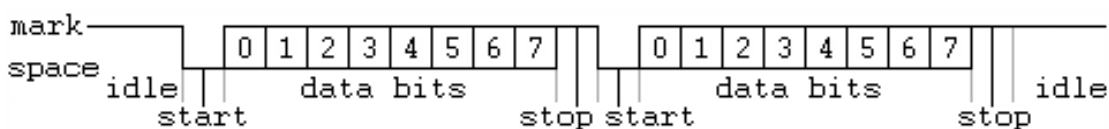
UART – може бути як окремим модулем так і частиною інтегральної схеми, наприклад, мікроконтролера.

Передача даних здійснюється по одному біту в рівні проміжки часу. Цей часовий проміжок, визначається заданою швидкістю UART і для конкретного з'єднання вказується у бодах. Існує загальноприйнятий ряд стандартних швидкостей: 300; 600; 1200; 2400; 4800; 9600; 19200; 38400; 57600; 115200; 230400; 460800; 921600 бод. Швидкість і тривалість біту зв'язані за формулою:

$$T=1/S,$$

де T – тривалість біту, а S – швидкість у бодах.

Окрім інформаційного потоку UART, автоматично вставляє у потік синхронізуючі мітки, стартовий і стоповий біт (рис.3.20). При прийманні ці зайві біти вилучаються з потоку. Зазвичай ці стартовий і стоповий біт окреслюють один байт інформації, однак існують варіації які дозволяють передавати по 5,6,7,8 і 9 біт. Окреслені стартом і стопом, ці біти є мінімальною помилкою даних.



Висновок

У результаті виконання дипломного проекту, був створений пристрій для приймання, першочергово оброблення та передачі сигналів активності мозку (ЕЕГ) на комп'ютер. В роботі було розглянуто основну теорію ЕЕГ та виникнення скальпових потенціалів. Пристрій дозволяє зняти сигнал з 8 активних точок та передати його цифрову версію на комп'ютер де спеціальна програма обробляє дані.

Після огляду пристроїв які виконують схожі функції було сформульоване ТЗ. Та введено ряд покращень які в перспективі зможуть краще зрозуміти сигнали ЕЕГ.

Перевагою розробленого пристрою JediF є простота його реалізації, відносна дешевизна деталей, та легкість монтажу. Система дозволяє працювати у віддаленні від комп'ютера який виступає основним вузлом опрацювання даних, це зумовлено тим, що у системі є вбудований пристрій запису даних.

Результати дипломної роботи будуть використані при написанні звітів з НДР № 2718/2-п, «Розробка комплексу діагностики функціонального стану людей за поглибленим аналізом сукупності пульсуючих фізіологічних сигналів» (№ ДР 0114U000557), яка виконується на кафедрі ТОР НТУУ «КПІ».

