

Центральноукраїнський національний технічний університет
Факультет будівництва, транспорту та енергетики
Кафедра «Автоматизації виробничих процесів»

«Допущено до захисту»

Зав. кафедри АВП

к.т.н., доцент

_____ Олександр ДІДИК

« ____ » _____ 2025 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
за другим (магістерським) рівнем вищої освіти

на тему

**«Дослідження та розробка автоматизованої системи збору
інформації електрокардіограми на флеш-накопичувач»**

Виконав здобувач II курсу групи АК-24М
ОПП «Автоматизація та комп'ютерно-
інтегровані технології»
спеціальності 174 «Автоматизація,
комп'ютерно-інтегровані технології та
робототехніка»

_____ Олександр ХАРИТОНЕНКО

« ____ » _____ 2025 р.

Керівник проекту

доцент, канд.техн.наук

_____ Марія МІРОШНІЧЕНКО

« ____ » _____ 2025 р.

Рецензент

_____ Олег КИСЛУН

« ____ » _____ 2025 р.

м. Кропивницький

Центральноукраїнський національний технічний університет

Факультет будівництва, транспорту та енергетики

Кафедра автоматизації виробничих процесів

Рівень вищої освіти магістр

Галузь знань 17 Електроніка, автоматизація та електронні комунікації

Спеціальність 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка»

Освітньо-професійна програма «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри Дідик О.К.

“ ___ ” _____ 2025 року

**ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ
ЗА ДРУГИМ (МАГІСТЕРСЬКИМ) РІВНЕМ ВИЩОЇ ОСВІТИ
ЗДОБУВАЧА ВИЩОЇ ОСВІТИ**

Харитоненка Олександра Олександровича

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Дослідження та розробка автоматизованої системи збору інформації електрокардіограми на флеш-накопичувач

2. Керівник роботи Мірошніченко Марія Сергіївна, канд. техн. наук, доцент,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

3. Строк подання студентом роботи до захисту 01.12.2025 р.

4. Мета та завдання випускної кваліфікаційної роботи Розробити та дослідити систему збору інформації електрокардіограми 1. Аналіз існуючих методів та засобів реєстрації електрокардіограм; 2. Розробка функціональної та структурної схем пристрою, дослідження шляхів побудови пристрою збору інформації; 3. Розрахунок характеристик елементів автоматики; 4. Розробка принципової електричної схеми.

5. Консультанти по роботі, із зазначенням розділів роботи

Розділ	Консультант	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Охорона праці</i>	<i>Жесан Р.В.</i>		

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів випускної кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	<i>Призначення та область застосування пристрою</i>	<i>20.10.25</i>	
2	<i>Аналіз існуючих систем збору формації з електрокардіографів</i>	<i>28.10.25</i>	
3	<i>Розробка структурної та функціональної схеми</i>	<i>06.11.25</i>	
4	<i>Дослідження шляхів побудови пристрою збору інформації</i>	<i>15.11.25</i>	
5	<i>Розрахунок характеристик елементів автоматики</i>	<i>20.11.25</i>	
6	<i>Розгляд заходів з охорони праці</i>	<i>26.11.25</i>	

Дата видачі завдання 01.09.2025 р.

Керівник роботи _____ М.С. Мірошніченко «___» _____ 2025 р.

Завдання прийнято до виконання

Здобувач _____ О.О. Харитоненко «___» _____ 2025 р.

Анотація

на випускнху кваліфікаційну роботу студента групи АК-24М Харитоненка Олександра Олександровича зі спеціальності 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка» на тему: «Дослідження та розробка автоматизованої системи збору інформації електрокардіограми на флеш-накопичувач».

У магістерській роботі проведено дослідження, спрямоване на підвищення точності та ефективності діагностики серцево-судинних захворювань шляхом удосконалення методів реєстрації та аналізу електрокардіографічних сигналів. Обґрунтовано необхідність створення автоматизованої системи збору, збереження та первинної обробки електрокардіограми (ЕКГ) на основі сучасних апаратно-програмних засобів. Розглянуто особливості аналізу біоелектричної активності серця, необхідність виявлення малопомітних змін ЕКС, що мають важливе діагностичне значення, а також сформовано вимоги до створення бази даних електрокардіографічних сигналів для підвищення достовірності діагностичних висновків.

У роботі проведено модернізацію існуючого добового монітора ЕКГ (ДМ ЕКГ), яка включає розробку нової аналогової частини, застосування енергонезалежної FLASH-пам'яті для добового збереження даних, використання високорозрядного (24-бітного) АЦП та впровадження високошвидкісного інтерфейсу USB для передачі інформації. Запропонований пристрій забезпечує три відведення, частоту дискретизації 125 Гц та частотний діапазон 0,1–35 Гц. Результати роботи можуть бути використані для створення сучасних портативних систем добового моніторингу, підвищення точності діагностики, формування великих баз даних ЕКГ та автоматизації роботи лікаря-кардіолога.

Ключові слова: електрокардіографія, автоматизована система, добовий моніторинг, FLASH-пам'ять, USB-інтерфейс, діагностика серця, аналіз сигналів, база даних ЕКС.

Summary

on the final qualification work of the student of the AK-24M group, Oleksandr Oleksandrovich Kharytonenko, in the specialty 174 “Automation, computer-integrated technologies and robotics” on the topic: “Research and development of an automated system for collecting electrocardiogram information on a flash drive”.

The master's thesis conducted research aimed at increasing the accuracy and efficiency of diagnosing cardiovascular diseases by improving the methods of recording and analyzing electrocardiographic signals. The need to create an automated system for collecting, storing and primary processing of electrocardiograms (ECG) based on modern hardware and software was substantiated. The features of the analysis of the bioelectric activity of the heart, the need to detect subtle changes in the EC that have important diagnostic significance, and the requirements for creating a database of electrocardiographic signals to increase the reliability of diagnostic conclusions were considered.

The work involved the modernization of the existing 24-hour ECG monitor (DM ECG), which includes the development of a new analog part, the use of non-volatile FLESH memory for daily data storage, the use of a high-bit (24-bit) ADC and the implementation of a high-speed USB interface for information transfer. The proposed device provides three leads, a sampling rate of 125 Hz and a frequency range of 0.1–35 Hz. The results of the work can be used to create modern portable 24-hour monitoring systems, improve diagnostic accuracy, form large ECG databases and automate the work of a cardiologist.

Keywords: electrocardiography, automated system, 24-hour monitoring, FLESH memory, USB interface, heart diagnostics, signal analysis, EKS database.

ЗМІСТ

ВСТУП	2
1. ПРИЗНАЧЕННЯ ТА ОБЛАСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ ПРИСТРОЮ	5
1.1 Область застосування приладу	5
1.2 Загальні відомості. Біоелектричні явища в серцевому м'язі.....	5
1.3 Реєстрація електрокардіограми	8
1.4 Електрокардіографічні відведення.....	8
1.5 Необхідність створення апаратно – програмних засобів.....	9
2.ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ ТА ОБГРУНТУВАННЯ МЕТОДУ	11
2.1 Актуальність теми.....	11
2.2 Огляд і аналіз існуючих реєстраторів та технологій (виміру, реєстрації, обробки результатів вимірів та досліджень)	12
2.3 Огляд і аналіз існуючих реєстраторів	19
2.4 Критика існуючих систем	24
3 ОПИС ТА ОБГРУНТУВАННЯ ОБРАНИХ ПРОЕКТНИХ РІШЕНЬ	30
3.1 Розробка структурної схеми.....	30
3.2 Визначення функціональних блоків пристрою.....	32
3.3 Опис інтерфейсу USB	34
3.4 Вибір та обґрунтування окремих вузлів, блоків, елементів	39
4 РОЗРОБКА ТА ОПИС ПРИСТРОЮ ДМ ЕКГ	54
4.1 Розрахунок вхідного підсилювача.....	54
4.2 Розрахунок низькочастотного фільтру	56
4.3 Аналого-цифровий перетворювач	58
4.4 Блок керування, обробки, зберігання і передачі даних.....	59
4.5 Розрахунок часу запису	63
4.6 Опис пристрою ДМ ЕКГ	64

ВИСНОВКИ.....	77
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	78
ДОДАТОК А.....	82

ВСТУП

Актуальність теми. Захворювання серцево-судинної системи є однією з основних причин смертності у світі. Сучасний розвиток техногенної цивілізації, підвищення рівня стресових навантажень, екологічна ситуація та зміни способу життя сприяють зростанню кількості пацієнтів із порушеннями роботи серця. У таких умовах своєчасне виявлення патологій та проведення якісної діагностики стає критично важливим.

Одним із найбільш інформативних та доступних методів дослідження біоелектричної активності серця є електрокардіографія (ЕКГ). ЕКГ широко застосовується для діагностики інфарктів міокарда, ішемічної хвороби серця, порушень ритму та провідності, гіпертрофій камер серця та багатьох інших патологій. Проте традиційні засоби реєстрації та аналізу ЕКГ не завжди забезпечують достатню точність, що підтверджується високою часткою некоректних діагностичних висновків. Часто саме незначні, візуально мало помітні зміни електрокардіографічного сигналу (ЕКС) містять інформацію про ранні етапи розвитку патологій, однак вони можуть бути проігноровані під час візуального аналізу.

