

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

**Факультет робототехніки та приладобудування
Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри
_____Юрій КИРИЧУК

«___»_____2026 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані
системи та технології в приладобудуванні»
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»**

на тему: «Автоматизований електрокардіограф»

Виконала:

студент IV курсу, групи ПМ-21
Фисак Богдан Романович

Керівник:

к.т.н., доцент
Баженов Віктор Григорович

Рецензент:

к.т.н., доцент
Терещенко Микола Федорович

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

Студент _____
(підпис)

Київ – 2026 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4	ПМ21.12.1720.00.000.ПЗ	Пояснювальна записка	69	
2	A1	ПМ21.12.1720.01.000.СхА	Алгоритм аналізу електрокардіограми	1	
3	A1	ПМ21.12.1720.02.000.СхФ	Схема функціональна	1	
4	A1	ПМ21.12.1720.03.000.СхЕ	Електрична принципова схема	1	
5	A1	ПМ21.12.1720.04.000.СхЕ	Друкована плата	1	
6	A1	ПМ21.12.1720.05.000.СхЕ	3-Д модель друкованої плати	1	
7	A4	ПМ21.12.1720.06.000.СП	Специфікація Електричної принципової схеми	1	

				ДП ПМ21.12.1720.00.000		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробник	Фисак Б. Р.			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівник	Баженов В. Г.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. АСНК Гр. ПМ-21	
Н/контр.						
Зав. каф.						

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Автоматизований електрокардіограф»**

Київ – 2026 року

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Факультет робототехніки та приладобудування

Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____Юрій КИРИЧУК

«___»_____2026 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Фисаку Богдан Романовичу

1. Тема роботи «Автоматизований електрокардіограф», керівник проєкту Баженов Віктор Григорович, кандедат технічних наук, доцент, затверджені наказом №1905-с по університету від «26» травня 2026 р.

2. Термін подання студентом проєкту __ червня 2026 року

3. Вихідні дані до проєкту : розробити прилад для вимірювання і аналізу серцевої активності.

4. Зміст пояснювальної записки

1. Вступ

2. Принцип роботи електрокардіографа

3. Огляд і аналіз типів електрокардіографів

4. Структурна схема

5. Функціональна схема

6. Електрична принципова схема

7. Алгоритм аналізу кардіограми

8. Висновки

9. Список використаних джерел

5. Перелік ілюстративного матеріалу (5 листа А1):

1 – Алгоритм аналізу електрокардіограми

2 – Функціональна схема пристрою

3 – Електрична принципова схема

4 – Друкована плата

5 – 3-Д модель друкованої плати

6. Дата видачі завдання 15 березня 2026 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Формулювання завдання проекту	27.03.2026	
2	Проведення аналітичного огляду	16.04.2026	
3	Розрахунок параметрів датчика	20.04.2026	
4	Оформлення пояснювальної записки	26.05.2026	
5	Розробка графічної частини проекту	31.05.2026	

Студент

Фисак БОГДАН

Керівник

Віктор БАЖЕНОВ

Анотація

В дипломному проєкті було проведено розробку автоматизованого електрокардіографа.

В першому розділі проводиться аналітичний огляд принципів роботи електрокардіографа, основні закони і теорії електрокардіографії, розглядаються відмінності між різною кількістю відведень і як їх підключати.

В другому розділі проводиться огляд приладів вимірювання електрокардіограм, оглядаються переваги і недоліки кожного типу електрокардіографів.

В третьому розділі формуються основні вимоги до автоматизованого електрокардіографа, описується об'єкт керування і розробляється структурна схему автоматизованої системи.

В четвертому розділі розробляється функціональна схема автоматизованого електрокардіографа, проводиться розрахунок параметрів підсилювачів і фільтрів низьких і високих частот.

В п'ятому розділі проводиться проектування електричної принципової схеми приладу і аналіз його елементів. Розробляється друкована плата і 3-д модель друкованої плати.

В шостому розділі розробляється алгоритм аналізу серцевої активності пацієнта з урахуванням можливостей сучасного мікроконтролера. Створюється блок схема алгоритму і алгоритм реалізовується в програмному середовищі MATLAB.

Анотація являє огляд змісту дипломного проекту, що складається з аналізу методів та пристроїв електронної кардіограми, розробку функціональної схеми та реалізації у вигляді складального кресленика та друкованої плати.

Ключові слова: електрокардіограф, мікроконтролер, електрокардіограма, алгоритми, аналого-цифровий пееретворювач.

Annotation

An automated electrocardiograph was developed as part of this thesis project.

The first chapter provides an analytical overview of the principles of electrocardiograph operation, the fundamental laws and theories of electrocardiography, and examines the differences between various numbers of leads and how to connect them.

The second chapter reviews electrocardiogram measurement devices and examines the advantages and disadvantages of each type of electrocardiograph.

The third chapter outlines the basic requirements for an automated electrocardiograph, describes the control object, and develops a block diagram of the automated system.

In the fourth chapter, a functional diagram of the automated electrocardiograph is developed, and the parameters of the low- and high-frequency amplifiers and filters are calculated.

In the fifth chapter, the electrical schematic diagram of the device is designed, and its components are analyzed. A printed circuit board and a 3D model of the printed circuit board are developed.

In the sixth chapter, an algorithm for analyzing the patient's cardiac activity is developed, taking into account the capabilities of a modern microcontroller. A block diagram of the algorithm is created, and the algorithm is implemented in the MATLAB software environment.

The abstract provides an overview of the thesis project, which consists of an analysis of electronic cardiogram methods and devices, the development of a functional diagram, and its implementation in the form of an assembly drawing and a printed circuit board.

Keywords: electrocardiograph, microcontroller, electrocardiogram, algorithms, analog-to-digital converter.

Зміст

ВСТУП.....	11
РОЗДІЛ 1. ПРИНЦИП РОБОТИ ЕЛЕКТРИЧНОГО КАРДІОГРАФА.....	13
1.1 ОСНОВНА ТЕОРІЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ	14
1.2 6 ВІДВЕДЕНЬ І 12 ВІДВЕДЕНЬ	15
1.3 ПІДКЛЮЧЕННЯ ЕЛЕКТРОДІВ.....	17
1.4 РОЗБІР ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ	19
1.5 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ	20
РОЗДІЛ 2. ОГЛЯД І АНАЛІЗ ТИПІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІВ.....	21
2.1 ПРИКЛАД СТАЦІОНАРНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА	22
2.2 ПРИКЛАД ПОРТАТИВНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА	23
2.3 ПРИКЛАД КОМП'ЮТЕРНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА	25
2.4 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ	26
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ	27
3.1 СТРУКТУРНА СХЕМА.....	27
3.2 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ	28
РОЗДІЛ 4 ФУНКЦІОНАЛЬНА СХЕМА	29
4.1 ВИСНОВОК.....	30
РОЗДІЛ 5 ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА СХЕМА	31
5.1 ВИБІР КОМПОНЕНТІВ ДЛЯ ПІДСИЛЕННЯ І ФІЛЬТРАЦІЇ СИГНАЛУ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ.....	31
5.2 ВИБІР МІКРОКОНТРОЛЕРА	37
5.3 ВИБІР ДИСПЛЕЮ І СЕНСОРНОГО ДАТЧИКУ	40
5.4 ВИБІР ЕЛЕМЕНТІВ ЖИВЛЕННЯ	43
5.5 РОЗРАХУНОК СПОЖИВАННЯ СТРУМУ В СХЕМІ	49
5.6 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ	50
РОЗДІЛ 6 АЛГОРИТМ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ	51
6.1 БЛОК-СХЕМА АЛГОРИТМУ	52
6.2 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ АЛГОРИТМУ В МАТЛАБ	59
6.3 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ	61
ВИСНОВОК.....	62
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛА.....	63
ДОДАТОК А.....	65

ВСТУП

Галузь охорони здоров'я є найбільш актуальною темою з усіх можливих. Людство у всі часи свого існування було занепокоєне цією тематикою. Головною проблемою в цій галузі є те що багато захворювань неможливо виявити до моменту коли стає занадто пізно для лікування. Розвитком нових технологій дав нам можливість діагностувати і лікувати захворювання які раніше вважалися невиліковними. До прикладу магнітно-резонансна томографія яка використовує сильне магнітне поле і радіохвилі для отримання детального 3д зображення внутрішніх органів пацієнта, він дає змогу діагностувати ракові пухлини інсульт і патології мозку, судин і хребта.

У сучасному світі найчастішою причиною смерті є серцево-судинні захворювання, такі як інсульт, ішемічна хвороба серця та інші. Причиною цього є те що серцево-судинні захворювання розвивається без симптомів, за часту першими симптомами стають інфаркт чи інсульт. Людина може роками прожити і не підозрювати що в неї розвиваються серцево-судинні захворювання. Вчасно поставлений діагноз суттєво збільшує шанс на збереження життя пацієнта. Для виявлення серцево-судинних захворювань, лікарем кардіологом, використовується прилад електронний кардіограф.

Електричний кардіограф — це медичний прилад який зчитує електричні імпульси, які виникають під час роботи серцевого м'язу і відображає їх на екрані або на папері. Перші електрокардіографи з'явилися в 1903 і раніше вони важили 270 кг, мали 3 відведення і друкували результати виключно на папері. З розвитком технологій електрокардіографи стали меншими і важать до 5 кг, мають до 12 відведень і виводять результати як на папері так і на дисплеї.

Метою даного проекту є розробити автоматизований електрокардіографа для потреб військових лікарів і працівників швидкої допомоги. Головними вимогами до пристрою є компактність, автономність, простота у використанні і наявність автоматичного аналізу. У зв'язку із специфікою роботи військових

лікарів і працівників швидкої допомоги, вони часто переміщуються і проводять огляд і надають медичну допомогу на місці і в них не має можливості взяти з собою стаціонарний електрокардіограф який може бути необхідний для виявлення проблеми зі здоров'ям у пацієнта, тому компактність і автономність є необхідними характеристиками пристрою. У свою чергу простота у використанні і наявність автоматичного аналізу дозволяє спростити і прискорити аналіз електрокардіограми, бо в цих умовах швидкість має більше значення ніж у клінічних умовах.

РОЗДІЛ 1. ПРИНЦИП РОБОТИ ЕЛЕКТРИЧНОГО КАРДІОГРАФА

Серце — це м'яз який в кожний момент своєї діяльності генерує електричне поле навколо себе. Це електричне поле розповсюджується по всьому тілі утворюючи потенціали у різних точках тіла.

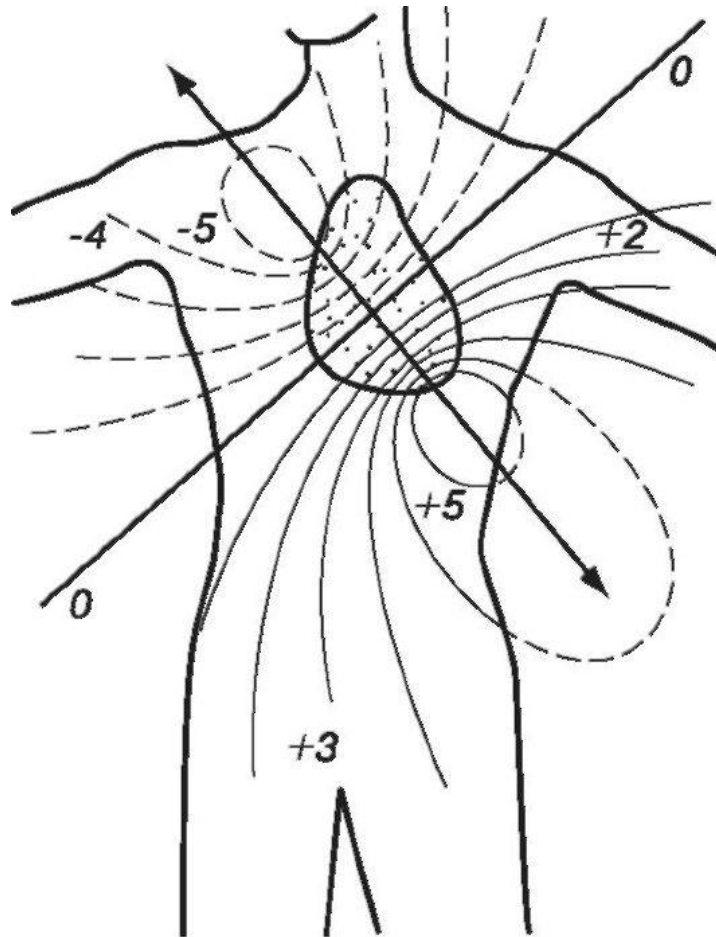


Рис 1.1 Графічне зображення електричного поля серця

Серце має форму конуса і його основа, найширша частина, спрямована назад і вгору тоді як верхівка серця це вузький кінець і спрямована вона вниз, вперед і вліво. Якщо уявити що основа серця матиме негативний заряд, а верхівка позитивний заряд, то електричне поле серця матиме вигляд як на рисунку 1.1.