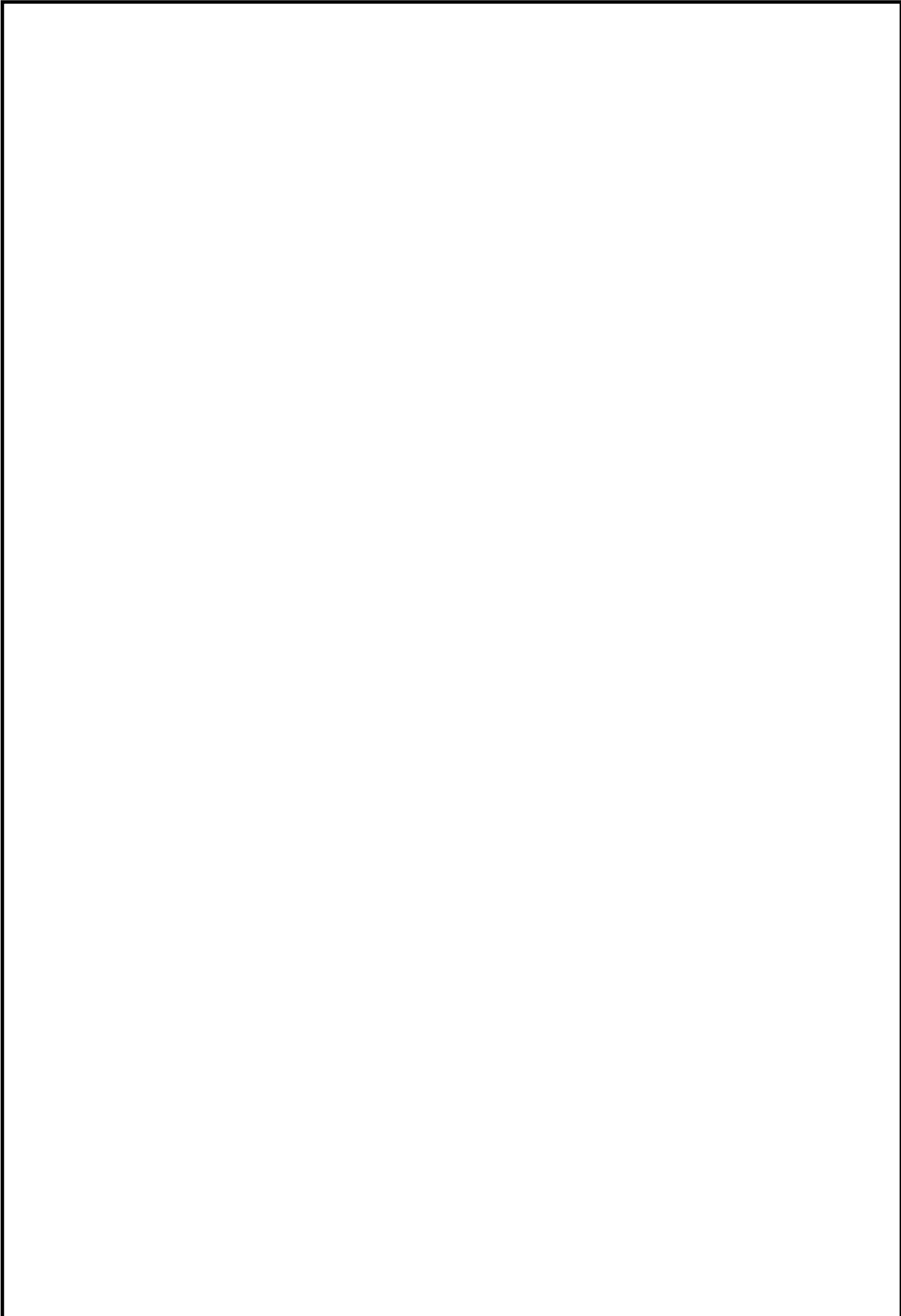
Всі завдання у роботі над пристроєм на першому етапі є виконанні. У майбутньому планується виконати JediF у меншому розмірі, збільшити час автономної роботи пристрою. Та спростити його у користуванні для пересічного користувача. Також планується створити готові модулі такі як: драйвери двигунів, дисплеїв, модулі керування літальними апаратами та ін., які полегшать роботу для ентузіастів та інженерів, які будуть використовувати JediF у своїх пристроях.

										А
3	А	№ докум.	Підп	Д	PC81.941321.001ПЗ					

Список використаної літератури

1. Кропотов Ю.Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия. : Заславский А.Ю. 2010р.
2. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. Пер. с английского. –4-е изд. перераб. и доп.–М.: Мир, 1993
3. Угрюмов Е. П. Цифровая схемотехника. 2-е издание переработанное и дополненное.: БХВ-Перербург, 2007
4. Белов А.В. Самоучитель разработчика устройств на микроконтролерах AVR.: Наука и техника, 2008
5. <http://eeg-online.ru/index.html> - Научный портал посвященный ЭЭГ
6. Datasheet Atmel ATmega328p
7. Datasheet Texas Instruments ADS1299
8. Datasheet RFDigital RF22301
9. Datasheet STMicroelectronics LIS3DHTR
10. Болл Стюарт Р. Аналоговые интерфейсы микроконтроллеров. — М.: Додэка-XXI, 2007.
11. Лапин А.А. Интерфейсы. Выбор и реализация. — М.: Техносфера, 2005.