Тому особливої актуальності набуває створення апаратно-програмних засобів автоматизованої кардіодіагностики, здатних забезпечити точне зняття, детальний аналіз електрокардіосигналів та формування попереднього діагностичного висновку. Автоматизація дозволяє мінімізувати вплив людського фактора, підвищити швидкість обробки, створити умови для раннього виявлення патологій та прогнозування стану пацієнта.

Для підвищення ефективності роботи таких систем необхідно визначити оптимальний набір структурних параметрів ЕКС, розробити алгоритми виділення характерних елементів сигналу, зібрати та систематизувати базу даних реальних електрокардіограм при різних типах захворювань. Важливо також забезпечити якісне відображення сигналів, їх цифрову обробку та надійне збереження.

Сьогодні існує значна кількість електрокардіографів, які відрізняються функціональними можливостями, методами обробки та відображенням інформації. Оцінка їх переваг і недоліків, а також удосконалення технічних характеристик, що впливають на точність та оперативність діагностики, є важливою складовою сучасних досліджень.

Необхідно підкреслити, що автоматизовані системи діагностики не замінюють лікаря-кардіолога, але значно підвищують ефективність його роботи, забезпечують точнішу інтерпретацію сигналів і створюють передумови для покращення профілактики та лікування серцевих захворювань.

Метою даної магістерської роботи є підвищення точності та ефективності діагностики серцево-судинних захворювань шляхом створення та дослідження апаратно-програмних засобів автоматизованої обробки електрокардіографічних сигналів.

Об'єкт дослідження - процес реєстрації, аналізу та інтерпретації електрокардіографічного сигналу.

Предмет дослідження - апаратно-програмні засоби, алгоритми цифрової обробки та структурні параметри електрокардіосигналів, що впливають на точність автоматичної діагностики.

Методи дослідження. У роботі використовуються методи цифрової обробки сигналів, спектрального та кореляційного аналізу, структурного моделювання, порівняльного аналізу існуючих електрокардіографічних систем, а також узагальнення клінічних даних та електрокардіограм з різних джерел.

Практичне значення роботи.

Результати дослідження можуть бути використані для:

- створення баз даних електрокардіосигналів;
- розробки програмного забезпечення автоматизованого аналізу ЕКГ;
- модернізації існуючих кардіографічних систем;
- підвищення точності діагностики та покращення роботи лікарів-кардіологів;
- впровадження інтелектуальних систем раннього виявлення патологій.

1. ПРИЗНАЧЕННЯ ТА ОБЛАСТЬ ЗАСТОСУВАННЯ ПРИСТРОЮ

1.1 Область застосування приладу

Областю використання даного приладу є одна із основних галузей медицини – кардіологія. Кардіологія (греч. *kardia* + *logos* навчання) - розділ клінічної медицини, що вивчає функцію і морфологію серцево-судинної системи в умовах норми і патології, етиологію, патогенез, клінічні прояви хвороб системи кровообігу і який займається розробкою методів їхньої діагностики, лікування і профілактики. Виділяють теоретичну кардіологію і клінічну кардіологію. Перша вивчає теоретичні основи кардіології: закономірності регулювання діяльності серцево-судинної системи, природу автоматичної діяльності серця, біофізику і біохімію серцевої діяльності. Найбільший розвиток у теоретичній кардіології одержали експериментальна кардіологія (моделювання патологічних станів у тварин) і молекулярна кардіологія (досліджує структуру клітки міокарда, роль клітинних мембран, мітохондрій, міофібрилл у функції міокарда, механізми утворення і переносу енергії в серце й ін.). Клінічна кардіологія у широкому розумінні включає і проблеми кардіохірургії, епідеміології серцево-судинних захворювань, вивчає загальні закономірності мікроциркуляції, закономірності адаптації і компенсації в системі кровообігу.

1.2 Загальні відомості. Біоелектричні явища в серцевому м'язі

Виникнення електричних потенціалів у серцевому м'язі зв'язано з рухом іонів через клітинну мембрану. Основну роль при цьому відіграють катіони натрію і калію. Усередині клітки калію значно більше, ніж у позаклітинній рідині, концентрація внутрішньоклітинного натрію, навпаки, набагато менше, ніж поза кліткою. У спокої зовнішня поверхня клітки міокарда заряджена позитивно внаслідок переваги там катіонів натрію, внутрішня поверхня клітинної мембрани має негативний заряд унаслідок переваги усередині клітки аніонів (Cl^- , HCO_3^- і ін.). У цих умовах клітка поляризована, при реєстрації

електричних процесів за допомогою зовнішніх електродів різниці потенціалів не буде. Однак якщо в цей період увести мікроелектрод усередину клітки, то зареєструється так називаний потенціал спокою, що досягає 90 мВ. Під впливом зовнішнього електричного імпульсу клітинна мембрана стає проникною для катіонів натрію, що спрямовуються усередину клітки (унаслідок різниці усередині і позаклітинної концентрації) і переносять туди свій позитивний заряд. Зовнішня поверхня даної ділянки здобуває негативний заряд унаслідок переваги там аніонів. При цьому з'являється різниця потенціалів між позитивною і негативною ділянками поверхні клітки, і прилад, що реєструє, зафіксує відхилення від ізоелектричної лінії. Цей процес зветься деполяризацією і зв'язаний з потенціалом дії. Незабаром уся зовнішня поверхня клітки здобуває негативний заряд, а внутрішня — позитивний, тобто відбудеться зворотна поляризація. Крива, що реєструється, при цьому повернеться до ізоелектричної лінії.

Наприкінці періоду збудження клітинна мембрана стає менш проникною для катіонів натрію, але більш проникною для катіонів калію; останні спрямовуються з клітки (унаслідок різниці поза- і внутрішньоклітинною концентрацією). Вихід калію з клітки переважає над надходженням натрію в клітку, тому зовнішня поверхня мембрани знову поступово здобуває позитивний заряд, а внутрішня — негативний. Цей процес зветься реполяризацією. Прилад, що реєструє, знову зафіксує відхилення кривої, але в іншу сторону (тому що позитивний і негативний клітки помінялися місцями) і меншої амплітуди (тому що потік іонів калію рухається повільніше). Описані процеси відбуваються під час систоли. Коли вся зовнішня поверхня знову здобуває позитивний заряд, а внутрішня — негативний, знову буде зафіксована ізоелектрична лінія, що відповідає діастолі. Під час діастолі відбувається повільний зворотний рух іонів калію і натрію, що мало впливає на заряд клітки, оскільки іони натрію виходять із клітки, а іони калію входять у неї одночасно і ці процеси врівноважують один одного.

Таблиця 1.1 – Характеристика біоелектричних процесів в серцевому м'язі

Фаза	Заряд зовнішньої мембрани	Заряд внутрішньої мембрани	Вхідний струм електролітів	Вихідний струм електролітів
Спокою	+	-	Cl -	K +
0	-	+	Na +	-
1	-	+	Cl -	-
2	-	+	Ca 2+, Na +	K +
3	+	-	-	K +
4	+	-	K +	Na+, Ca2+, Cl-

Описані процеси відносяться до збудження одиничного волокна міокарда. Виникаючий при деполяризації імпульс викликає збудження сусідніх ділянок міокарда, воно поступово охоплює весь міокард, розвиваючись за типом ланцюгової реакції.

Збудження серця починається в синусовому вузлі, розташованому в правому передсерді в області устя верхньої порожньої вени. Синусовий вузол має автоматизм і продукує визначене число імпульсів у заданий проміжок часу. У дорослої людини в спокої в синусовому вузлі генерується 60-80 імпульсів у хвилину.

При нормальному функціонуванні серця форма ЕКГ может змінюватися в визначених межах, типова схема кардіоциклу представлена на рисунку 1.1

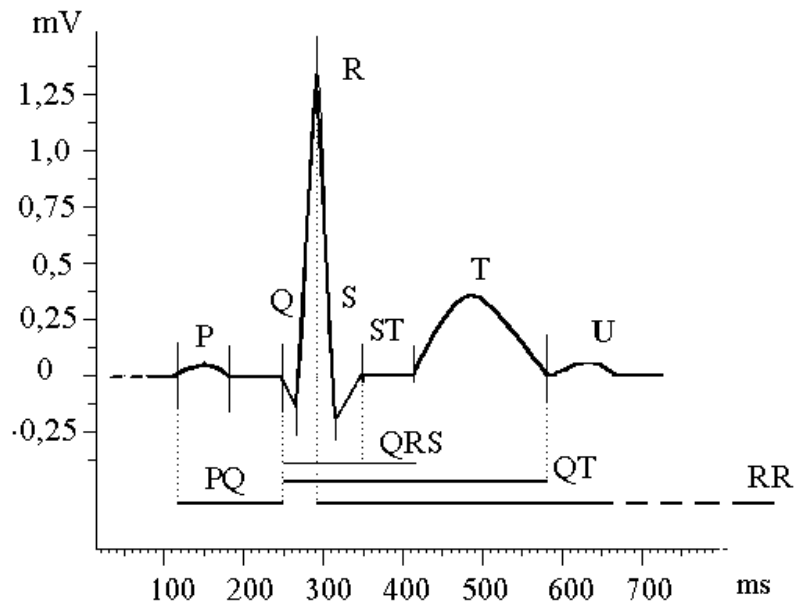


Рисунок 1.1 – Схема основних параметрів

1.3 Реєстрація електрокардіограми

Електрокардіограма (ЕКГ) являє собою запис сумарного електричного потенціалу, що виникає при порушенні безлічі міокардіальних кліток.