Із за асиметричного положення серця в грудній клітині його електричне поле зміщене в сторону лівої руки і лівої ноги. Кут нахилу в нормі складає від $+30^\circ$ до $+60^\circ$. Через специфікацію будови грудної клітини в різних людях кут нахилу серця може відхилятися вліво (від 0° до $+30^\circ$) або відхилятися в право (від $+60^\circ$ до $+90^\circ$)^[2]

1.1 ОСНОВНА ТЕОРІЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ

В основі роботи електронного кардіографа лежить теорія Ейнтховена.

Теорія Ейнтховена — це основна теорія електрокардіографії яка описує серце як електричний диполь, яке знаходиться у центрі трикутника Ейнтховена.

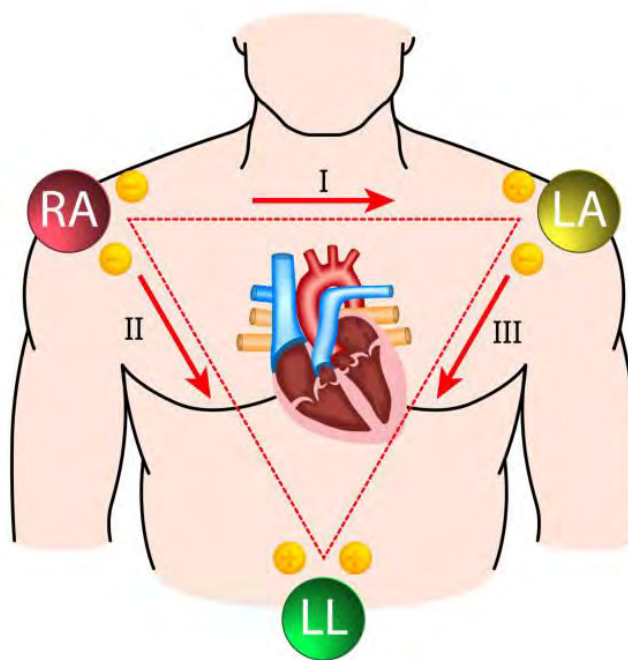


Рис. 1.2 трикутник Ейнтховена

Трикутник Ейнтховена - це рівносторонній трикутник у центрі якого знаходиться серце. Кожна вершина трикутника з'єднана з відповідною кінцівкою людини. Як зображено на рисунку 1.2, верхня ліва вершина з'єднана з правою рукою, верхня права вершина з'єднана з лівою рукою, нижня вершина з'єднана з лівою ногою.^[4]

При такому способі з'єднання утворюється 3 відведення, на рисунку 1.2 вони позначенні як I(між правою рукою і лівою рукою), II(між правою рукою і лівою ногою) і III(між лівою рукою і лівою ногою).

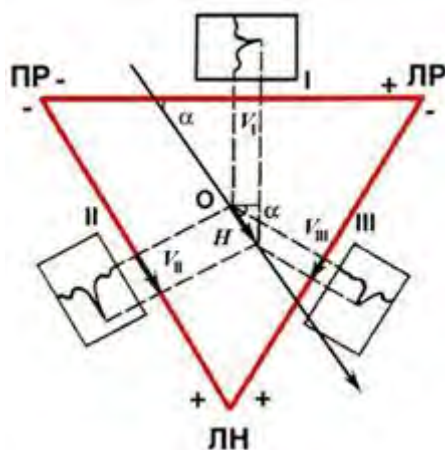


Рис. 1.3 приклад проекції інтегрального вектора

Як зображено на рисунку 1.3 отриманий сигнал з кожного відведення являє собою проекцію інтегрального вектора електричного поля серця на вісь відведення. Кожне відведення дивиться на інтегральний вектор під власним кутом, відведення I під кутом 0° , відведення II під кутом $+60^\circ$ і відведення III під кутом $+120^\circ$ ^[3].

1.2 6 ВІДВЕДЕНЬ І 12 ВІДВЕДЕНЬ

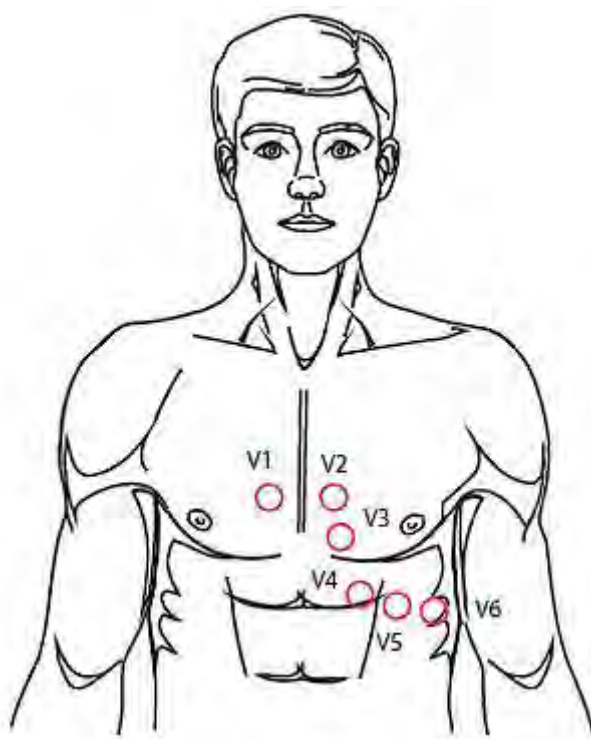
Окрім 3 основних відведень, також існує ще 3 однополярні посилені відведення. Вони формуються як різниця потенціалів між позитивним електродом відведення і середньою точкою між двома іншими електродами. Вони мають такі позначення:

- aVR – відведення від правої руки, під кутом $+90^\circ$
- aVL – відведення від лівої руки, під кутом -30°
- aVF – відведення від лівої ноги, під кутом -150°

Ці відведення потрібні для отримання більш точних результатів вимірювання серцевої активності. При використанні 3 відведень, ми отримуємо проекцію з 3 позицій тоді як при використанні 6 відведень ми отримуємо проекцію із 6 позицій, що дозволяє побачити рух інтегрального вектора під кутом який не доступний при використанні 3 відведень.

При використанні 6 відведень ми отримаємо лише фронтальний зріз роботи серця, тоді як серце - 3д об'єкт і його електричне поле міняється в трьох площинах. Для того щоб побачити серце з інших площин, використовують 12 відведень.

Нові 6 відведень називають грудними, позначаються с V1 по V6. Вони формуються як різниця потенціалів між активний електродом що розміщують на грудній клітині і негативним електродом який утворюється при з'єднанні



трьох кінцівок, правої руки, лівої руки і лівої ноги.

Рис. 1.4 розміщення грудних відведень

На рисунку 1.4 зображено як повинні розміщуватися активні електроди грудних відведень. При такому способі з'єднання ми отримуємо горизонтальний зріз роботи серця.

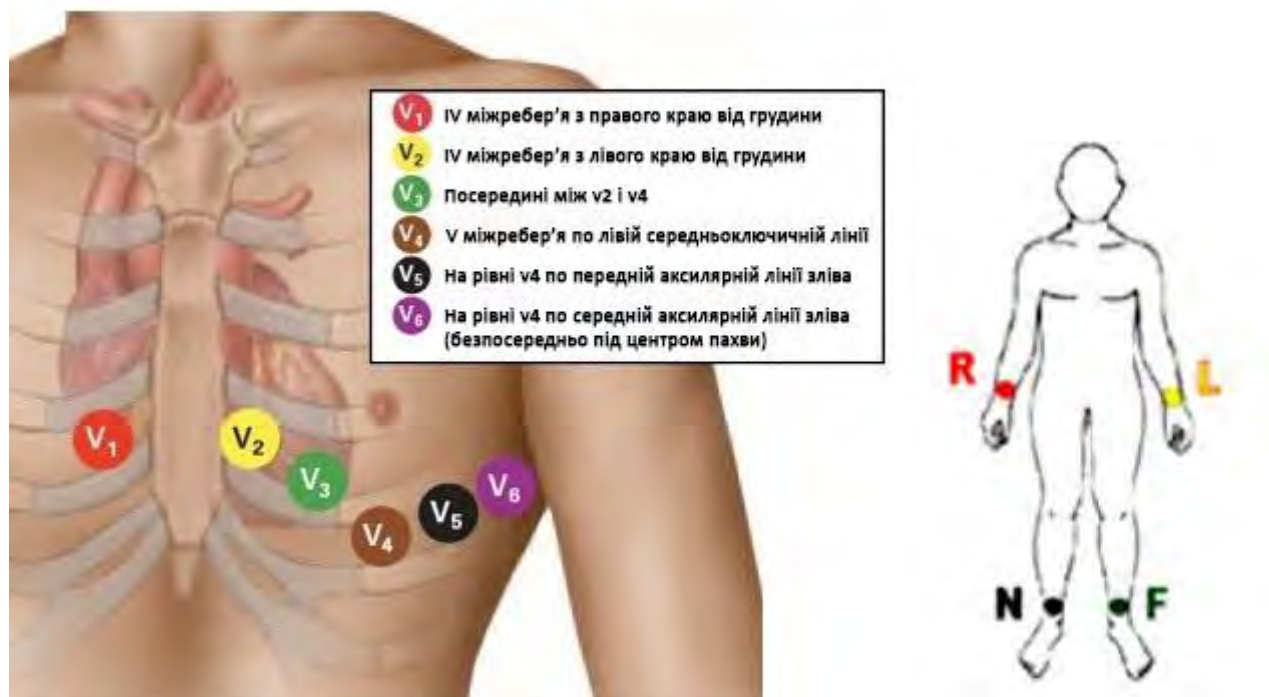


Рис. 1.5 місця накладання електродів

1.3 ПІДКЛЮЧЕННЯ ЕЛЕКТРОДІВ

На рисунку 1.5 зображено місця накладання електродів, на правій частині рисунку місця для 4 електродів на кінцівки, а з лівої сторони місця для 6 електродів на грудну клітину. Кожний електрод має своє позначення і колір.

Електроди на кінцівках:

- RA, має червоний колір і розміщується на правій руці
- LA, має жовтий і розміщується на лівій руці
- LL, має зелений колір і розміщується на лівій нозі
- RL, має чорний колір і розміщується на правій нозі

Електроди на грудній клітині:

- V1, має червоний колір і розміщується в четвертому міжребер'ї з правого краю грудної клітини
- V2, має жовтий колір і розміщується в четвертому міжребер'ї з лівого краю грудної клітини
- V3, має зелений колір і розміщується по середині між електродами V2 і V4
- V4, має коричневий колір і розміщується в п'ятому міжребер'ї по лівій середньоключичній лінії
- V5, має чорний колір і розміщується на рівні електрода V4 по передній аксилярній лінії зліва
- V6, має фіолетовий колір і розміщується на рівні електрода V4 по середній аксилярній лінії зліва

1.4 РОЗБІР ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

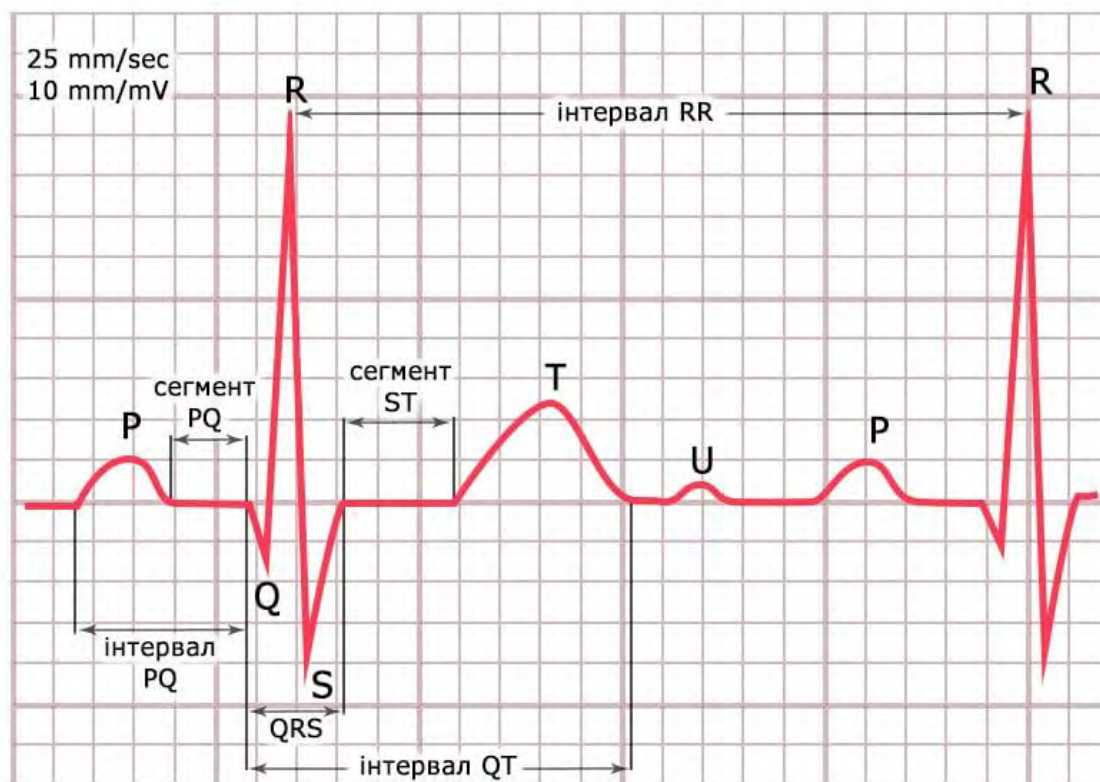


Рис. 1.6 Схематичне зображення електрокардіограми

На рисунку 1.6 схематично зображена електрокардіограма. Електрокардіограма складається із зубців і інтервалів. Зубці — це виступи на електрокардіограмі, які позначаються однією буквою. Електрокардіограма містить такі зубці:

- зубець P — показує ступінь скорочення та розслаблення передсердь
- зубець T — відображає реполяризацію міокарда та розслаблення шлуночків
- зубець R — відображає поширення імпульсів по міокарду правого та лівого шлуночків
- зубець S — показує збудження у базальному шарі шлуночків
- зубець Q — показує збудження перегородки між шлуночками

У дорослої людини нормою можуть вважатися такі параметри кардіограми^[17]:

- частота серцевих скорочень у стані спокою від 60 до 80 ударів за хвилину;
- інтервал RR – від 0,6 до 1,2 с;
- інтервал PR – від 120 до 200 мс;
- сегмент ST - 320 мс;
- комплекс QRS – від 60 до 100-120 мс;
- зубець P – 80 мс;
- зубець T – 160 мс.