					<i>РС81.941321.001ПЗ</i>	А
3	А	№ докум.	Підп	Д		



					<i>PC81.941321.001ПЗ</i>	A
3	A	№ докум.	Підп	Д		

Додаток А

Портативний електроенцефалограф

Технічне завдання

РС81.941321.001 ТЗ

**Київ
2022р.**

1 РОЗРОБКА ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ

В дипломному проекті представлена схемна реалізація портативного електроенцефалографа

1.1 Підстава для розробки та її джерела

Завдання на дипломний проект освітньо-кваліфікаційного рівня бакалавр, видане на кафедрі теоретичних основ радіотехніки.

1.2 Джерела для розробки

Підставою для розробки є завдання видане керівником дипломного проекту.

1.3 Мета та призначення розробки

1.3.1 Метою розробки є не повний комплект конструкторської документації, який призначений для виготовлення портативного електроенцефалографа.

1.3.2 Закріплення теоретичних знань, практичних вмінь і навичок, щодо розробки та розрахунків РЕА, набутих при вивченні комплексу дисциплін згідно з навчальним планом підготовки бакалавра;

1.3.3 Формування вмінь і навичок, використання набутих знань для вирішення конкретних задач проектування РЕА;

1.3.4 Систематизація і комплексне використання сформованих знань і умінь;

1.3.5 Методична підготовка виконання дипломного проекту;

1.3.6 Призначення розробки

Призначенням розробки створення нового портативного електроенцифалографа

1.4 Технічні вимоги

1.4.1 Показники призначення

Радіотехнічні характеристики функціонального призначення

- мінімальна роздільна здатність50мкВ;
- кількість розрядів АЦП, не менше8;
- мінімальна кількість датчиків8;
- нелінійність АЦП, не більше0,1%;

1.4.2 Вимоги

- Клас використання – РЕА наземна;
- Група використання – носима (переносна);
- Підгрупа використання – професійна.

1.4.3 Склад РЕА і вимоги до конструкції виробу

- 1) конструктивно даний виріб складається з двох блоків;
- 2) наземна РЕА не критична до маси та габаритів;
- 3) зв'язок з комп'ютером через бездротовий інтерфейс

- 4) живиться від акумулятора;
- 5) вимоги до рівня мініатюризації.

1.4.4 Вимоги стійкості РЕА до механічних та кліматичних впливів

Пристрій при експлуатації повинен бути стійкий до впливу кліматичних факторів по ГОСТ 20790-82 для кліматичного виконання УХЛ.

ГОСТ 15150-69 встановлено дев'ять основних класів кліматичних виконань РЕА. Проектуєуюча РЕА згідно з завданням на дипломний проект виконується для районів з помірним кліматом зі середньорічними екстремумами $-45..+40$ °С. Цим же ГОСТ встановлюються додаткові категорії розміщення. Дана РЕА має експлуатуватися в закритих приміщеннях зі звичайною вентиляцією без кондиціювання та в нерегулярно опалювальних приміщеннях.

1.4.5 Вимоги до надійності РЕА

Основними показником надійності є показник безвідмовності не менше 2000 год. Середній термін служби не менше 3 років при середній інтенсивності експлуатації 5 год на добу. Критерієм граничного стану вважається економічна недоцільність відновлення пристрою ремонтом

Мінімальний час відновлення працездатного стану пристрою T_v вибирається 4 (год).

Значення коефіцієнта готовності k_r вибирається 0,99.