ЕКГ записують за допомогою електрокардіографа. Щоб уникнути технічних помилок і перешкод при записі ЕКГ, необхідно звернути увагу на правильність накладення електродів і їхній контакт зі шкірою, заземлення апарата, амплітуду контрольного мілівольта й інші фактори, здатні викликати перекручування кривої.

Електроди для запису ЕКГ накладають на різні ділянки тіла. Система розташування електродів називається електрокардіографічними відведеннями.

1.4 Електрокардіографічні відведення

У клінічній практиці найбільш поширені відведення від різних ділянок поверхні тіла. Ці відведення називаються поверхневими. При реєстрації ЕКГ звичайно використовують 12 загальноприйнятих: 6 від кінцівок і 6 грудних. Перші 3 стандартні відведення були запропоновані ще Ейнтгоеном. Електроди при цьому накладаються в такий спосіб:

- I. відведення: ліва рука (+) і права рука (-);
- II. відведення: ліва нога (+) і права рука (-);
- III. відведення: ліва нога (+) і ліва рука (-).

Осі цих відведень утворюють у фронтальній площині грудної клітки так називаний трикутник Ейнтговена.

1.5 Необхідність створення апаратно – програмних засобів

У цьому зв'язку представляється необхідним створення апаратно – програмних засобів для автоматизації процесу діагностики серця (зняття електрокардіограми (ЕКГ), її аналізу і видачі висновку. Важливо визначити оптимальний набір структурних параметрів електрокардіографічного сигналу (ЕКС), що забезпечують найбільш достовірну діагностику, а також розробити алгоритми виділення й обробки характерних структур сигналу, який реєструється [1].

При візуальному аналізі ЕКГ часто не приймаються до уваги або не помічаються незначні зміни в ЕКГ, у яких може міститися інформація про важливі нюанси в роботі серця. Ці непомітні на око відхилення від норми можуть розвиватися в патології, тому проводиться вивчення впливу незначних змін ЕКГ, які не діагностувались на звичайних кардіографах, на точність діагнозів, що виставляються, і на прогнозування стану хворого.

Для автоматизації процесу кардіодіагностики необхідно також створення великої бази даних по видах електрокардіографічного сигналу ЕКС при різних захворюваннях серця. У неї повинно бути внесене як можна більше (але, не занадто – для збільшення швидкодії) кількість видів сигналів з точними висновками, виставленими кваліфікованими фахівцями. Параметри вхідних сигналів будуть використані для видачі попереднього висновку на основі аналізу ЕКГ і зіставлення. Для її створення використовуються як ЕКГ конкретних хворих, реально зняті на звичайних кардіографах, так і дані, представлені у відповідних навчальних посібниках і довідниках. Важливо також забезпечити

якісне відображення досліджуваного сигналу на моніторі, його кодування і збереження у відповідному запам'ятовуючому пристрої.

В даний час вже існує багато різних типів електрокардіографів, що відрізняються друг від друга контрольованими параметрами, експлуатаційними характеристиками, методами обробки і представлення інформації. Визначення їхніх характеристик, оцінка переваг і недоліків конкретних реалізацій і поліпшення параметрів, що визначають точність діагностики, також включені в проведені дослідження.

2.ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ ТА ОБГРУНТУВАННЯ МЕТОДУ

2.1 Актуальність теми

В даний час зростає необхідність створення нових і поліпшення вже існуючих методів аналізу роботи серця з метою збільшення точності проведених діагностичних досліджень і отриманих висновків. Також розглядається питання автоматизації цих процесів.

Дослідження, виявлення і діагностика захворювань серечно – судинної системи і, зокрема, захворювань серця є однією з найважливіш их проблем сучасної медицини. Одним з ведучих методів вивчення біоелектричної активності серця є електрокардіографія. Вона на сьогоднішній день незамінна в діагностиці інфарктів міокарда, ішемічної хвороби серця, порушень ритму і провідності, гіпертрофій передсердь, шлуночків і інших захворювань серця. Традиційне використання існуючої апаратури не завжди виявляється ефективним, про що свідчить число неточних діагностичних висновків, яке ще дотепер досить велике. Іноді точний діагноз ставиться лише після смерті хворого.

Даний прилад, що розробляється, призначений для заміни старих кардіографічних систем, які використовуються в лікарнях України. Актуальністю теми є те, що в кардіологічній практиці найчастіше роботу серця досліджують, коли пацієнт знаходиться в нерухомому стані на кушетці в кабінеті кардіодіагностики. В такому стані виявляються не всі порушення в роботі серця людини. Порушення можуть виникати при різних фізичних навантаженнях (при ходьбі, при підніманні ваги та ін.). Хоча існують комплекси, які моделюють різні фізичні навантаження, в склад яких входять, крім самого реєстратору кардіосигналу, ще велотренажери, бігові доріжки та ін. Для цього обладнання потрібне окреме приміщення, та значний час на діагностику стану одного пацієнта. Сучасна елементна база дає змогу полегшити роботу лікаря в цьому питанні. Метою даного проекту є створення такого приладу, що мав би

компактні габаритні розміри (може розміщуватися в кишені, сумці і т. п.), не викликав би незручностей по мірі його використання, а що саме головне – міг знаходитись з пацієнтом та зберігати всю інформацію про стан роботи серця за весь час вільного руху у виді придатному для обробки на ЕОМ.

2.2 Огляд і аналіз існуючих реєстраторів та технологій (виміру, реєстрації, обробки результатів вимірів та досліджень)

Джерелом збудження підсилювача електрокардіосигналу(ЕКС) є біологічний об'єкт — людина, що може бути представлений еквівалентним за рівнянням електричним генератором. А як відомо, властивості будь-якого електричного генератора визначаються характером зміни ЕДС у часі і внутрішньому опорі.

Електрокардіосигнал є частиною ЕРС серця, вимірюваної на поверхні тіла за допомогою електродів, розташованих певним чином. Закон зміни ЕКС у часі може вважатися квазіперіодичним з періодом кардіокомплексів 0,1—3 с. Форма еквівалентного кардіокомплексу близька до трикутного з амплітудою, що лежить у діапазоні 0—5 мВ. Смука прийнятих кардіокомплексом частот охоплює діапазон від 0,05 до 800 Гц.

Міжелектродний опір, що включає опори переходів шкіра-електрод, відповідає внутрішньому опору джерела збудження і змінюється в значних межах. Для технічних розрахунків звичайно приймають діапазон 5—100 КОм.

Крім перерахованих параметрів при проектуванні ЕКС необхідно враховувати ряд істотних особливостей джерела збудження.

1. Нестабільність внутрішнього опору за рахунок змін опорів переходів шкіра-електрод. При цьому потрібно враховувати великі значення міжелектродних опорів і їх розбаланс у системі відведень ЕКС.

2. Утворення на переходах шкіра-електрод напруг поляризації, що створюють на вхідних контактах напругу зсуву, що досягає ± 300 мВ. Така напруга може викликати насичення підсилювача.

3. Повільний дрейф напруги поляризації і різких його змін при зсуві електродів через рухи хворого. Стрибки напруги поляризації створюють важко переборні перешкоди.

4. Наявність напруг перешкод, що попадають на вхідні затиски синфазно і протифазно. Перешкоди можуть бути біологічного і фізичного походження. До біологічних перешкод відносяться біопотенціали інших органів і м'язів, а до фізичних — наведені на об'єкт напруги від неекранованих ділянок мережної проводки, мережних шнурів інших приладів і провідних поверхонь (вторинна напруга наведення). Особливо великий рівень мають синфазні сигнали перешкод напруги мережі, що попадають на об'єкт через ємнісний зв'язок.

Вимоги до параметрів

Вірогідність передачі ЕКС багато в чому визначається параметрами підсилення ЕКС — першої ланки в ланцюзі обробки сигналу. Приймаючи до уваги характеристики джерела збудження, особливості підключення підсилювача ЕКС до об'єкта й умови сполучення підсилювача з пристроєм обробки сигналу, розглянемо вимоги до основних параметрів підсилювача ЕКС і їхній вплив на перекручування ЕКС.

Вхідна напруга $U_{вх}$ повинна лежати в діапазоні не менш чим 0,03—5 мВ. Нижнє значення $U_{вх}$ визначає граничну чутливість підсилювача, нижче якої реєстрація ЕКС утруднена.

На граничну чутливість впливає рівень внутрішніх шумів, приведених до входу підсилювача. Звичайні досяжні значення $U_{ш} \leq 10—30$ мкВ.

Оптимальний вибір смуги пропускання (Δf) має важливе значення. Найбільш інформативна частина ЕКС займає смугу частот $\Delta f = 0,05—120$ Гц, але в практичній ЕКС-діагностиці використовують підсилювачі з $\Delta f = 0,05—60$ Гц. У кардіомоніторах (КМ) у залежності від призначення тракту посилення ЕКС нормуються три значення Δf :

- Δf — для лінійного виходу підсилювача ЕКС, призначеного для підключення реєстратора ЕКС;

- Δf_3 — для зображення ЕКГ на екрані КМ;
- Δf_m — для моніторингу при великому рівні перешкод.