1.5 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ

У даному розділі було оглянуто необхідну теоретичну інформацію для розуміння формування електричного поля серця, принципів вимірювання серцевої активності і різниці між різною кількістю відведень. Тудо розглянуто що таке теорія Ейнтховена, трикутник Ейнтховена, для чого він потрібний і як формується кожний із 12 відведень.

РОЗДІЛ 2. ОГЛЯД І АНАЛІЗ ТИПІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІВ

Електрокардіографи поділяється на декілька типів:

- Стационарні електрокардіографи
- Портативні електрокардіографи
- Комп'ютерні електрокардіографи

Кожний із цих типів електрокардіографів також поділяється на декілька типів за кількістю відведень, 3 відведення, 6 відведень і 12 відведень.

Стационарний електрокардіограф — це високоточний професійний прилад для використання в клінічних умовах. Такі прилади завжди мають самописець для роздрукування електрокардіограми на папері, а також найвищу точність і частоту дискретизації у порівнянні з іншими електрокардіографами, не потребують додаткової периферії для своєї роботи.

Портативний електрокардіограф дуже подібний до стационарного електрокардіографа, але при цьому має менші габаритні розміри, акумулятор чи батареї для автономної роботи і меншу точність і частоту дискретизації. Такі прилади бувають як із самописцем так і без нього, можуть мати як 3 канали відведення, 6 каналів відведень чи 12 каналів відведень. Також ці прилади використовуються не тільки у клінічних умовах, а також працівниками швидкої допомоги для проведення діагностики. Ці прилади не потребують додаткової периферії для своєї роботи.

Комп'ютерний електрокардіограф є найсучаснішим приладом серед інших електрокардіографів. Його головною особливістю є відсутність елементів виведення інформації, замість цього він передає всю інформацію ні інші пристрої, такі як комп'ютер, ноутбуку, смартфон чи планшет. Така конструкція дозволяє зменшити габаритні розміри і зменшити ціну пристрою.

2.1 ПРИКЛАД СТАЦІОНАРНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА



Рис. 2.1 Стаціонарний електрокардіограф GE MAC VU360.

На рисунку 2.1 зображений стаціонарний електрокардіограф GE MAC VU360. Це найсучасніше рішення, розроблене для найвибагливіших потреб сучасної кардіології. Він створений з урахування вимог до точності і надійності, ця робоча станція пропонує широкі можливості для проведення ЕКГ у стані спокою, що гарантують точну та ефективну оцінку стану серця. Її передові технології забезпечують безперебійний збір та інтерпретацію даних, що сприяє швидкому прийняттю клінічних рішень та підвищенню якості догляду за пацієнтами.

Таблиця 2.1 Технічні характеристики GE MAC VU360

Основні параметри	
Відведення	12 відведень
Принтер	Вбудований термо / Зовнішній лазерний
Частота дискретизації	1000Гц
Частотна характеристика	0.04Гц ~ 150Гц
Діапазон виміру ЧСС	30 ~ 300 уд/хв
Параметри живлення	100 — 240 В~, 50/60 Гц, Внутрішня літій-іонна батарея (до 6 годин автономної роботи)
Дисплей	15.6 дюйми

2.2 ПРИКЛАД ПОРТАТИВНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА



Рис. 2.2 Портативний електрокардіограф BE1200A

На рисунку 2.2 зображений портативний електрокардіограф BE1200A. Це компактний 12-канальний електрокардіограф який використовується у відділеннях функціональної діагностики, у кардіологічних відділеннях, у відділеннях інтенсивної терапії лікарень і поліклінік, бригадами невідкладної медичної допомоги. BE1200A виявляє, реєструє та здійснює автоматичне вимірювання та інтерпретацію комплексів електрокардіографічних сигналів у дорослих та дітей з метою діагностики та досліджень. Записи сигналів електрокардіографа можуть бути збережені в пам'яті приладу, роздруковані на внутрішньому термопринтері або лазерному принтері^[6]. У таблиці 2.2 наведені основні технічні характеристики приладу.

Таблиця 2.2 Технічні характеристики BE1200A

Основні параметри	
Відведення	12 відведень
Принтер	Вбудований термо / Зовнішній лазерний
Частотна характеристика	0.05Гц ~ 150Гц +0.04dB -3.0dB
Діапазон виміру ЧСС	30 ~ 300 уд/хв
Параметри живлення	100 — 240 В~, 50/60 Гц, 100 ВА Внутрішня вбудована акумуляторна батарея 14.8 В 3100 мАгод
Огляд сигналів ЕКГ по 12 - відведенням	10 хвилин
Габаритні розміри (Д, Ш, В)	305мм, 228мм, 74мм
Дисплей	10.4 дюйми

2.3 ПРИКЛАД КОМП'ЮТЕРНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА



Рис. 2.3 Комп'ютерний електрокардіограф ECG – 2000

На рисунку 2.3 зображений комп'ютерний електрокардіограф ECG – 2000, 12 канальний цифровий прилад, виготовлений в Україні з програмним забезпеченням для роботи без ведення записів результатів на паперових носіях. Сигнал електрокардіографа вимірюється, редагується і відтворюється на ПК. Прилад оснащений кабелем який формує 12 відведень і кабелем USB-порту для підключення до ПК. У таблиці 2.3 наведені основні технічні характеристики приладу^[7].

Таблиця 2.3 Технічні характеристики ECG - 2000

Основні параметри	
Відведення	12 відведень
Принтер	Відсутній

Частота дискретизації	1000Гц
Частотна характеристика	0.05Гц ~ 250Гц
Параметри живлення	100 — 240 В~, 50/60 Гц
Габаритні розміри (Д, Ш, В)	33.5мм, 25.5мм, 9.4мм
Дисплей	Відсутній

2.4 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ

У розділі 2, розглянуто і проаналізовано типи електрокардіографів, було розглянуто три основні типи електрокардіографів, стаціонарні, портативні і комп'ютерні. Було розібрано кожні три типи, проаналізовано їхні переваги і недоліки.

РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ

У межах даного проєкту розробляється автоматизована система для вимірювання та аналізу серцевої активності людини на основі електрокардіограми сигналу (ЕКГ). Система призначена для реєстрації біоелектричних сигналів серця, їх підсилення, фільтрації та подальшої цифрової обробки з метою визначення частоти серцевих скорочень.

Основою аналогового модуля є підсилювач і фільтри, які використовується для зчитування слабких біопотенціалів з електродів та попередньої аналогової обробки сигналу. Отриманий сигнал надходить до мікроконтролера де виконується аналого-цифрове перетворення. Потім проводиться аналіз електрокардіограми, після чого вся отримана інформація виводиться на дисплей.

3.1 СТРУКТУРНА СХЕМА

Прилад являє собою систему здатну виконувати функції без участі людини. Людина залучається лише на етапі обслуговування та контролю функціонування.

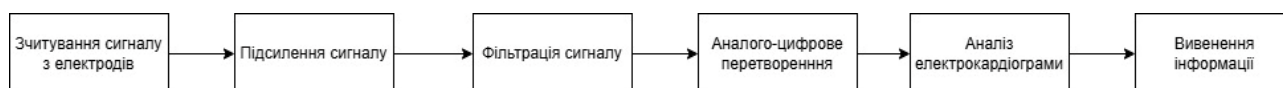


Рис. 3.1 Структурна схема автоматизованого електрокардіографа

На рисунку 3.1 зображена структурна схема автоматизованого електрокардіографа.

Першим етапом є зчитування сигналу з електродів RA, RL, LL і формування відведень I, II, III, aVR, aVL, aVF. Сигнал електрокардіограми становить 1- 5 мВ, тому другим етапом є підсилення сигналу.

Корисний сигнал електрокардіограми знаходиться в межах 0.05Гц — 150Гц, тому проводиться фільтрація сигналу. Далі сигнал оцифровується для аналізу і виведення на дисплей.

Аналіз сигналу починається з визначення найбільшого піку R, після цього визначається всі піки в інтервалі RR а саму S, T, U, P, Q. Також визначається інтервали QT, PQ і сегменти PQ і ST. Визначення даної інформації спрощує діагностування серцево-судинних захворювань лікарем кардіологом.

На дисплей одночасно виводяться всі 6 відведень а також всі отримані піки, інтервали і сегменти отримані в ході аналізу електрокардіограми.

3.2 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ

У ході розгляду структурної схеми автоматизованого електрокардіографа було проаналізовано ключові етапи обробки та аналізу біомедичних сигналів, які прилад виконує в автономному режимі без безпосередньої участі людини. Розроблена автоматизована система дозволяє мінімізувати людський фактор на етапі зняття та первинної обробки ЕКГ. Автоматичне виділення піків, інтервалів та сегментів значно полегшує, прискорює та підвищує точність діагностування серцево-судинних захворювань лікарем-кардіологом.

РОЗДІЛ 4 ФУНКЦІОНАЛЬНА СХЕМА

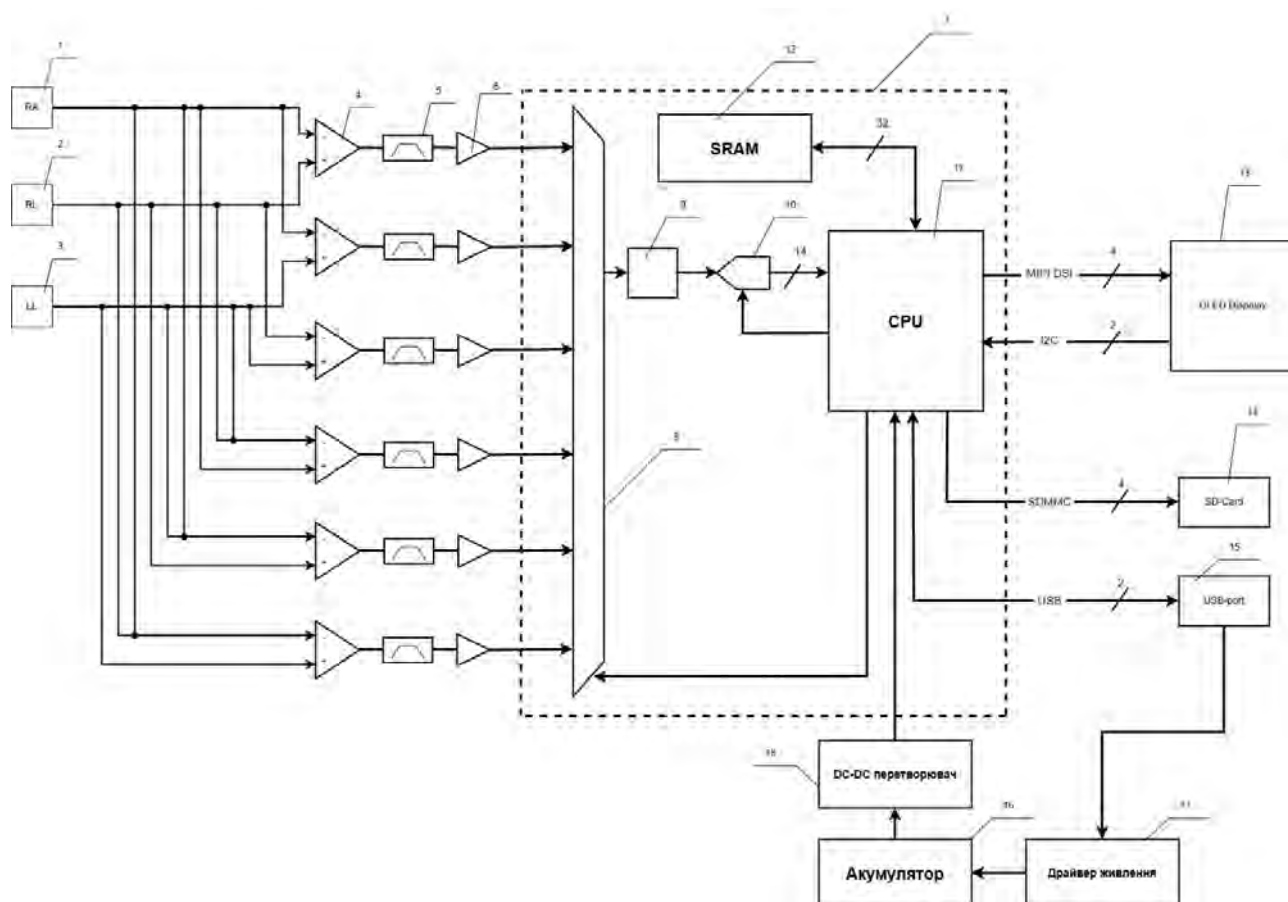


Рис. 4.1 Функціональна схема автоматизованого електрокардіографа

На рисунку 4.1 зображена функціональна схема електрокардіографа. Схема складається з 18 блоків, кожний з яких позначений відповідною цифрою.