1.4.6 Вимоги до технологічності і метрологічного забезпечення

Під технологічністю виробу розуміють сукупність якостей конструкт

ції, що визначають її пристосованість до раціональної витрати трудових і матеріальних ресурсів при підготуванні виробництва промисловості

i

					<i>PC81.941321.001ПЗ</i>	A
3	A	№ докум.	Підп	Д		

випуску в заданому обсязі, а також при технічному обслуговуванні і ремонті в процесі експлуатації.

Технологічні вимоги по ГОСТ 16201-83.

Всі комплектуючі виробу перед встановленням повинні проходити вхідний контроль на відповідність вимогам своїх технічних умов.

1.4.7 Вимоги ергономіки та технічної естетики

При проектуванні приладу необхідно забезпечити ергономічні вимоги:

а) антропологічні вимоги, які характеризують ступінь відповідності виробу силовим, швидкісним, рецепторним (зір, слух, дотик) можливостям користувача;

б) психофізичні вимоги, які характеризують ступінь відповідності виробу можливостям користувача до зберігання, відчуття і переробки інформації;

в) гігієнічні вимоги, які характеризують безпосередній вплив середовища використання: мікрокліматичні фактори (температура, вологість, тиск), параметри освітленості, рівень шуму, вібрацій, навантажень, рівень випромінювання, рівень напруженості електричного, магнітного та електромагнітного полів, стан повітряної суміші.

У професійній РЕА спеціально обговорюються наявність споживчих зручностей застосованих до конкретного виробу. На пристрої повинні бути нанесені чіткі та стійкі умовні позначення і надписи, що пояснюють призначення органів керування і пристроїв перемикання.

На приладі необхідно нанести необхідну інформацію: вид живлення, номінальна напруга живлення, частота живлення, частота мережі, споживана потужність, позначення контактних пристроїв.

1.4.8 Вимоги до рівня стандартизації та уніфікації

При розробці максимально використовувати стандартні деталі та уніфіковані вузли. Комплектуючі вироби повинні задовольняти вимогам відповідних стандартів ТУ на них.

1.4.9 Вимоги безпеки радіоелектронна апаратура (РЕА)

Розроблюючи концепцію побудови побутового пристрою, безпечного для життя та здоров'я людини, насамперед треба опиратися на такі заходи попередження небезпеки ураження струмом:

- доступні частини приладу не повинні знаходитись під небезпечною напругою. Напругу вважають небезпечною, якщо між поверхнею і плюсом джерела живлення через резистор 50кОм, проходить змінний струм понад 0,7 мА або постійний струм понад 2 мА;
- ізоляція деталей, яка знаходиться під небезпечною напругою, не може бути гігроскопічною;
- конструкція приладу має виключати можливість ураження струмом в процесі регулювання;
- конструкція має виключати можливість ураження струмом з боку доступних деталей і тих деталей, які стають доступними після зняття кришки і відключенні живлення;
- додатковий контроль захисту виконується в умовах імітації несправності (при подвоєному значенні струму).

1.5 Вимоги до маркування та пакування

Особливих вимог до пакування не пред'являється. Маркування здійснюється на вкладиші, де вказують серійний номер плати, шифр виконуючого складальні операції і дати їх виконання.