Типові значення параметрів АЧХ: $\Delta f = 0,05—120$ Гц при $\delta_f = \pm 30\%$ ($\Delta f_3 < \Delta f$ звичайно через технічні обмеження); $\Delta f_m = 0,5—25$ Гц при $\delta_f = \pm 30\%$; $K_f \leq 6$ дБ/октаву.

Перешкодостійкість КМ стосовно синфазних сигналів визначається коефіцієнтом ослаблення синфазних сигналів $K_{ОСС} = K_d / K_c$, де K_d і K_c — коефіцієнти підсилення диференціального і синфазного сигналів.

Таким чином, $K_{ОСС}$ показує здатність підсилювача розрізнити малий диференціальний (різницевий, протифазний) сигнал на тлі великого синфазного. Легко досяжне значення $K_{ОСС}$ лежить у діапазоні 70—80 дБ. Подальше збільшення $K_{ОСС}$ до 90—120 дБ вимагає спеціальних методів і ускладнює конструкцію підсилювача ЕКС.

Повний вхідний опір $Z_{вх}$ повинен бути не менш 2,5—10 МОм. При таких значеннях $Z_{вх}$ можна зневажити втратами в передачі напруги ЕКС і допустити розбаланс опорів шкіра-електрод до 5—10 Ком. Напруга зсуву на вхідних затисках $U_{сЕКС}$ не повинна зменшувати значення $Z_{вх}$ і $K_{ОСС}$. Щоб не збільшувати напругу зсуву, необхідно обмежити постійний струм у ланцюзі пацієнта, обумовлений по вхідному струмі спокою, значенням 0,1 мкА.

Перетворювачі ЕКС для цифрових пристроїв. Аналого-цифрові перетворювачі

Пристрій керування і передачі може взаємодіяти з аналоговим сигналом через АЦП, задача якого складається в перетворенні вхідної напруги в пропорційне йому число. Методи аналого-цифрового перетворення більш різноманітні, чим цифро-аналогового. Пояснюється це тим, що АЦП можна здійснити, використовуючи цілий ряд систем (рівнобіжний, із двотактним інтегруванням, послідовного наближення і т.д.).

Розглянемо принцип дії АЦ - перетворювача послідовного наближення, який найбільше часто використовується у медичних приладах, що пояснюється

простотою пристрою, а також високою швидкістю і постійним часом перетворення, що не залежить від амплітуди аналогового сигналу.

Аналоговий вхідний сигнал апроксимується двійковим кодом числа з наступною перевіркою кожного біта в цьому коді доти, поки не буде досягнуте найкраще наближення. Значення аналогового сигналу в двійковому коді зберігається в регістрі послідовного наближення (РгПП). Поразрядно РгПП з'єднаний із вхідним буферним пристроєм, що забезпечує цифровий вихід АЦП із необхідним рівнем вихідного сигналу. Уся робота АЦП тактується тактовим генератором. Після N тактів порівняння $I_{вх}$ і $I_{ЦАП}$ на вході ЦАП виходить N -розрядний двійковий код, що є еквівалентом аналогового сигналу. Перетворення відбувається за N тактів, тому швидкість формування N -розрядного слова завжди однакова. Установка РгПП у вихідний стан і запуск його в режим перетворення виробляється по зовнішньому логічному сигналі. По закінченні перетворення АЦП виробляє сигнал "Готовність даних".

Цифрова фільтрація електрокардіосигналу

Попередня цифрова фільтрація ЕКС передують алгоритмам, що здійснюють аналіз сигналу, і служить для виконання перетворень сигналу, що поліпшують умови роботи і підвищують ефективність цих алгоритмів. У найбільш загальному виді можна виділити три етапи фільтрації, що вирішують окремі задачі передобробки ЕКС: фільтрація нижніх частот, верхніх частот і мережного наведення.

Передбачається, що на вхід алгоритму надходить суміш корисного сигналу з аддитивною перешкодою. Основна частка потужності ЕКС, що знімається з використанням стандартної ЕКГ-апаратури, зосереджена в смузі частот, що не перевищують 50 Гц. Про спектр перешкод, узагалі говорячи, не можна висловити ніяких визначених припущень, за винятком того, що він обмежений характеристиками аналогового тракту знімання і посилення ЕКС, що має звичайно смугу пропускання від 0,1 до 100 Гц.

У першу чергу найбільше доцільно усунути мережне наведення, що порівняно легко піддається ослабленню за допомогою режекторного фільтра.

Далі з використанням ФНЧ здійснюється придушення високочастотних перешкод. Цю процедуру можна також інтерпретувати як обмеження спектра сигналу зверху, що в принципі дає можливість на наступних етапах обробки знизити частоту відліків стосовно вихідного за рахунок проріджування відліків. На останньому етапі попередньої обробки за допомогою ФВЧ виконується високочастотна фільтрація, що дозволяє практично цілком позбутися від постійної складової і зсуву ізолінії від руху пацієнта й у значній мірі знизити амплітуду Т-зубців.

Сигнал, одержуваний на виході цього ланцюжка фільтрів, являє собою суміш корисного сигналу, у якому збережені основні частотні складові, властиві QRS-комплексам, і тієї частини перешкод, спектр якої лежить у смузі пропущення результуючої частотної характеристики використовуваних фільтрів. Подальше усунення перешкод методами цифрової фільтрації не представляється можливим, тому що це привело б до придушення самого сигналу. прийнявши за основу приведену послідовність процедур цифрової фільтрації ЕКС, розглянемо цифрові методи, що можуть, бути використані для реалізації кожного з етапів попередньої фільтрації.

Фільтри придушення мережного наведення

Можна виділити три основних типи фільтрів, що знаходять застосування для придушення мережного наведення:

- режекторні неадаптивні фільтри;
- фільтри нижніх частот чи частотно-смугові фільтри, частотні характеристики яких мають нуль на частоті мережного наведення;
- адаптивні режекторні цифрові фільтри.

Фільтри першого з перерахованих типів, частотні характеристики яких мають провал на частоті мережного наведення, застосовуються для оперативної обробки ЕКС порівняно рідко, тому що є досить складними для реалізації.

Застосування фільтрів другого з названих типів звичайно має на меті вирішити одночасно двох чи більше різних задач фільтрації (усунення постійної складової, придушення мережного і високочастотної перешкод). Така ідея

прЕРСтавляється дуже привабливою, але при цьому підвищення ефективності рішення цієї або однієї з зазначених задач досягається звичайно на шкоду іншим. Наприклад, досить прості для використання в режимі реального часу ФНЧ із нулем частотної характеристики на частоті мережної перешкоди мають, як правило, відносно низьке значення частоти зрізу 20—25 Гц. Це може приводити до помітного придушення високочастотних складових корисного сигналу, що не завжди припустимо.

Адаптивні режекторні фільтри мережного наведення відрізняються тим, що в процесі роботи здатні підбудовуватися під амплітуду і фазу наведення і здійснювати завдяки цьому її повну компенсацію. Такі фільтри, на відміну від перших двох зазначених типів цифрових фільтрів, мало впливають на сам корисний сигнал, зокрема на його складові, спектр яких лежить поблизу частоти мережного наведення. Крім того, адаптивні цифрові фільтри здатні сполучити відносну простоту реалізації з високою добротністю. Їх основним є те, що стійка фільтрація можлива лише у випадках, коли амплітуда і фаза наведення не перетерплюють різких змін. Однак у реальних умовах оперативного аналізу ЕКС параметри наведення мінються, як правило, порівняно повільно. Тому адаптивна фільтрація виявляється найбільш кращою.

Стискування електрокардіосигналу

Представлення ЕКС регулярною вибіркою відліків, одержуваної в результаті його дискретизації, часто виявляється надлишковим. Скоротити надмірність дозволяють методи стискування даних, суть яких полягає в зменшенні обсягу вихідної інформації шляхом добору меншого числа істотних координат. Ці координати можуть бути отримані або в результаті деякого перетворення дискретного сигналу, або обрані безпосередньо з вихідної вибірки відліків. Найчастіше стискування даних пов'язане з деякою втратою інформації, через що вихідний сигнал не може бути точно відновлений.

Можливість одержання ефективного стискування ЕКС зв'язана з тим, що високочастотні компоненти сигналу присутні на досить коротких відрізках серцевого циклу. Частота дискретизації розраховується на припустимі помилки

дискретного представлення саме цих фрагментів ЕКС, тому опис регулярною вибіркою відліків низькочастотних ділянок сигналу виявляється надлишковим. Для усунення цієї надмірності запропоновані різні методи стискування, зв'язані з рішенням багатьох задач збереження, передачі й обробки ЕКС.

У системах цифрової передачі даних скорочення обсягу переданих даних знижує вимоги до пропускної здатності каналу зв'язку, що особливо актуально для телефонних ліній зв'язку.

Для оцінки ефективності представлення стиснутого сигналу звичайно застосовують два показники: коефіцієнт стискування, обумовлений відношенням числа вихідних відліків сигналу до числа отриманих координат, і помилка відновлення сигналу. У якості останньої найчастіше використовується абсолютна чи середня квадратична помилка.

Підхід до вибору методу стискування й оцінка його ефективності повинний визначатися конкретною метою його застосування. У задачах збереження і передачі даних звичайно задається припустимий рівень перекручування відновленого сигналу, а вибір конкретного методу здійснюється виходячи з умов одержання найкращого значення коефіцієнта стиску при відомій чи припустимій складності реалізації алгоритму кодування-декодування сигналу.