Перший, другий і третій блок — це електроди підключені до тіла пацієнта відповідно до розділу 1.4. Блок чотири — це інструментальний підсилювач, він працює як диференційний підсилювач і підсилює різницю напруг на його входах. Через зміщення напруги електродів, який може сягати до 300 мВ, найбільший коефіцієнт підсилення який можна обрати це 5. П'ятий блок це смуговий фільтр з частотою зрізу 0.05Гц і 150Гц, все що за межами цього діапазону відсікається. Шостий блок це операційний підсилення який підсилює сигнал до робочої напруги і передає його на мікроконтролер.

Сьомий блок це мікроконтролер який є головним елементом у схемі, від з'єднує і контролює всі елементи схеми. Восьмим блоком є мультиплексор, він

постійно перемикається між сигналами для послідовної передачі їх на аналого-цифровий перетворювач. Дев'ятим блоком є драйвер аналог-цифрового перетворювача. Десятим блоком є аналого-цифровий перетворювач, який перетворює аналоговий сигнал відведень в цифровий формат, для подальшої обробки. Одинадцятим блоком є ядро центрального мікроконтролера, він керує всією логікою автоматизованого електрокардіографа. Дванадцятим блоком є внутрішня пам'ять мікроконтролера SRAM в якій зберігається вся інформація.

Тринадцятим блоком є дисплей на який виводиться всі 6 відведень електрокардіограми, він з'єднаний з мікроконтролером через протокол MIPI DSI який дозволяє передавати данні від 500 Мбіт/с на одну диференційну пару. Також дисплей містить сенсорний датчик який передає інформацію на мікроконтролер через протокол I2C. Чотирнадцятим блоком є SD-карта, яка призначена для постійного зберігання даних таких як електрокардіограма. Вона з'єднана з мікроконтролером через протокол SDMMC. П'ятнадцятим блоком є USB-порт, який потрібний для передачі даних між автоматизованим електрокардіографом і комп'ютером.

Шістнадцятим блоком є літій-полімерний акумулятор. Сімнадцятим блоком є драйвер живлення, він дає змогу заряджати акумулятор через USB-порт. Вісімнадцятим блоком є dc-dc перетворювач який перетворює нестабільну напругу на акумуляторі на стабільну для живлення всієї схеми.

4.1 ВИСНОВОК

У розділі 4 було розроблено та детально описано функціональну схему автоматизованого електрокардіографа, яка складається з 18 функціональних блоків. Спроектowana структура забезпечує повний цикл обробки біоелектричних сигналів серця — від їх зняття з тіла пацієнта до візуалізації та збереження результатів.

РОЗДІЛ 5 ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА СХЕМА

Електрична принципова схема автоматизованого електрокардіографа побудована навколо мікроконтролера, який є головним обчислювальним компонентом у схемі. Для отримання зчитування серцевої активності розроблений окремий модуль з 4 каналами на вході схеми, для кожного електроду, підсиленням, фільтрацією сигналу і передачею сигналу на мікроконтролер.

Для схеми розроблено модуль пам'яті, роз'єми для дисплея і сенсорного датчику, а також розроблено модуль для живлення всієї схеми.

5.1 ВИБІР КОМПОНЕНТІВ ДЛЯ ПІДСИЛЕННЯ І ФІЛЬТРАЦІЇ СИГНАЛУ СЕРЦЕВОЇ АКТИВНОСТІ

Важливими параметрами при виборі операційного підсилювача для першого каскаду підсилення в автоматизованому електрокардіографі є напруга зсуву, CMRR і рівень шуму.

Напруга зсуву – це невелика різниця потенціалів між входами операційного підсилювача, яка з'являється через неточності при виготовленні внутрішніх транзисторів. Це означає що навіть при з'єднанні входів операційного підсилювача, на виході ми матимемо постійну напругу зсуву. Зазвичай напруга зсуву становить декілька мілівольт, наприклад у LM358 напруга зсуву становить від 2 до 5 мілівольт, а сигнал серцевої активності становить від 1 до 5 мілівольт. Для нашого сигналу це є критичним, бо при підсиленні до робочої напруги підсилювач перейде в режим насичення і на виході ми отримаємо пряму лінію.

CMRR – це коефіцієнт подавлення синфазного сигналу диференціальним підсилювачем. Тіло людини працює як антена яка ловить синфазний сигнал і при зчитуванні електрокардіограми, синфазний сигнал через електроди попадає на підсилювач, при цьому синфазний сигнал буде однаковим на кожному вході підсилювача. Ідеальний диференціальний підсилювач не має пропускати сигнал тому що він підсилює різницю напруг на його входах, але в реальності частина цього сигналу проходить на вихід підсилювача створюючи додатковий шум.

Рівень шуму – це власний шум операційного підсилювача. При підсиленні сигналу це шум додається до сигналу і разом із сигналом підсилюється в залежності від коефіцієнта підсилення. Якщо амплітуда шуму буде більшою за сигнал на вході то на виході шум повністю перекриє сигнал.



Рис. 5.1 Інструментальний підсилювач AD8226BRZ

Для першого каскаду підсилення було обрано інструментальний підсилювач AD8226BRZ, який зображений на рисунку 5.1. Він повністю підходить по вище зазначеним параметрам

Таблиця 5.1 Технічні характеристики AD8226BRZ.

Технічні характеристики	
Діапазон напруги живлення	2.7В - 36В
Струм джерела живлення	350 мкА
Напруга зсуву	50 мкВ
Рівень шуму	22 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$
CMRR	
G=1	90 дБ
G=10	105 дБ
G=100	120 дБ

AD8226BRZ – це інструментальний підсилювач який розроблено для підсилення малих сигналів, такі як сигнал електрокардіограми. Підсилювач має низьку напругу зсува 50 мкВ малий рівень шуму 22 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$ і високий коефіцієнт CMRR від 90 dB. Цих характеристик достатньо для використання AD8226 у першому каскаді підсилення^[9].

Для фільтрації використовуються два активні фільтри 2-го порядку Салена-Кі, високих частот і низьких частот. Активний фільтр, на відміну від пасивного фільтра, не пригнічує сигнал, 2-ий порядок дає більший кут зрізу ніж фільтр 1-го порядку.

Важливим параметром при виборі активного елементу для фільтрів є струм зміщення. Струм зміщення - це постійний електричний струм, який необхідний для забезпечення нормальної роботи вхідних транзисторів операційного підсилювача. В ідеальному операційному підсилювачі вхідний опір нескінченно великий, а вхідні струми дорівнюють нулю, але в реальних підсилювачах для роботи напівпровідникових елементів через входи завжди течуть невеликі струми. Протікаючи через вхідні резистори та резистори зворотнього зв'язку, вхідний струм зміщення створює додаткове падіння напруги.

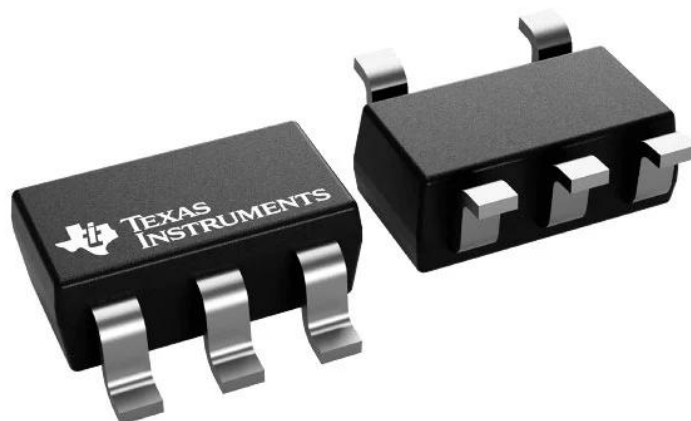


Рис. 5.2 Операційний підсилювач ОРА333

Активним елементом в фільтрі високих частот було обрано операційний підсилювач ОРА333 який зображений на рисунку 5.2.

Таблиця 5.2 Технічні характеристики ОРА333

Технічні характеристики	
Діапазон напруги живлення	1.8В – 5.5В
Струм джерела живлення	17 мкА
Напруга зсуву	10 мкВ
Рівень шуму	55 нВ/√Гц
Струм зміщення	70 пА

ОРА333 – це прецизійний операційний підсилювач із низьким рівнем шуму 55 нВ/√Гц, мінімальним струмом зміщення 70 пА та має наднизький струм споживання 17 мкА . Завдяки своїй точності та енергоефективності, мікросхема широко використовується у медичному обладнанні. Завдяки низькому струмі зміщення цей операційний підсилювач підходить для фільтрів з високим вхідним опором^[10].

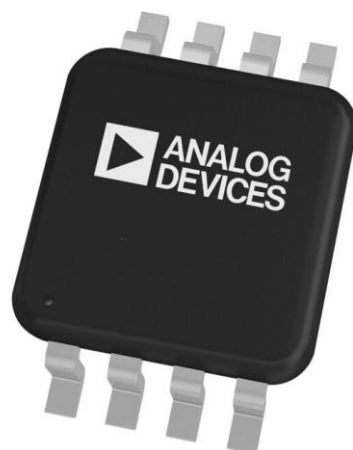


Рис. 5.3 Операційний підсилювач ADA4528

Активним елементом в фільтрі низьких частот було обрано операційний підсилювач ADA4528 який зображений на рисунку 5.3.

Таблиця 5.3 Технічні характеристики ADA4528

Технічні характеристики	
Діапазон напруги живлення	2.2В – 5.5В
Струм джерела живлення	1.5 мА
Напруга зсуву	2.5 мкВ
Рівень шуму	5.6 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$
Струм зміщення	125 пА

ADA4528 – це наднизько шумний, прецизійний операційний підсилювач з нульовим дрейфом від компанії Analog Devices. Він широко використовується в електроніці для високоточного посилення слабких сигналів^[12].

Для другого каскаду підсилення також було обрано ADA4528. Цей операційний повністю підходить по технічним характеристикам для другого каскаду підсилення

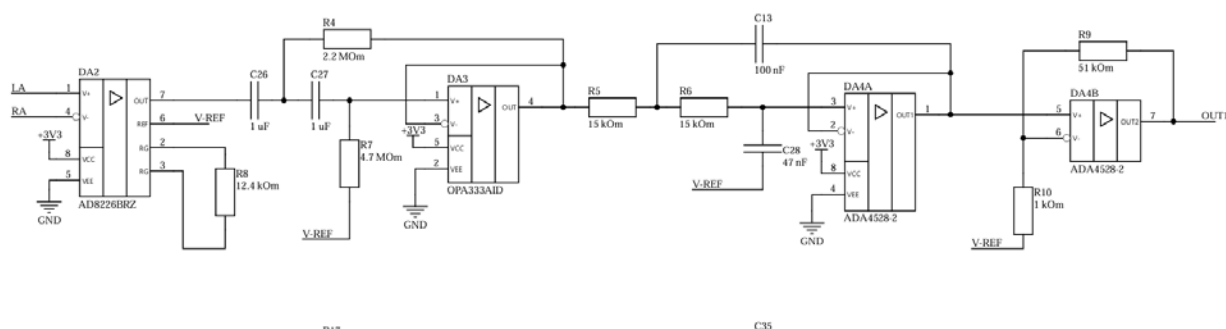


Рис. 5.4 Схема електрична принципова підсилювачів і фільтрів

На рисунку 5.4 зображена схема електрична принципова підсилювачів і фільтрів.

Схема продубльована шість разів, кожний такий блок формує власне відведення і на вхід подаються відповідні сигнали для кожного відведення які описані в розділах 1.1 основна теорія електрокардіографії і 1.2 6 відведень і 12 відведень.