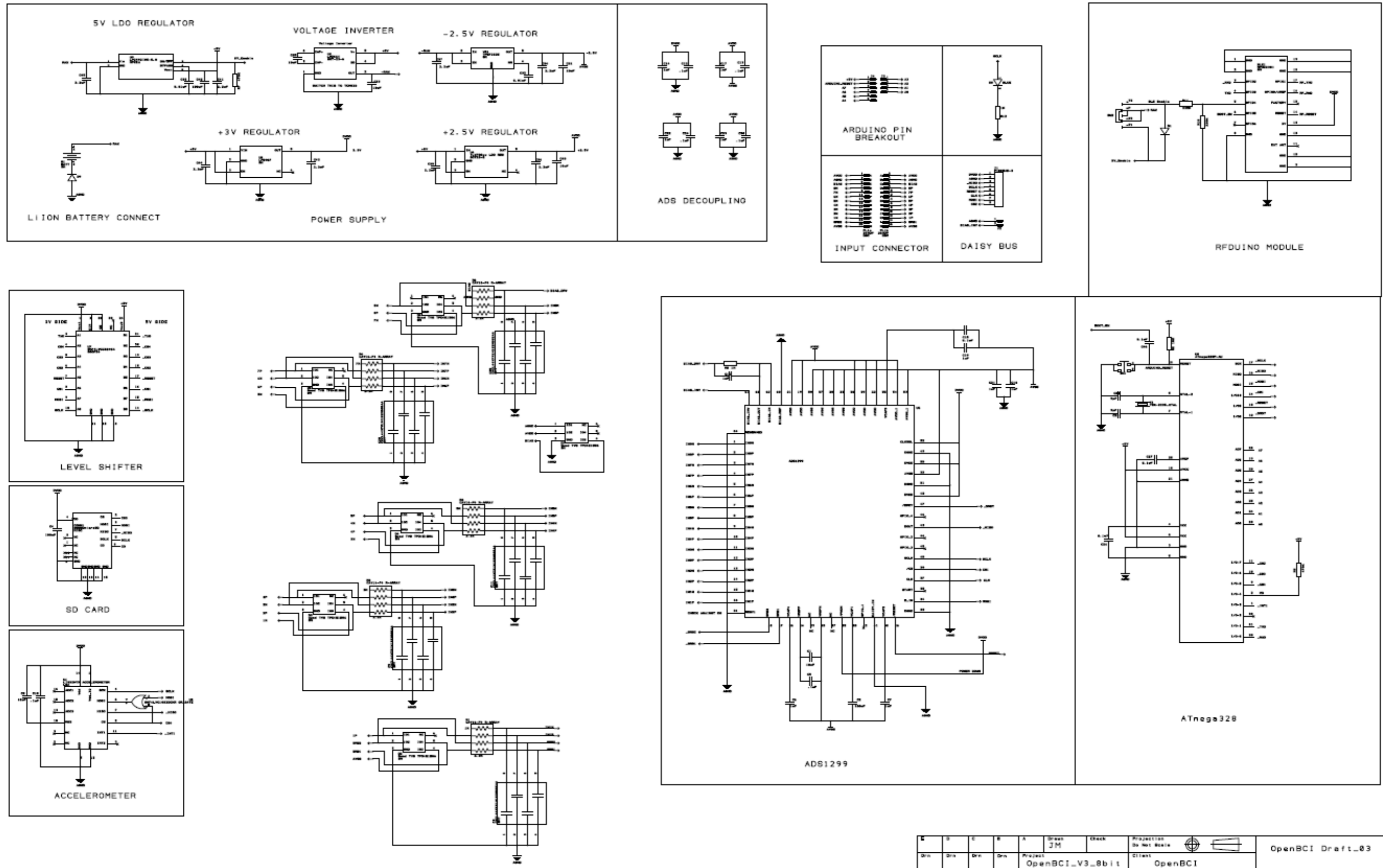
1.6 Естетичні та ергономічні вимоги

Необхідно забезпечити гармонійне розташування елементів пристрою для підвищення технологічності складальних операцій комплексу, до складу якого він входить.

1.7 Економічні вимоги

Забезпечити мінімальну вартість пристрою.

Додаток Б



Додаток В

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	А4		Завдання на дипломний проєкт	2	
2	А4	РС81.941321.001ПЗ	Пояснювальна записка	56	
3	А1	РС81.941321.001ТК	Схема	1	
4	А4	РС81.941321.001ПЗ	Технічне завдання	7	

				РС81.941321.001		
	ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Кондрашин М.Р.			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівн.	Гусєва О.В.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. РІ Гр. РС-81	
Н/контр.						
Зав.каф.						