Серед існуючих методів стискування даних можна виділити групу методів, заснованих на розкладанні сигналу по ортогональних функціях. Застосування для цілей стиску розкладання Карунена-Лоэва, ряду Фур'є, перетворення Хаара дозволяє досягати високих коефіцієнтів стиску, однак вимагає великого обсягу обчислень. Крім того, виникає проблема попереднього виділення серцевого циклу, що утрудняє реалізацію цих методів у системах реального часу. Такий стиск використовується для збереження ЕКГ в автоматизованих архівах і передачі ЕКГ на відстань, коли немає твердих вимог до складності алгоритмів обробки і швидкості обчислень.

Широке застосування одержали методи стискування, засновані на амплітудно-тимчасових перетвореннях сигналу. До найбільш простого

відноситься метод різницевого кодування, що забезпечує скорочення надмірності регулярної вибірки відліків за рахунок зменшення обсягу кожної координати. Важливо відзначити, що цей метод забезпечує абсолютно точне відновлення дискретизованого сигналу.

Досить поширені методи стиску сигналу, що використовують апроксимацію сигналу на окремих тимчасових відрізках різними функціями. Як апроксимуючі функції можуть бути узяті алгебраїчні поліноми різних ступенів, спеціальні функції але більшість алгоритмів припускає використання низькоступеневих функцій, що наближають, (східчаста чи лінійна апроксимація). Це пояснюється в основному їхньою відносною простотою і високою швидкістю, що має вирішальне значення для задач передачі й обробки ЕКС у реальному масштабі часу.

Серед методів опису сигналу спеціальними функціями відомий метод кодування ЕКС нерегулярними відліками. Задача апроксимації розглядається тут як визначення оптимального набору фільтрів, що відновлюють, з вибором з них лінійно-незалежних, котрі визначають номери істотних відліків сигналу. Завдяки такому способу кодування вдається досягти коефіцієнтів стиску порядку 15—20 у залежності від складності вихідних кривих ЕКГ. Успішно застосовують для стиску ЕКС апроксимацію сигналу кубічними сплайнами. Розроблений спосіб побудови згладжуючого кубічного сплайна з адаптивним підбором кроку на сітці вузлів забезпечує скорочення обсягу даних у 3—14 разів. Зазначені методи стиску сигналу з застосуванням спеціальних функцій представляються перспективними для обробки ЕКС у поточному режимі, однак у даний час вважаються складними для реалізації через великий обсяг обчислень.

2.3 Огляд і аналіз існуючих реєстраторів

Аналогові кардіографи

Звичайні аналогові електрокардіографи представляють собою електронно-механічні системи. Напруга, наведена на електроди в результаті серцевої

діяльності, підсилюється електронним підсилювачем і реєструється на паперовій стрічці за допомогою механічного самописця.

Структурна схема звичайного аналогового кардіографа представлена на рисунку 2.1.

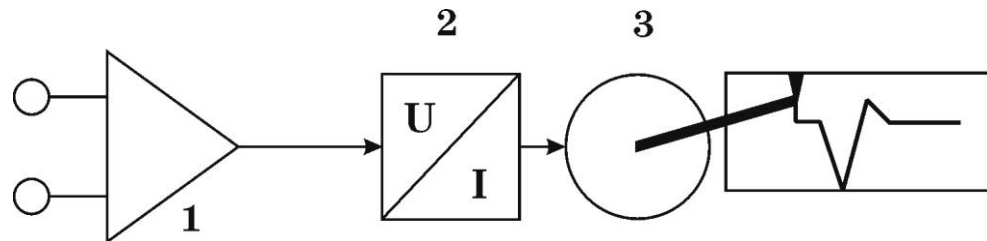


Рисунок 2.1 – Структурна схема аналогового електрокардіографа:
1 – підсилювач; 2 – перетворювач напруга-стум; 3 – самописець

З розвитком сучасної техніки та мікроелектроніки з'явилась база для розробки більш економічних за габаритними розмірами та по енергоспоживанню пристроїв. Тенденція розвитку мікроелектроніки обумовила новий етап в сучасній кардіології – розробка електронних електрокардіографів.

В кардіологічній практиці є багато методик дослідження та виявлення захворювань серця за допомогою електрокардіограми. Для діагностики, наприклад, деяких порушень ритму серця потрібний тривалий запис потенціалів серця.

Холтеровські монітори

До числа знаменних подій минулого століття в області кардіології відноситься розробка Норманом Холтером системи добового моніторингу електрокардіограми. Добовий моніторинг ЕКГ за Холтером став самостійним напрямком у клінічній електрокардіології. Суть методики полягає в тривалій реєстрації ЕКГ в умовах вільної активності пацієнта, з наступним аналізом запису. Принципова схема методу не змінилася і донині. І по нині вона складається з реєстратора - пристрою, на якому здійснюється тривалий запис ЕКГ і дешифратора, що проводить аналіз отриманого запису. Оригінальний реєстратор Нормана Холтера являв собою пристрій 19,5x9,8x4,6 см і вагою 1кг і

проводив запис в одному відведенні. Можливість носити його в дамській сумочці тримати на сусідньому столику під час обіду в ресторані, представлялося, для свого часу, оптимальною по портативності системою. За 40 років існування методу технічне оснащення його разуче змінилося.

Одним з основних показань до проведення холтеровського моніторингу є скарги хворих приблизно серцевого походження. До них відносяться: серцебиття, біль у грудях, запаморочення, головний біль, задишка, а так само раптова втома, аритмії, порушення ритму, перенесений інфаркт міокарда і т.д. Особливістю цих станів є їхня непередбачена поява, рідкість виникнення і тому їх важко зафіксувати. Для цього пацієнта необхідно було б безупинно спостерігати аж до виникнення самої події, але це нереально, якщо врахувати, що деякі епізоди мають періодичність раз на місяць (рік). Однак, тільки в 0-12% дітей [9] і 6-25% дорослих з кардіогенними скаргами, холтеровський моніторинг здатен виявити порушення ритму. Основна причина низької діагностичної цінності методу - дуже короткий період спостереження. Проблема знижується шляхом використання контролерів - реєстраторів подій (Event Recorder). Це прилади невеликих розмірів здатні робити запис ЕКГ у 1-3 відведеннях. Пристрій знаходиться в пацієнта, у момент виникнення події хворий прикладає електроди до тіла (можуть бути грудні, для кінцівок) і натисканням кнопки здійснює запис ЕКГ. Записана електрокардіограма передається лікуючому лікарю по телефону, модему, через локальну комп'ютерну мережу.

В таблиці 2.1 представлені деякі характеристики сучасних існуючих реєстраторів типу холтеровського монітора.

Реєстратори подій більш ефективні в діагностиці аритмій виникаючих не частіше чим 1 раз на місяць, чим холтеровський моніторинг. Дозволяють у 57% випадків виключити порушення ритму серця при скаргах пацієнтів на серцебиття дають більше діагностичної інформації і більш низьку собівартість, чим 48 годинне холтеровський моніторинг.

Таблиця 2.1 – Характеристики сучасних реєстраторів типу холтеровського монітора

Назва фірми	Країна	Модель	Розмір	А Ц П біт	Частотний діапазон, Гц	Флеш- пам'ять, Мб	Маса, г	Дов- жина запи- су, год
Rozinn	США	Rozinn RZ152PM	80*150*30	нв	0.05-70	20/80	285	24/48, до 72
OXFORD	Англія	OXFORD Medilog FD4	нс	10	0,05-100	Нв	300	24/48
Schiller	Швейцарія	Microvit MT-100	110*70*90	10	0,05 40	8	140	24
H&C Medical Devices (Cardiette)совместно сAdvanced Biosensor	США	DL 700	150*89*23	16	0,05-50	10/20/40	285 (с бат.)	24/48
MEDITECH	Угорщина	EC-GO	105*60*22	10	нв	Нв	130 (с бат.)	24
Davis Medical Electronics Inc.	США	DigiTrakPlus	85,4*53*20	10/ 12	0.05-60	Нв	90	24/48
CardioMem CM 3000	нв	нв	108*79*22	8, 10, 12	нв	CompactFlash card, Type II or Type I	< 160	24/48
Scan Tech Medical, LLC	США	IQmark Digital Holter Recorder	113*70*26	8	0.05 - 100	48-96	113	24
Національний аерокосміч. ун-т "ХАІ"	Україна	CardioSens	120*75*25	12	0,05-100	32-128	250	24/72
CUSTO MED	Німеччина	CUSTO TERA	98*65*22	нв	0,02 - 100	Нв	120 б\бат.	24

Примітка: нв – нема відомостей.

Реєстратори подій

Event - рекодер

Основний принцип його використання вже описаний вище. Для подій тривалістю в кілька секунд чи хвилин, цей реєстратор прикладається до грудей чи до кінцівок пацієнта і записується епізод. Як правило, у них немає окремих електродів, вони убудовані в корпус самого приладу. Це дуже зручно, при

виникненні події можна швидко прикласти прилад до грудей не витрачаючи час на наклейку електродів (і гроші на їхню покупку!) чи взятися за них пальцями. У більшості комерційних моделей існує всього одна кнопка, вона служить як для запису ЕКГ, так і передачі її.