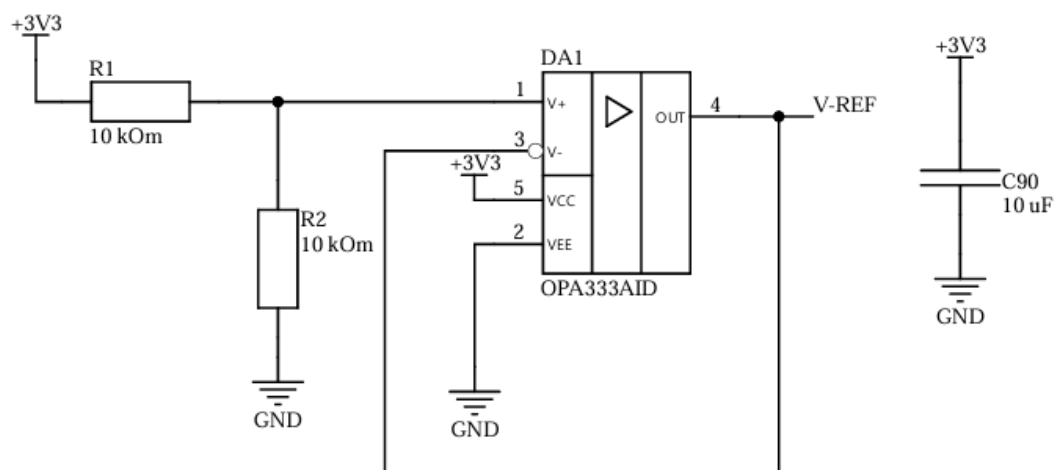


Рис. 5.5 Схема V-REF

На рисунку 5.5 зображено як формується вивід V-REF. V-REF – це середня точка між живленням 3.3V і землею. Ця середня точка є віртуальною землею яка необхідна для імітації двополярного живлення.

5.2 ВИБІР МІКРОКОНТРОЛЕРА

Головними параметрами при виборі мікроконтролера є 6 входів для АЦП з частотою дискретизації більше 6 кГц. Висока тактова частота, підтримка інтерфейсів для роботи з lcd дисплеєм, вбудована пам'ять SRAM більше 1 мегабайта.



Рис. 5.6 Схема мікроконтролера STM32U5F9VJT6Q

STM32U5F9VJT6Q – це мікроконтролер який базується на 32-бітному RISC-ядрі Arm Cortex-M33 який працює на частоті до 160МГц. Як зображено на рисунку 5.6 пристрій має вбудовану високошвидкісну пам'ять до 4 Мбайт флеш-пам'яті та 3Мбайт SRAM.

Мікроконтролер оснащений двома швидкими 14-бітними АЦП, та одним 12-бітними АЦП, чотири 32-бітні універсальні таймери, два 16-бітні таймери ШІМ, призначені для керування двигунами, три 16-бітні універсальні таймери, два 16-бітні базові таймери та чотири 16-бітні таймери з низьким енергоспоживанням.

Мікроконтролер має набір графічно-орієнтованих периферій, такі як:

графічний процесор Neo-Chrom для швидкої обробки графічних даних включаючи роботу з векторною графікою, Chrom-ART для покращення створення графічного контенту, контролер MIPI DSI Host з двома лініями DSI що працюють зі швидкістю до 500 Мбіт/с кожна, та LCD-TFT контролер.

Він також оснащений стандартними та розширеними інтерфейсами зв'язку, такими як: шість I2C, три SPI, чотири USART, два UART та один UART з низьким енергоспоживанням, два SAI, один DCMI (інтерфейс цифрової камери), два SDMMC, один високошвидкісний USB OTG, один контролер USB Type-C/USB Power Delivery^[11].

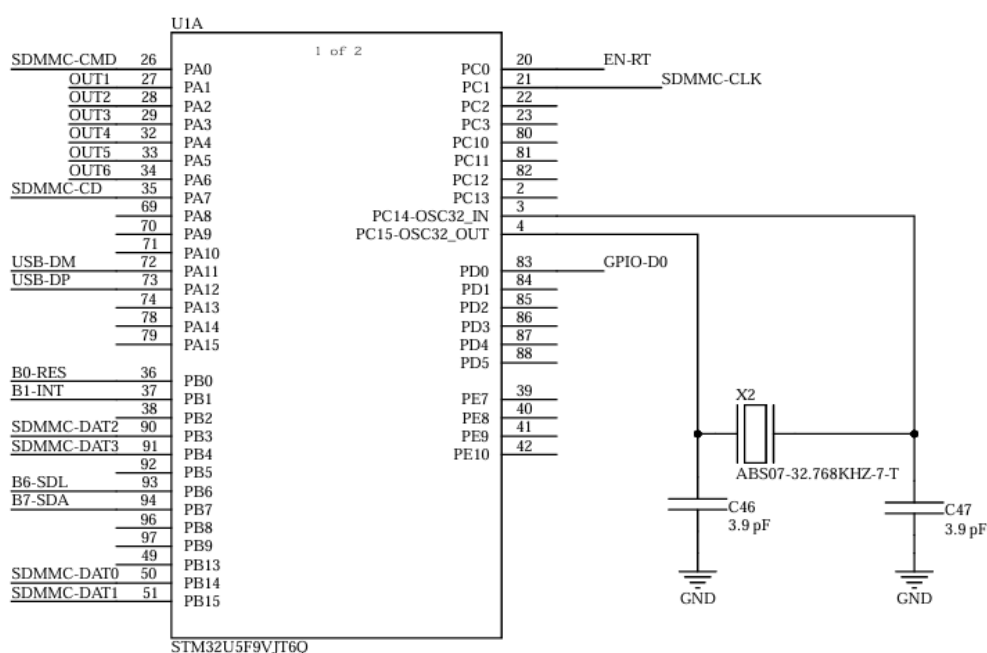


Рис.5.7 Схема підключення STM32U5F9VJT6Q частина 1



Рис 5.9 Дисплей RFH1010J-AYW-MNN

RFH1010J-AYW-MNN^[8] — це кристалічний кольоровий TFT LCD дисплей від компанії RAYSTAR з діагоналлю 10.1 дюйма та високошвидкісним інтерфейсом керування MIPI DSI, він зображений на рисунку 5.9^[8].

Таблиця 5.4 Технічні характеристики RFH1010J-AYW-MNN

Технічні характеристики	
Роздільна здатність	1024 x 600
Тип інтерфейсу	MIPI
Яскравість	500 кд/м ²
Робоча температура	-20°C ~ +70°C
Габаритні розміри	235.00 x 143.00 x 5.05мм
Напруга логіки	1.8V
Напруга на аналогового живлення	10.2V
Напруга увімкнення на затворі	20V
Напруга вимкнення на затворі	-10V
Напруга загального призначення	4.3V
Струм підсвітки	300mA

В якості сенсорного датчику було обрано ємнісну сенсорну панель з контролером GT9271. Сенсорний датчик має такі ж само розміри як і обраний дисплей, також датчик підключається до мікроконтролера через протокол I2C.

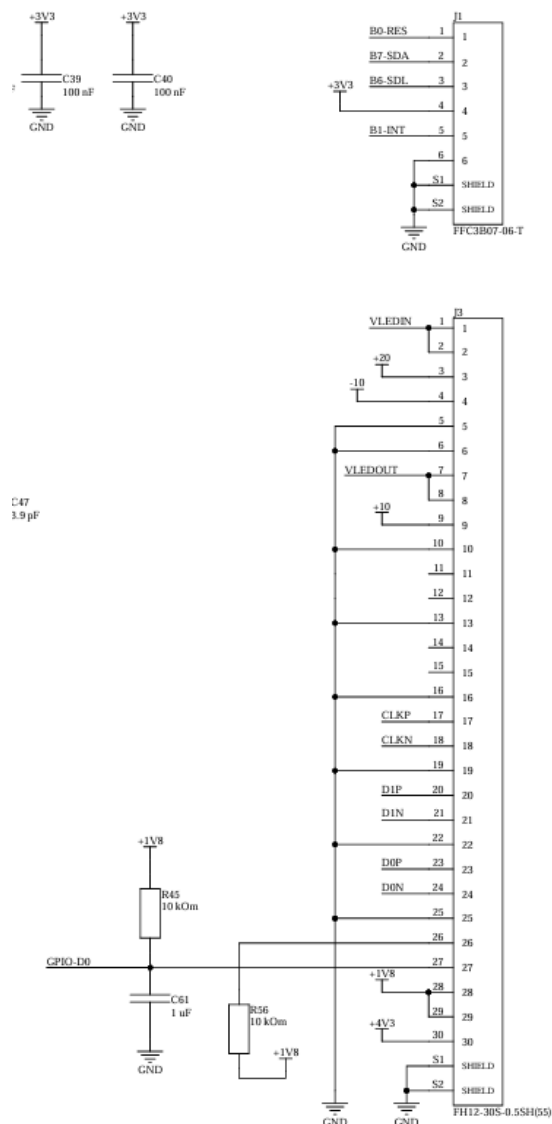


Рис.5.10 Схема підключення конекторів дисплею і сенсорного датчику

На рисунку 5.10 зображена схема підключення конекторів дисплею і сенсорного датчику. Для підключення дисплею використовується конектор з 30 виходами, а для сенсорного датчику використовується конектор з 6 виходами.

5.4 ВИБІР ЕЛЕМЕНТІВ ЖИВЛЕННЯ

З попередніх розділів відомо що для живлення підсилювачів і фільтрів потрібно використати 5V, для живлення мікроконтролера і сенсорного датчика потрібно 3.3V. Для дисплею необхідно живлення 1.8V, 10.2V, 20V, -10V і 4.3V.

Основним джерелом живлення в схемі виступає літій — полімерний акумулятор на 5000mA/h.



Рис. 5.11 Літій — полімерний акумулятор

На рисунку 5.11 зображений літій — полімерний акумулятор. Літій — полімерний акумулятор відрізняється від літій-іонної батареї тим що рідкий електроліт замінено твердим або гелеподібним полімером. Це забезпечує високу щільність енергії та дозволяє виготовляти батареї будь-якої форми, роблячи їх легшими та гнучкішими. Головною проблемою при роботі з літій — полімерним акумулятором є напруга, яка в залежності від змінюється від 4.2V до 3V.

Для вирішення цієї проблеми, використовується підвищувальний перетворювач напруги. Для схеми електричної принципової було обрано підвищувальний перетворювач напруги TPS61023.

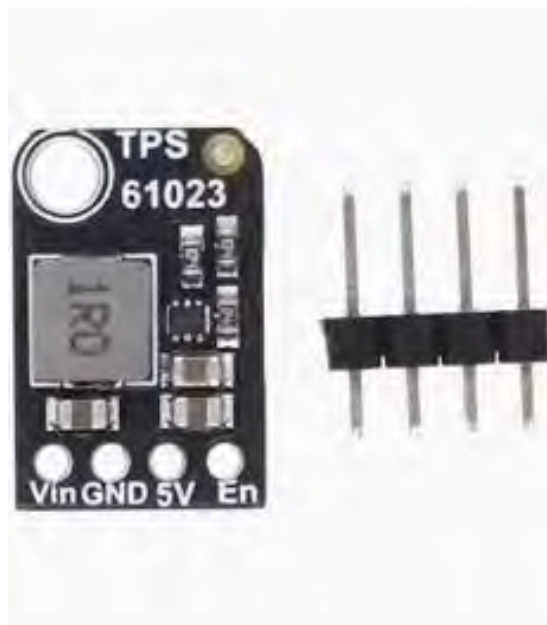


Рис. 5.12 Підвищувальний перетворювач напруги TPS61023

На рисунку 5.12 зображений TPS61023. TPS61023 — це високоінтегрований, мініатюрний і високоефективний підвищувальний перетворювач напруги від компанії Texas Instruments. На виході дана схема видає 5V 1.5A.

Для отримання 3.3V і 1.8V було використано мікросхеми AMS1117-3.3 і AMS1117-1.8. AMS1117 — це популярний інтегральний лінійний стабілізатор напруги з низьким падінням. Він призначений для зниження вхідної напруги до стабільного фіксованого значення наприклад, 1.2 V, 1.5 V, 1.8 V, 2.5 V, 3.3 V, 5 V або регульованого значення та видає струм до 1 A

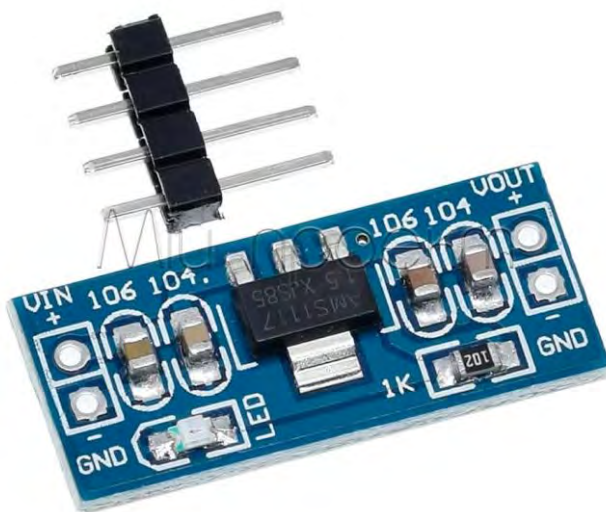


Рис. 5.13 Лінійний понижувальний стабілізатор AMS1117

На рисунку 5.13 зображений лінійний понижувальний стабілізатор AMS1117.

Для живлення дисплею було обрано мікросхему керування живленням дисплею TPS65100.