Технічне виконання event-рекодерів таке ж, як і реєстраторів холтеровських систем. Відрізняються вони видом і обсягом пам'яті, тому що реєстратори подій не здійснюють безупинний запис ЕКГ, обсяг пам'яті в них значно менше. Дозволяють записувати фрагменти ЕКГ тривалістю від 30 до 270 секунд. Використовується як твердотільна енергозалежна пам'ять, так і флеш-пам'ять. Число записів клінічних епізодів залежить від того, на скільки відрізків розділений весь обсяг пам'яті. При заповненні всього обсягу, записані фрагменти передаються на комп'ютер чи відсилаються по телефонній лінії, де буде проаналізована лікарем і роздрукована. Деякі прилади можуть бути підключені до цифрового електрокардіографа. Особливості деяких event-рекодерів представлені в таблиці 2.2

Таблиця 2.2 – Порівняльна характеристика моделей кардіореєстраторів

Фірма	Країна	Модель	Кнопки	Спосіб передачі даних	Канали	Кільк. подій	Загальний час запису	ЕКГ, доб. мон., РС
Card Guard®	США	CG-220(bt) Personal 1-Lead ECG Transmitter	1	1–старт / 1–виклик	1	6	32	Нв
Pace Art	США	Heart ACCESS 1000	1	Те саме	1	3	270	Нв
Instromedix®	США	HeartCard®	1	Те саме	1	3	90	Нв
Philips & E'Col®	США	M-Trak 100	1	1. Вклик, 2. Усн. параметри	1	6	32	Нв
LifeWatch Associates, Inc.	США	HFT V-100 [tb] Patient Heart View	1	Те саме	1	3	36	Нв
Rozinn	США	Rozinn ER300	1	1–старт / повтор	1	Нв	270	Нв
Telescan Medical Systems	США	Telescan Instant Memory Recorder	1	Те саме	1	Нв	120	Нв
Card Guard®	США	CG-500(bt) MiniMonitor Transmitter	1	Те саме	1	6	192	Нв

Loop-рекодери

Так називаються, тому що в них використовується багаторазова "кільцева" пам'ять (loop memory). Принцип її роботи такий, що записувані дані в ній довго не "затримуються". Запис даних йде як би по кільцю, коли весь обсяг пам'яті заповнений, починається новий "виток", тобто раніше записані дані затираються, а на їхнє місце записуються нові, весь процес йде безупинно. "Кільцева пам'ять" також використовується в "чорних" ящиках літаків, моніторах виробничих процесів у промисловості.

Loop-рекодери як і холтеровські монітори ведуть запис ЕКГ безупинно у свою "кільцеву" пам'ять, коли виникає клінічно значима подія пацієнт натисканням кнопки-маркера подій "заморожує" запис (freeze). Таким чином, виходить ділянка, записаний ще до події, сама подія, і ділянка запису після події, далі, усе це зберігається і потім, може бути передане на РС, по телефонній лінії і т.д. З огляду на, що loop-рекодери на відміну від холтеровських моніторів записують тільки фрагмент ЕКГ, моніторинг може продовжуватися незрівнянно більш тривалий час. Розмір loop-пам'яті коливається від 90 до 5400 секунд. Як правило, у всіх таких приладах маютья опції налаштування що дозволяють вибрати кількість записуваних подій, час запису до і після події, кількість каналів запису й ін.

2.4 Критика існуючих систем

Для підвищення якості діагностики захворювань серця необхідно, зокрема, збільшувати точність виміру електрокардіосигналу. Про можливості електрокардіографії високої розрядності повідомлялося в [1, 5, 6, 7, 10]. Даний розділ присвячений порівнянню точності, що може забезпечити традиційна (аналогова) апаратура і цифровий електрокардіограф.

Звичайні аналогові електрокардіографи являють собою електронно-механічні системи. Напруга, наведена на електроди в результаті серцевої

діяльності, підсилюється електронним підсилювачем і реєструється на паперовій стрічці за допомогою механічного самописця, який зображено на рисунку 2.1.

До підсилювача пред'являються жорсткі вимоги по лінійності, відношенню сигнал/шум, дрейфу нуля, рівномірності амплітудно-частотної характеристики і т.д. У той же час самописцю, як і всім механічним системам характерний ряд недоліків, зв'язаних зі схильністю до зносу, необхідністю періодичного технічного обслуговування, погрішністю виготовлення. А виходить, у процесі експлуатації характеристики самописа міняються, і запис ЕКГ стає менш достовірним.

Сам самописець має постійної часу. З огляду на все це, у технічній документації прикладеної до кардіографа, заводом-виробником вказується реальна погрішність виміру порядку 10-20%. Для діагностики, наприклад, деяких порушень ритму серця (ДРС) потрібний тривалий запис потенціалів серця.

Однак при тривалому моніторингу довжина стрічки може виражатися десятками метрів, і обробка ЕКГ стає незручною. Мається ще ряд задач у кардіології, коли аналогова реєстрація стає гальмом. З огляду на викладене, доцільно відмовитися від механічної ланки в ланцюзі обробки ЕКГ і записувати потенціали серця в пам'ять комп'ютера, або в пристій, який проводить запис ЕКГ та який безпосередньо можливо підключити до комп'ютера.

При цьому відкриваються великі можливості по автоматизації аналізу кардіограм. Точність запису і здатність методу, що дозволяє, комп'ютерної ЕКГ дозволяють одержати більше інформації, і тим самим збільшити вірогідність діагнозу, у порівнянні з традиційною аналоговою ЕКГ.

Якщо брати до уваги старі зразки систем Холтеровського моніторингу, то в них можна виділити такі недоліки.

В старих зразках таких пристроїв основним носієм була магнітна стрічка. Запис ЕКГ на цей носій був досить заморочливою справою, по-перше, з'являлася велика кількість перешкод і артефактів унаслідок роботи механізму, що рухається, нерівномірного натягу стрічки, різної швидкості протягання, по-

друге, на одну магнітну стрічку можна було зробити невелику кількість записів, що збільшувало вартість обслуговування системи. Пізніше з'явилася енергозалежна цифрова пам'ять, що була позбавлена недоліків першого носія. Однак, при відключенні живлення рекодера (випадкове, розряд елементів живлення) дані загублювалися. Останнім часом використовується флеш-пам'ять. Вона має всі переваги цифрової пам'яті, але при відключенні живлення приладу дані зберігаються (енергонезалежна).

Крім того можна виділити недоліки класичного підходу до проектування такого типу систем.

Узагальнена структурна схема [14, 18, 8] аналогової частини типового ДМ ЕКГ (добовий монітор ЕКГ) представлена на рисунку 2.2. Вхідні інструментальні підсилювачі забезпечують придушення (100дб і більш) синфазної перешкоди. Застосовуються підсилювачі з малими вхідними струмами (менш 10нА) для забезпечення високого вхідного опору (десятки Мом). Воно багато більше, ніж опір джерела сигналу, і вплив кінцевого значення опору приладу, тому не враховують. Коефіцієнт підсилення інструментального підсилювача в кілька разів забезпечує попереднє посилення ЕКГ. Мале підсилення застосовують для забезпечення вхідного діапазону в кілька сот мВ, необхідного через наявність поляризації електродів [18].

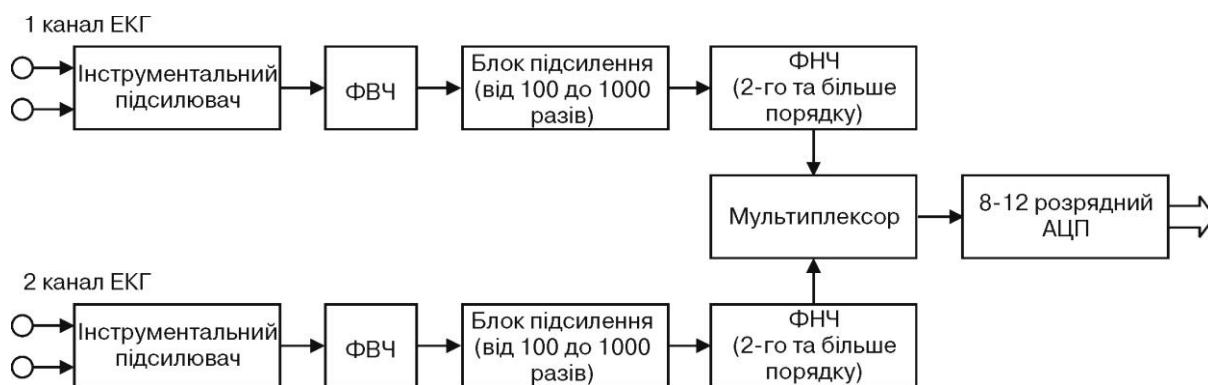


Рисунок 2.2 – Структурна схема аналогової частини типового СМ ЕКГ

Амплітуда сигналу ЕКГ у кілька сот мВ складає малу частину вхідного діапазону. ФВЧ призначений для виділення змінної складової

електрокардіографічного сигналу для подальшого підсилення. Частота зрізу ФВЧ повинна бути якнайменшою для зменшення викривлень низькочастотних складових ЕКГ. Далі, електрокардіографічний сигнал підсилюється в кілька сот раз для одержання прийняттого дозволу на АЦП, вхідний діапазон при цьому звичайно дорівнює ± 5 мВ. При артефактах рухах пацієнта або зовнішній перешкоді сигнал може виходити за границі вимірів. Час установлення ФВЧ із нижньою частотою 0.05 Гц складає кілька секунд, протягом яких мається пропуск даних. Застосовуються спеціальні схемні рішення для забезпечення швидкого установлення ФВЧ. Після посилення, ФНЧ обмежує спектр аналогового сигналу до половини частоти дискретизації для виконання умов теореми Котельникова [8, 14]. Потрібно застосування ФНЧ високого порядку для забезпечення істотного придушення [17]. Мультиплексор на вході АЦП здійснює вибір каналу ЕКГ. Час перетворення АЦП такої схемі повинний складати кілька десятків мкс для забезпечення синхронності дискретизації сигналу. Використовується також додатковий електрод, що забезпечує сигнал, що врівноважує потенціал аналогової частини приладу. Через цей електрод на тіло пацієнта може в протифазі подаватися сигнал, отриманий від перетворення одного чи декількох вхідних потенціалів, покликаний компенсувати високоамплітудну синфазну перешкоду – у першу чергу від електромережі (50 чи 60 Гц).