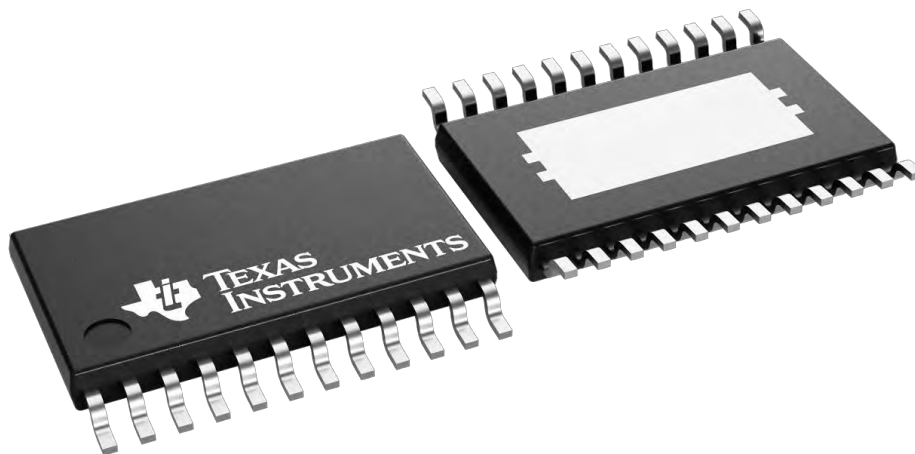


Рис. 5.14 Мікросхема керування живленням дисплею TPS65100

На рисунку 5.14 зображено мікросхему керування живленням дисплею TPS65100. TPS65100 — це високоінтегрована спеціалізована мікросхема керування живленням, розроблена компанією Texas Instruments. Вона створена спеціально для забезпечення всіх необхідних напруг для живлення рідкокристалічних TFT-дисплеїв. Оскільки TFT-матриці для своєї роботи вимагають одночасно кілька різних рівнів напруги як позитивних, так і негативних, TPS65100 об'єднує в одному корпусі кілька перетворювачів, дозволяючи суттєво економити місце на друкованій платі.

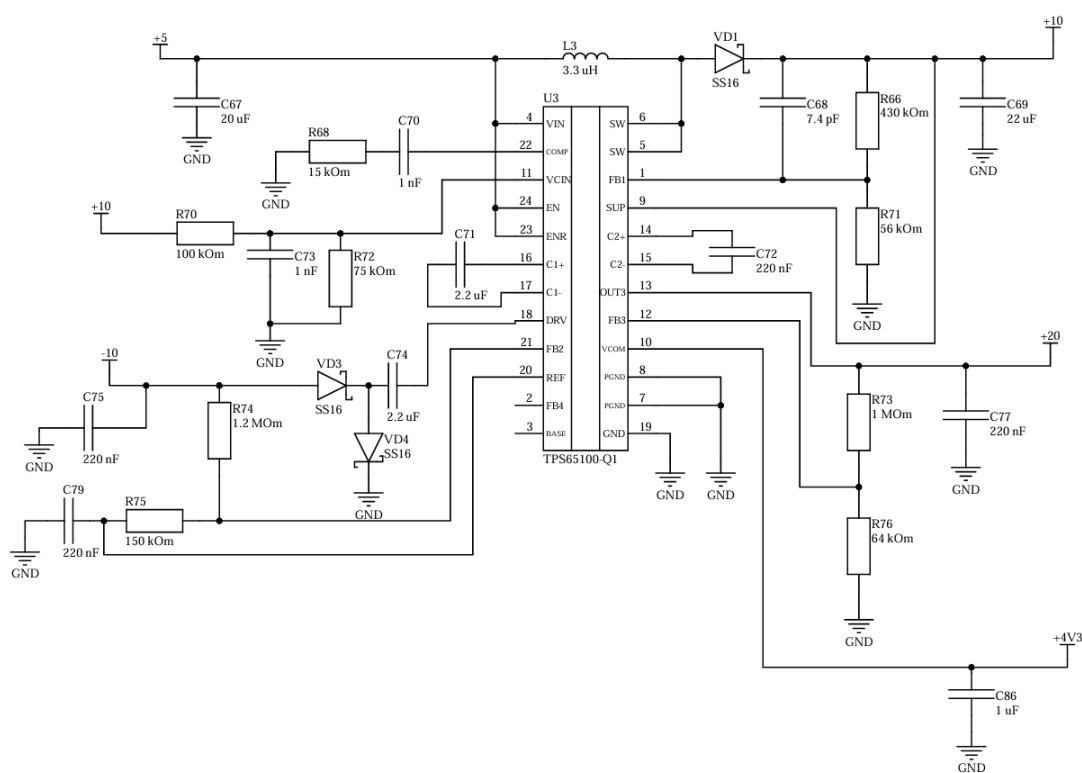


Рис. 5.15 Схема підключення TPS65100

На рисунку 5.15 зображена схема підключення TPS65100. В ній вихідна напруга розраховується за формулами

$$AVDD = 1.146 \cdot \left(1 + \frac{R_{66}}{R_{71}}\right) \quad (5.1)$$

$$VGH = V_{REF} \cdot \left(1 + \frac{R_{73}}{R_{78}}\right) \quad (5.2)$$

$$VGL = -V_{REF} \cdot \left(\frac{R_{74}}{R_{75}}\right) \quad (5.3)$$

$$V_{COM} = V_{REF} \cdot \left(1 + \frac{R_{70}}{R_{72}}\right) \quad (5.4)$$

Де AVDD - напруга на аналогового живлення, VGH -напруга увімкнення на затворі , VGL - напруга вимкнення на затворі, VCOM - напруга загального призначення розраховані відповідно до таблиці 5.2 і $V_{REF} = 1.213\text{В}$



Рис 5.16 Мікросхема керування живленням підсвітки дисплею RT9293B

Для керування живленням підсвітки обрано мікросхему RT9293B яка зображена на рисунку 5.16 . RT9293B - це високочастотний асинхронний підвищувальний перетворювач. Пристрій працює з фіксованою частотою перемикання 1 МГц, що дозволяє використовувати зовнішні компоненти невеликих розмірів та спрощує вирішення можливих проблем з електромагнітними перешкодами. Для захисту RT9293A забезпечує захист від перенапруги (OVP) 50 В, а RT9293B — 50 В/20 В, що дозволяє використовувати недорогі конденсатори з невеликою ємністю та нижчими номінальними напругами. Струм світлодіодів спочатку встановлюється за допомогою зовнішнього резистора вимірювання R_{SET} .

R_{SET} розраховується за формулою

$$R_{SET} = \frac{V_{REF}}{I_{LED}} \quad (5.5)$$

Де $V_{REF} = 0.3\text{В}$, I_{LED} - струм підсвітки відповідно до таблиці 5.4



Рис 5.17 Схема зарядки акумулятора на базу мікросхеми IP2312

На рисунку 5.17 зображена схема зарядки акумулятора на базу мікросхеми IP2312. IP2312 – це високоефективний модуль швидкої зарядки літій-іонних та літій-полімерних акумуляторів. Він забезпечує струм заряду до 3А і підтримує режим швидкого заряджання.

5.5 РОЗРАХУНОК СПОЖИВАННЯ СТРУМУ В СХЕМІ

В схемі використовується 6 AD8226, 7 OPA333 і 12 ADA4428, відповідно до таблиць 5.1, 5.2, 5.3 розраховано струм споживання операційних підсилювачів

$$I_{OP} = 6 \cdot 350 \cdot 10^{-6} + 7 \cdot 17 \cdot 10^{-6} + 12 \cdot 1.5 \cdot 10^{-3} = 20.2\text{мА}$$

STM32U5F9VJT6Q має струм споживання 18.6 мкА/МГц і при частоті 160 МГц маємо струм споживання

$$I_{MK} = 18.6 \cdot 160 = 2.9\text{мА}$$

Споживання дисплею $I_{VGH} = 0.5 \text{ mA}$, $I_{VGL} = 1.4 \text{ mA}$, $I_{VDD} = 16 \text{ mA}$, $I_{AVDD} = 0.5 \text{ mA}$, $I_L = 300 \text{ mA}$

У схемі все живлення проходить через перетворювач напруги TPS61023 який перетворює нестабільні 3.7В на акумуляторі на стабільні 5В. Струм на виході перетворювача

$$I_{OUT} = \frac{I_{OP} \cdot 3.3 + I_{MK} \cdot 3.3 + I_{VGH} \cdot 20 + I_{VGL} \cdot 10 + I_{VDD} \cdot 1.8 + I_{AVDD} \cdot 10.2}{5 \cdot n}$$

$$= \frac{0.0202 \cdot 3.3 + 0.0028 \cdot 3.3 + 0.0005 \cdot 20 + 0.0014 \cdot 10 + 0.016 \cdot 1.8 + 0.0005 \cdot 10.2}{5 \cdot 0.94}$$

$$I_{OUT} = 0.819 \text{ A}$$

Струм на вході TPS61023 розраховується за формулою

$$I_{IN} = \frac{I_{OUT} \cdot U_{OUT}}{U_{IN} \cdot n} \quad (5.6)$$

Де — U_{OUT} - напруга на виході, U_{IN} - напруга на вході, n - ККД перетворювача. Літій полімерний акумулятор змінює свою напругу в залежності в заряду від 3В до 4.2В.

$$I_{OUT} = \frac{0.819 \cdot 5}{3 \cdot 0.94} = 1.45 \text{ A}$$

$$I_{OUT} = \frac{0.819 \cdot 5}{4.2 \cdot 0.94} = 1.03 \text{ A}$$

5.6 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ

В розділі 5 було розглянуто всі компоненти електричної принципової схеми. Обрано підсилювачі і фільтри для зчитування і обробки сигналу серцевої активності. Обрано мікроконтролер STM32U5F9VJT6Q як основний обчислювальний елемент в схемі. До нього через інтерфейс MIPI підключається 10-дюймовий TFT дисплей і через протокол I2C підключається сенсорний датчик. Обрано джерело живлення, а саму літій — полімерний акумулятор, і обрано DC-DC перетворювачі для живлення компонентів схеми.

РОЗДІЛ 6 АЛГОРИТМ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

Для аналізу електрокардіограми Алгоритм Пан-Томпкінса. Це алгоритм вперше був опублікований в 1985 у журналі “IEEE Transactions on Biomedical Engineering”. Головною задачею а алгоритму є знаходження комплексів QRS в електрокардіограмі. Комплекс QRS є основним піком який видно на електрокардіограмі, ця особливість робить його доречним для визначення частоти серцевих скорочень, тому що відстані між комплексами QRS і є частотою серцевих скорочень.

Алгоритм Пан-Томпкінса складається з п'яти послідовних кроків:

1. Сигнал пропускають через фільтр низьких частот для пригнічення шумів і синфазного сигналу
2. Сигнал пропускають через фільтр високих частот пригнічення дрейфу ізоляції
3. Операція диференціювання, яка пригнічує низькочастотні компоненти зубців Р і Т.
4. Піднесення сигналу до квадрату, для того щоб збільшити різницю у висоті вершин малої і великої амплітуди. Після цього напрямок всіх вершин буде направлений в одну сторону, тобто вгору.
5. Сигнал пропускають через інтегрувальний фільтр. Цей фільтр об'єднує декілька вершин, в межах одного комплексу QRS, воєдино

6.1 БЛОК-СХЕМА АЛГОРИТМУ

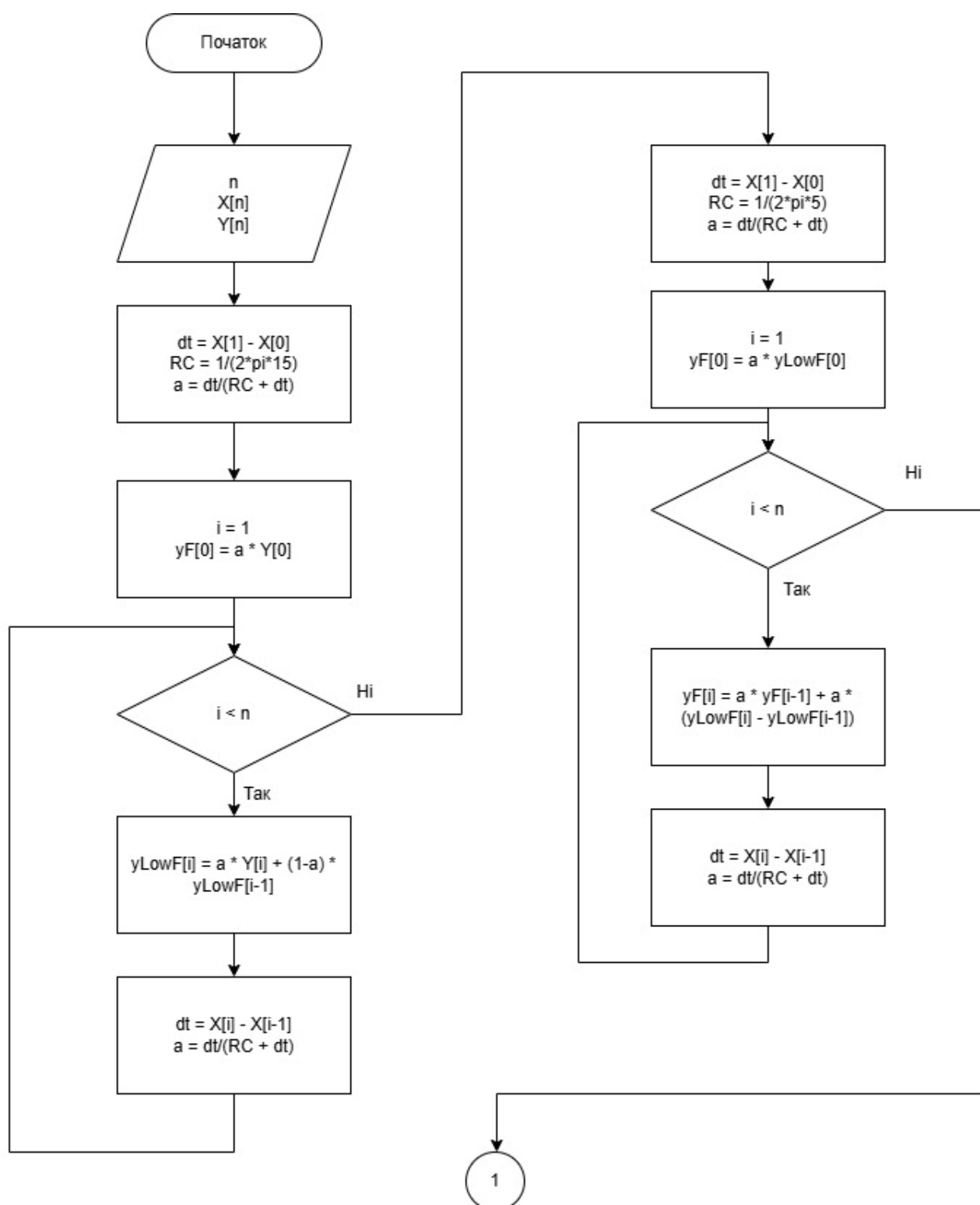


Рис. 6.1 Блок-схема алгоритму. Частина 1

На рисунку 6.1 зображена перша частина блок-схеми алгоритму для аналізу серцевої активності. Спочатку вводяться дані електрокардіограми, а саме кількість елементів у масиві, масив X який відповідає часовій шкалі електрокардіограми в мілісекундах, масив Y який відповідає шкалі напруги електрокардіограми в мілівольтах. Важливо зазначити що розмірність масивів X і Y повинна спів падати, а також різниця між останнім і першим елементом в масиві X повинна перевищувати 2000 мілісекунд.

Першим етапом обробки сигналу є фільтр низьких частот 1-го порядку з частотою зрізу 15Гц. Фільтрація реалізована методом експоненційного згладжування

$$s_t = \begin{cases} c_1 & : t = 1 \\ s_{t-1} + \alpha \cdot (c_t - s_{t-1}) & : t > 1 \end{cases} \quad (6.1)$$

Де s_t – згладжений ряд, c_t – первинний ряд, α - коефіцієнт згладжування який визначається наступним чином:

$$\alpha = \frac{dt}{RC + dt} \quad (6.2)$$

$$RC = \frac{1}{2\pi f_c} \quad (6.3)$$

Другим етапом обробки сигналу є фільтр високих частот 1-го порядку з частотою зрізу 5Гц. Формула фільтрації приведена нижче

$$s_t = \begin{cases} c_1 & : t = 1 \\ \alpha \cdot s_{t-1} + \alpha \cdot (c_t - c_{t-1}) & : t > 1 \end{cases} \quad (6.4)$$

Де s_t – згладжений ряд, c_t – первинний ряд, α - коефіцієнт згладжування

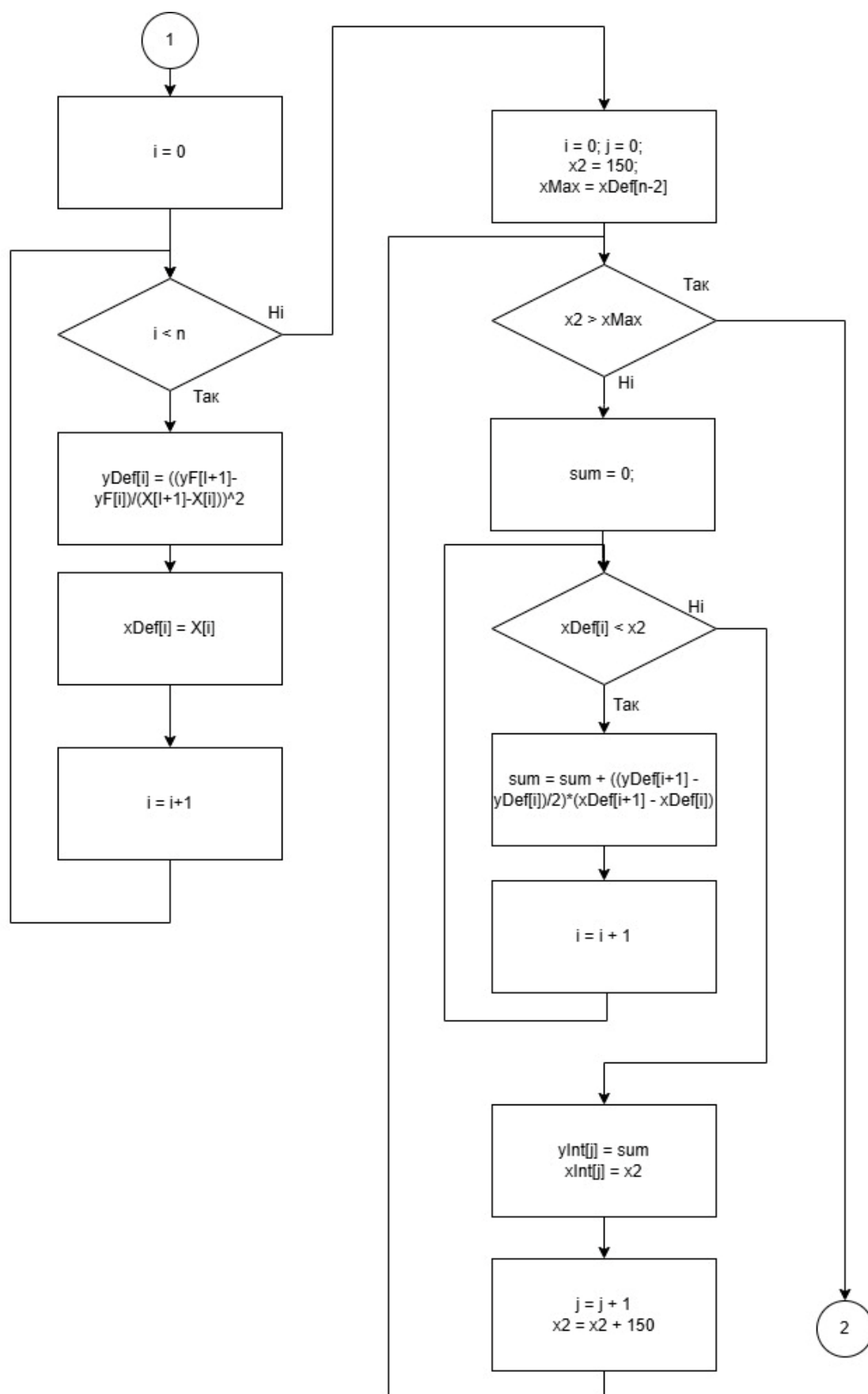


Рис. 6.2 Блок-схема алгоритму. Частина 2

На рисунку 6.2 зображена друга частина блок-схеми алгоритму для аналізу серцевої активності. Спочатку проводимо операцію диференціювання по формулі

$$\dot{f}(x_i) \approx \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{x_{i+1} - x_i} \quad (6.5)$$

Одночасно з цим сигнал підноситься до квадрату.

Після його проводиться операція інтеграція рухомого вікна — це метод це метод обробки та аналізу сигналу при якому для кожного значення відбувається інтеграція в межах невеликого вікна. Формула інтеграція рухомого вікна

$$s_k = \frac{1}{N} \sum_{i=k}^{k+N-1} x_i \quad (6.6)$$

Де N – розмір рухомого вікна.

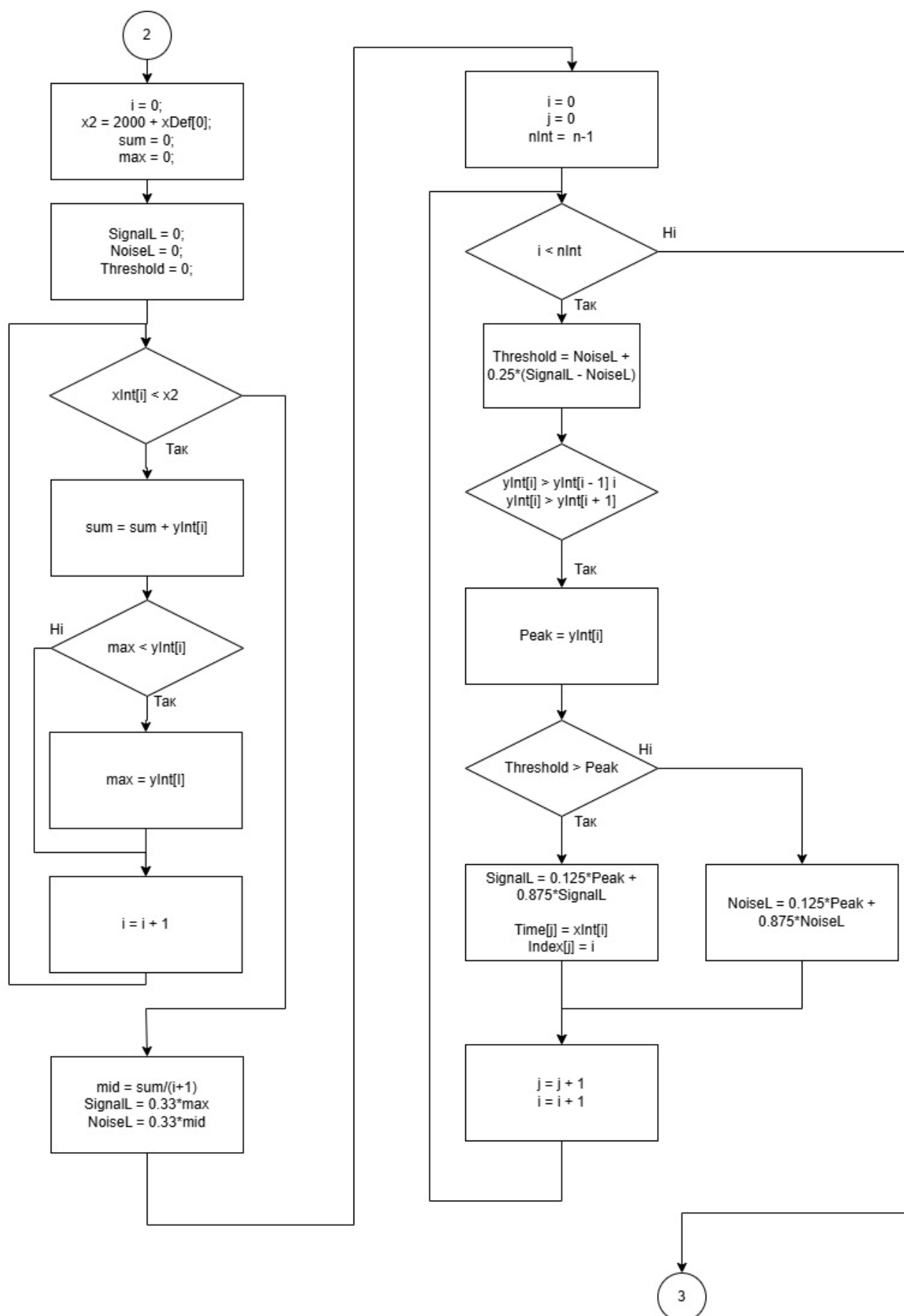


Рис. 6.3 Блок-схема алгоритму. Частина 3

На рисунку 6.3 зображена третя частина блок-схеми алгоритму для аналізу серцевої активності. На цьому етапі розраховуються $SignalL$ – рівень сигналу і $NoiseL$ – рівень шуму, за формулами

$$SignalL = 0.33max \quad (6.7)$$

$$NoiseL = 0.33mid \quad (6.8)$$

Для визначення параметрів max і mid береться діапазон сигналу у 2 секунди, звідси max – максимальне значення у діапазоні, mid – середнє значення діапазону.

Далі визначається порогове значення $Threshold$ – всі значення сигналу що вище за $Threshold$ вважаються сигналом, всі що нижче вважаються шумом.

Формула $Threshold$

$$Threshold = NoiseL + 0.25(SignalL - NoiseL) \quad (6.9)$$

Тепер відбувається підрахунок вершин. Головними критеріями вершини це значення більше за відповідне значення $Threshold$, та також наступний і попередній елемент в масиві повинні бути меншими за поточний елемент.