Можна виділити наступні основні обмеження і недоліки, властиві класичному підходу при розробці аналого-цифрового тракту ДМ ЕКГ:

1. Необхідні прецизійні великогабаритні конденсатори з малими струмами витоку в аналоговому ФВЧ.
2. Аналоговий сигнал може виходити за діапазон виміру АЦП при артефактах рухах пацієнта чи зовнішній перешкоді. Наприклад, час установлення ФВЧ із нижньою частотою 0.05 Гц складає більш 3 секунд.
3. Необхідний додатковий каскад підсилення (у сотні разів) після ФВЧ унаслідок малої розрядності АЦП.

4. Необхідний аналоговий ФНЧ високого порядку для обмеження частотного діапазону сигналу ЕКГ при дискретизації сигналу.

5. Схеми виборки-збереження і мультиплексор перед входом 8–12-ти розрядного АЦП вносять додаткові нелінійні викривлення.

Вимоги до сучасних добових моніторів ЕКГ

Повнота запису ЕКГ. Сучасні добові монітори ЕКГ (ДМ ЕКГ) повинні зберігати весь запис ЕКГ за весь час спостереження. Цього вимагає стандарт АСС/АНА (American College of Cardiology and American Heart Association) для ДМ ЕКГ. Ранні моделі реєстраторів через недостатню ємність носіїв використовували алгоритми стиску ЕКГ і наступного її відновлення. У результаті чого губилася частина інформації.

Якість реєстрації ЕКГ. У керівництві АСС/АНА (American College of Cardiology and American Heart Association) для ДМ ЕКГ приводяться наступні вимоги: частота дискретизації 125 Гц і вище, що дозволяє розрішуюча здатність 5-20 мкВ. Якість, з якою Холтеровські монітори реєструють ЕКГ, залежить від частотного діапазону, розрядності аналого-цифрового перетворювача (АЦП). Частотний діапазон гарного Холтеровського реєстратора повинний бути не нижче 0,1 - 35 Гц, розрядність АЦП - не менш 10. При застосуванні 8-розрядного АЦП, як це робиться в ряді систем, точність виміру амплітуд не може бути краще 40 - 50 мкВ (0,4 - 0,5 мм.), що для оцінки низькоамплітудних компонентів ЕКГ явно недостатньо, тому такі монітори можуть застосовуватися тільки для грубої оцінки порушень ритму.

Ергономічність. Наприклад, у педіатричній практиці немаловажне значення має маса приладу, його розміри. Також варто приділити увагу енергоспоживанню приладу.

Постановка задачі. Виходячи з аналізу вимог АСС/АНА в даному проекті пропонується створення більш точного приладу для реєстрації ЕКГ, шляхом модернізації існуючих рішень в побудові приладів такого типу.

При розробці приладу пропонується:

- перехід від 8-розрядного АЦП до вищої розрядності (24);

- пререхід від магнітної стрічки і енергозалежної пам'яті до енергонезалежної;

- перехід на більш швидкісний зв'язок по інтерфейсу USB.

З такими показниками:

- Кількість відведень – 3
- Частота дискретизації – 125 Гц
- Розрядність АЦП - 24 Біт
- Частотний діапазон – 0,1-35 Гц

3. ОПИС ТА ОБҐРУНТУВАННЯ ОБРАНИХ ПРОЕКТНИХ РІШЕНЬ

3.1. Розробка структурної схеми

З постановки задачі до дипломного проектування системи добового моніторингу ЕКГ (ДМ ЕКГ) відомо, що джерелом вхідних даних є електричні імпульси серця. Електричні імпульси реєструються електродами, які прикріплюються до тіла людини в визначених місцях. Опір ділянки тіла людини коливається в інтервалі 5–100кОм. Аналогові сигнали, що знімаються електродами, після заданого рівня підсилення повинні надходити на вхід аналого-цифрового підсилювача.

Цифрова обробка (ЦОС) сигналів є базовим принципом для розробки функціональної структури сучасних ДМ ЕКГ [59, 62, 64]. Якість ЦОС значною мірою визначається якістю виділення корисного електрокардіографічного сигналу на тлі зовнішніх перешкод і типом аналого-цифрового перетворення. При достатній розрядності і швидкості перетворення АЦП, можна відмовитися від класичної схеми побудови аналогової частини ДМ ЕКГ, що представлена на рисунку 2.2 і перейти до наступної схеми до схеми, що представлена на рисунку 3.1.

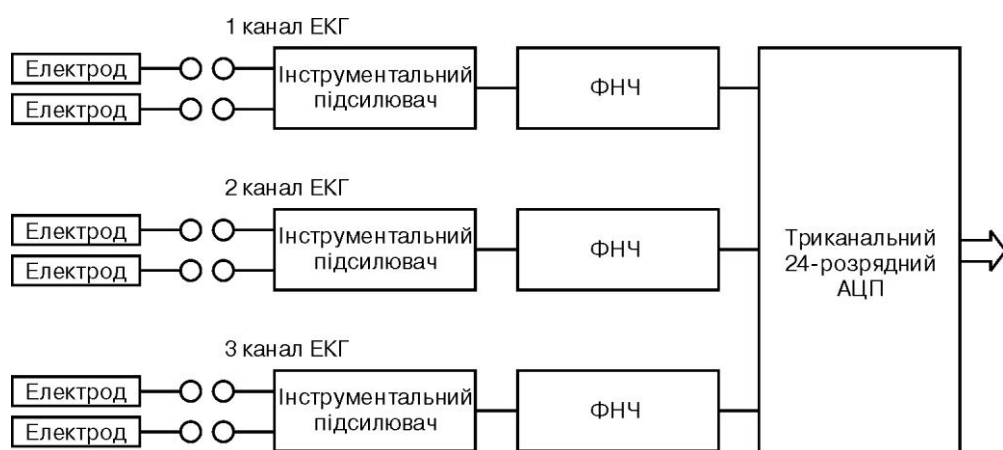


Рисунок 3.1 – Структурна схема аналогової частини ДМ ЕКГ на АЦП високої розрядності.

Необхідно використовувати інструментальні чи диференціальні підсилювачі з високим коефіцієнтом придушення синфазної перешкоди. Але завдяки високій розрядності і широкому вхідному діапазону схеми, ФВЧ і додаткове посилення сигналу можна не використовувати, проводячи дискретизацію сигналу ЕКГ із постійної складової. Постійна складова ЕКГ на вході приладу компенсується за рахунок додаткових біт. У результаті, різко скорочується число електронних компонентів для побудови такої схеми. Зникає необхідність застосування прецизійних великогабаритних конденсаторів з малими струмами витоку в аналоговому ФВЧ, що значно скорочує габарити. ФВЧ реалізується цифровим способом на комп'ютері з необхідною частотою зрізу, у залежності від задачі.

Можна виділити наступні основні переваги, пропонованої підходу при розробці аналого-цифрового тракту ДМ ЕКГ:

Немає необхідності застосування прецизійних великогабаритних конденсаторів з малими струмами витоку в аналоговому ФВЧ.

Аналогової сигнал не виходить за діапазон виміру АЦП при артефактах рухах чи пацієнта зовнішній перешкоді.

ФВЧ реалізується цифровим способом з необхідною частотою зрізу і характеристиками, у залежності від задачі.

Не потрібно додаткове посилення сигналу, що збільшує шуми.

Застосовується простий ФНЧ на R-C ланцюг для забезпечення умов теореми Котельникова.

Дискретизація сигналу відбувається з високою частотою безпосередньо в АЦП, без необхідності в схемах виборки-збереження і мультиплексорі.