На рисунку 6.4 зображена четверта частина блок-схеми алгоритму для аналізу серцевої активності. На даному етапі відбувається відсіювання зайвих вершин. Під час підрахування вершин інколи в рамках одного комплексу QRS алгоритм знаходить декілька вершин, тому для їх відсіювання оберається проміжок в 200 мілісекунд в рамках якого залишається тільки найбільша вершина.

Останнім етапом алгоритму є підрахунок середнього значення відстаней між вершинами. Отримане значення є частотою серцевих скорочень. В кінці на екран виводиться інформація про частоту серцевих скорочень.

6.2 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ АЛГОРИТМУ В MATLAB

Для перевірки роботи роботи алгоритму, його реалізовано в програмному середовищі MATLAB. Код програми розміщено в додатку А.

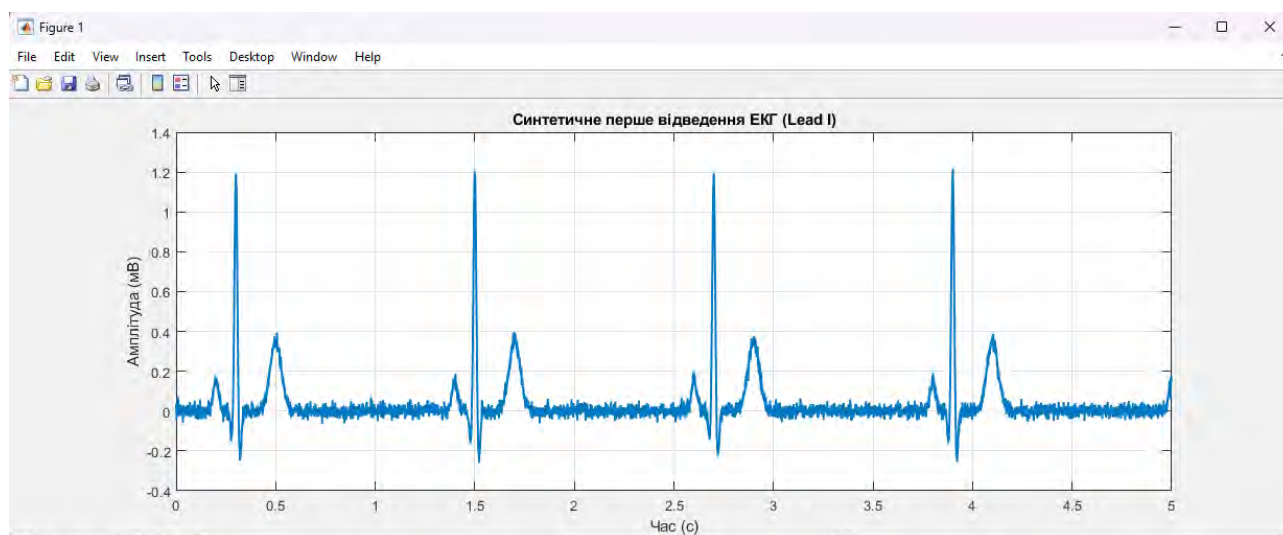


Рис. 6.5 Вхідний сигнал електрокардіограми згенерований у MATLAB

Для перевірки коректності алгоритму, у коді автоматично генерується сигнал який подібний до сигналу електрокардіограми. Генерація сигналу керується такими параметрами, f_s – частота дискретизації, $duration$ – тривалість сигналу в секундах, bpm – частота серцевих скорочень на хвилину. На рисунку 6.5

зображено сигнал згенерований з такими параметрами, $f_s = 1000\text{Гц}$, $\text{duration} = 5\text{с}$, $\text{bpm} = 50$.

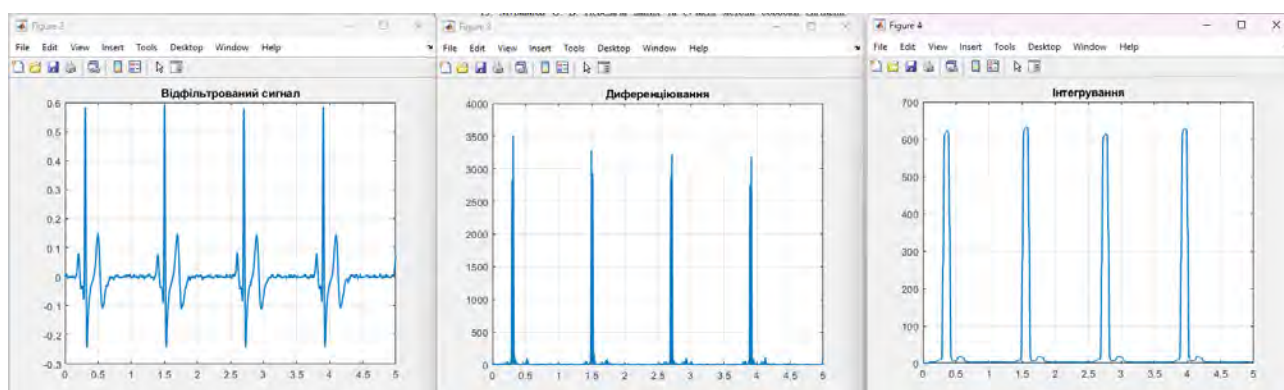


Рис. 6.6 Проміжні результати роботи алгоритму

На рисунку 6.6 зображені проміжні результати виконання програми, такі як фільтрація сигналу, диференціювання та піднесення до квадрату і інтеграція рухомого вікна.

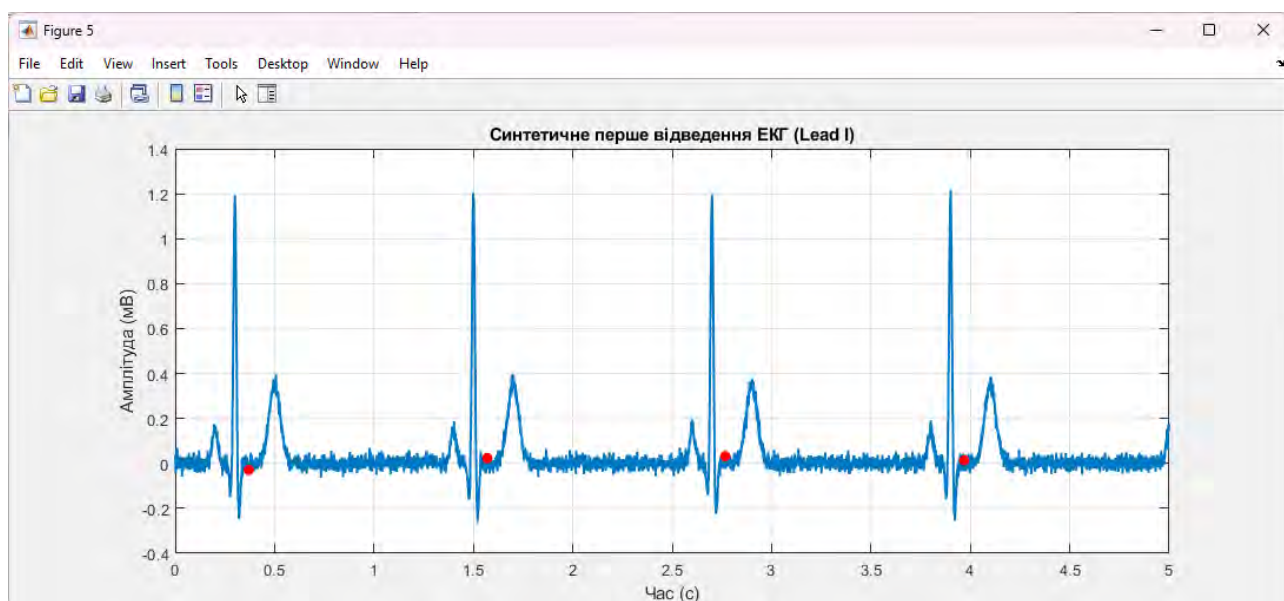


Рис. 6.7 Графічне зображення результату роботи програми

На рисунку 6.7 графічне зображення результату роботи програми, де на вхідний сигнал накладено червоні точки які відповідають вершинам які знайшла програма. В результаті аналізу отримали частоту серцевих скорочень 50.013 ударів на хвилину.

6.3 ВИСНОВОК ПО РОЗДІЛУ

В розділі 6 було розроблено блок схему алгоритму аналізу електрокардіограми і реалізовано алгоритм в програмному середовищі MATLAB. За результатами виконання програми при вхідній частоті серцевих скорочень 50 ударів у хвилину, отримано частоту 50.013 ударів у хвилину що відрізняється від вхідної на 0.026%.

ВИСНОВОК

В процесі виконання дипломного проекту було виконано повний цикл розробки приладу автоматизованого електрокардіографа.

В першому розділі розглянуто основні теорії електрокардіографії, відмінність між 3, 6 і 12 відведень, розглянуто підключення електродів і розібрано складові електрокардіограми.

В другому розділі розглянуто і проаналізовано типи електрокардіографів, розглянуто відмінність між стаціонарними, портативними і комп'ютерними електрокардіографами.

В третьому розділі розроблено об'єкт вимірювання і визначено його збурення. Розроблено структурну схему автоматизованого електрокардіографа, визначено вхідний сигнал, вихідний сигнал і зворотній зв'язок.

В четвертому розділі розроблено функціональну схем автоматизованого електрокардіографа, а також розібрано всі блоки функціональної схеми

В п'ятому розділі розроблено електричну принципову схему приладу, обрано такі компоненти схеми: інструментальний підсилювач для першого каскаду підсилення, активні елементи у фільтрах 2-го порядку, операційний підсилювач для другого каскаду підсилення, обрано мікроконтролер, дисплей, сенсорний датчик, модуль пам'яті. Для живлення схеми обрано літій-полімерний акумулятор, підвищувальний перетворювач напруги, драйвер живлення дисплею і мікросхему для заряджання акумулятора.

В шостому розділі розроблено блок-схему алгоритму аналізу електрокардіограми і відтворено алгоритм в програмному середовищі MATLAB,

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛА

1. Алтуніна В. А. Трикутник Ейнтховена як основа кардіографії. Харків : Національний фармацевтичний університет.
2. Вивчення роботи електрокардіографа. Принцип реєстрації електрокардіограм : метод. вказівки. URL: <https://studfile.net/preview/16471452/>
3. Основи ЕКГ-діагностики / Кафедра терапії та сімейної медицини ФПО ТНМУ. URL: <https://fm.tdmu.edu.ua/materiali-dla-pidgotovki/interni/medicina-nevidkladnih-staniv/osnovi-ekg-diagnostiki>
4. Основні типи біосигналів, що використовуються в медичній практиці. Ч. 2. Біосигнали серця. ВКГ та інші. Житомир : Державний університет «Житомирська політехніка».
5. Основи кардіології. Принципи і практика. Львів : Медицина світу, 2007.
6. Електрокардіограф BE1200A : інструкція / Medplanet. URL: <https://medplanet.com.ua/product/elektrokardiograf-be1200a/>
7. Електрокардіограф 12-канальний ECG-200 / Med-magazin.ua. URL: https://med-magazin.ua/ua/item_n9674.htm
8. RFH1010J-AYW-MNN : TFT-LCD Display Datasheet / Winstar Display Co. URL: <https://www.tme.eu/Document/0fadc95c67dda865f7c94b6f2a857d80/RFH1010J-AYW-MNN.pdf>
9. AD8226: Wide Supply Range, Rail-to-Rail, Instrumentation Amplifier Datasheet / Analog Devices. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8226.pdf>
10. OPAx333: 1.8-V, microPower, CMOS Operational Amplifiers, Zero-Drift Series Datasheet / Texas Instruments. URL: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa333.pdf>
11. STM32U5F9xx: Ultra-low-power MCU with ARM Cortex-M33 Datasheet / STMicroelectronics. URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32u5f9vj.html>

12. ADA4528: 5 V, Ultra-low Noise, Zero-Drift, RRIO Operational Amplifier Datasheet / Analog Devices. URL: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ada4528-1_4528-2.pdf (дата звернення: 02.06.2026).
13. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Харків : ХНУРЕ, 2018.
14. Муравйов О. В. Передача даних та сучасні методи обробки сигналів. Практикум: навчальний посібник / О. В. Муравйов; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 55 с.
15. Баженов В.Г. Електроніка. Лабораторний практикум: навчальний посібник / В. Г. Баженов, Є. Ф. Суслов, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 70 с.
16. Комп'ютерне проектування електронних схем. Комп'ютерний практикум / Р. М. Галаган ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 419 с.
17. Як розшифрувати кардіограму? / Оксфорд Медікал (Oxford Medical). URL: <https://oxford-med.com.ua/ua/media-center/publikacii/kak-rasshifrovat-kardiogrammu/>
18. Спеціальні розділи математики: конспект лекцій : навч. посіб. / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко, В. М. Сокурєнко. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2024. – 192 с.
19. Статистичні методи визначення залежностей між випадковими величинами: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 115 с.
20. Галаган Р. М. Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю: підручник / Р. М. Галаган. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 263 с.
21. Куц Ю.В. Новітні системи та технології: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 123 с.

ДОДАТОК А

Надаються за запитом до авторів