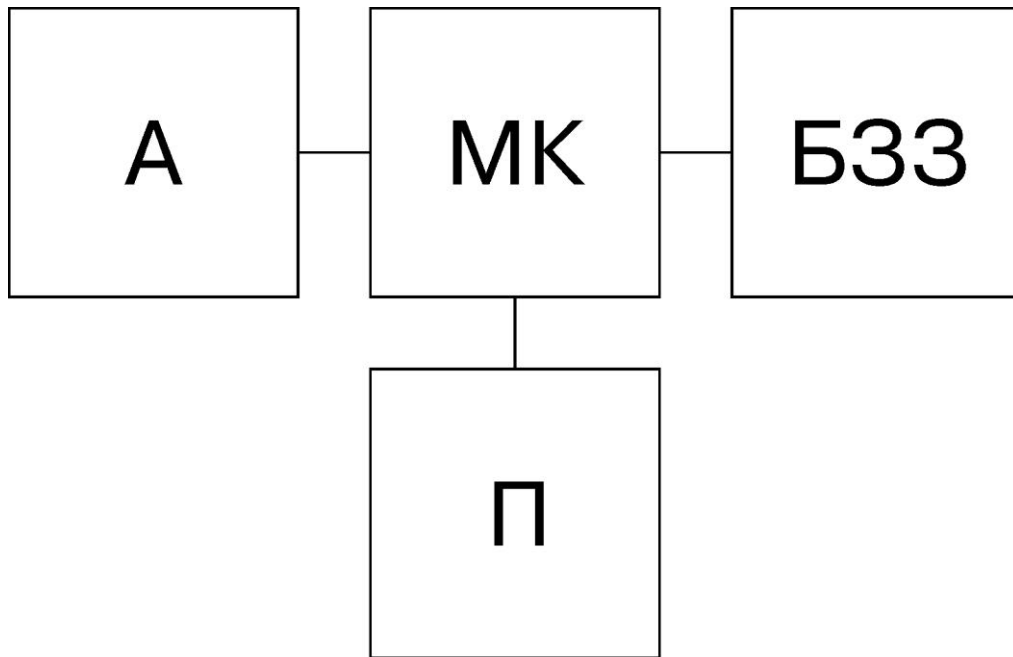
Виходячи з зазначеного, зупиняємося на запропонованій схемі аналогової частини ДМ ЕКГ.

Центральним елементом системи ДМ ЕКГ є мікроконтролер, який забезпечує зв'язок між всіма функціональними блоками.

Для зберігання не менш ніж добового обсягу інформації, що реєструється, структурна схема повинна містити енергонезалежний блок пам'яті 256-512Мб.

Для зв'язку розроблюваного пристрою з комп'ютером по інтерфейсу USB (за поставленою задачею до дипломного проектування) в структурній схемі повинен бути присутній блок, який виконує функції зовнішнього інтерфейсу.

Якщо проаналізувати все, вище викладене то структурна схема пристрою буде виглядати таким чином:



Риснок 3.2 – Структурна схема приладу

МК – мікроконтролер;

А – аналогова частина приладу (Рис.);

БЗЗ – блок зовнішнього інтерфейсу USB;

П – запам'ятовуючий пристрій.

3.2 Визначення функціональних блоків пристрою

Виходячи з розробленої структурної схеми та з поставленої задачі до дипломного визначаємо основні функціональні блоки пристрою, що проектується.

Основним блоком, який здійснює керування всіма функціональними блоками системи є мікроконтролер. Виходячи з кількості периферійних

пристроїв, які використовуються, мікроконтролер повинен мати як найменше чотири порти вводу-виводу.

Перед тим, як надійти на аналого-цифровий перетворювач сигнал повинен бути підсилений та підданий низькочастотній фільтрації за допомогою низькочастотного фільтру.

Після підсилення сигнал надходить на аналого-цифровий перетворювач. Згідно з поставленою задачею до дипломного проектування пристрій має три канали надходження каналу. Сучасна елементна база представляє великий вибір АЦП з різною кількістю та видом каналів. Тому для зменшення елементів в функціональній схемі обирається АЦП, який має три диференціальні канали, для зменшення кількості використовуваних виводів АЦП для передачі інформації повинно підтримувати SPI інтерфейс.

Для зберігання неперервного потоку інформації найбільш вигідне використання NAND Flash-пам'яті.

Для необхідного зв'язку по інтерфейсу USB потрібен блок, який би виконував ці функції.

Аналогова частина приладу.

Канал1, Канал2, Канал3 – канали вимірювання напруги, яка безпосередньо знімається з електродів Д. Перед тим, як надійти на аналого-цифровий підсилювач сигнал повинен бути підсилений або буферований. Це робиться за допомогою одно каскадного диференціального підсилювача на двох операційних підсилювачах.

АЦП перетворює підсилений аналоговий сигнал у цифрову форму. Коли дані на АЦП готові, сигнал DRDY повідомляє мікроконтролеру, що дані готові до зчитування. Для зчитування даних в пристрої використовується синхронний периферійний інтерфейс SPI. Також SPI використовується для завантаження внутрішніх регістрів АЦП, тобто для конфігурації АЦП в потрібний режим роботи. Сигнал CS проводить виборку АЦП, яка ініціює використання АЦП.

Цифрова частина приладу.

Порт А мікроконтролера виконує функції зв'язку з пристроєм USB. Двонаправлений Порт А служить для вводу/виводу даних/адреси.

Порт В мікроконтролера виконує функції керування пристроєм та зв'язку мікро контролера по інтерфейсу USB.

Сигнали START/STOP, OUT TO USB, ERASE FLASH – це по суті керуючі сигнали, які визначають що пристрій в даний момент потрібен робити. Тобто це кнопки управління пристроєм. Сигнал START/STOP ініціює початок запису інформації або його зупинку. Сигнал OUT TO USB починає передачу даних по протоколу USB. Сигнал ERASE FLASH ініціює очищення flash-пам'яті.

Порт С мікроконтролера виконує функції керування Flash-пам'яттю та пристроєм USB.

RD – сигнал дозволу читання з пристрою USB

WR – сигнал дозволу запису в пристрою USB

ALE2 – сигнал замикача адресу регістра в пристрої USB

RE – сигнал дозволу читання з flash-пам'яті

ALE - сигнал замикача адресу flash-пам'яті

CLE - сигнал замикача команди flash-пам'яті

R/B – сигнал flash-пам'яті “Зайнято/Вільно”

SE – сигнал дозволу читання або запису резервної області flash-пам'яті.

Порт D мікроконтролера виконує функції зв'язку з запам'ятовуючим пристроєм(Flash-пам'ять). Порт D служить для вводу/виводу даних/адреси.

3.3 Опис інтерфейсу USB

Фізичні специфікації інтерфейсу

Визначення швидкісних характеристик пристрою і самого факту включення його на шину виробляється завдяки наявних у пристрої pullup-резисторів, підключених до сигналу D+ чи D-. Підключення до сигналу D+ сигналізує підключення повношвидкісного пристрою, до D- - низькошвидкісного.

Синхроімпульси передаються закодованими разом з інформацією. Послідовність, що самосинхронізується, реалізована за схемою NRZI with bit stuffing. NRZI - Non Return to Zero Invert to ones - метод без повернення до нуля з інвертуванням для одиниць. Цей метод являє собою модифікацію простого потенційного методу кодування, називаного Non Return to Zero (NRZ), коли для представлення 1 і 0 використовуються потенціали двох рівнів. У методі NRZI також використовується два рівні потенціалу сигналу, але потенціал, використовуваний для кодування поточного біта залежить від потенціалу, що використовувався для кодування попереднього біта (так називане, диференціальне кодування). Якщо поточний біт має значення 1, то поточний потенціал являє собою інверсію потенціалу попереднього біта, незалежно від його значення. Якщо ж поточний біт має значення 0, то поточний потенціал повторює попередній. З опису методу NRZI видно, що для забезпечення частих змін сигналу, а значить і для підтримки самосинхронізації приймача, потрібно виключити з кодів занадто довгі послідовності нулів. Ця дія називається bit stuffing.

Поле синхронізації, що передує кожному пакету, дозволяє приймачу синхронізуватися.

Протокол шини USB

USB - цілком контрольована хостом шина. У системі USB може бути тільки один майстер (керуючий елемент) - комп'ютер-хост. Будь-яка транзакція в ній здійснюється передачею до трьох пакетів. Хост, відповідно до визначеної тимчасової діаграми генерує ознаки, що керують передачею по шині. У такому пакеті ознаки міститься інформація про тип передачі, її напрямок, адресі одержувача і номері каналу (кінцевої точки в одержувачі). Пристрій на шині визначає, що пакет призначений йому, декодирую відповідні адресні полючи.

Пристрою USB тільки відповідають на запити хоста і не можуть передавати інформацію один одному.

Фактично може бути тільки один випадок, коли пристрій може ініціювати передачу без активності хоста. Після приміщення хостом пристрою в режим

зниженого енергоспоживання, пристрій може сигналізувати своє пробудження. Це єдиний спосіб перервати ланцюжок, відомий хостом. Все інше на шині відбувається тільки завдяки тому, що хост робить запити пристроям, і пристрою відповідають на ці запити.

Пристрої і канали шини USB

Кожен пристрій на шині USB має кілька так званих кінцевих точок – endpoints(EP). Ці пронумеровані точки є кінцями логічних каналів даних між хостом і пристроєм. Таким чином, між хостом і пристроєм реалізується багатоканальна передача даних.

Ідентифікаційний номер пристрою дається йому хостом при підключенні пристрою до шини, номери ж кінцевих точок задаються при виготовленні пристрою.

Будь-який пристрій повинний підтримувати endpoint 0, тому що цей засіб конфігурування пристрою за замовчуванням у USB (Default Control Pipe) після чи включення одержання сигналу скидання по шині. Всі інші EP і канали з'являються після конфігурування пристрою хостом. DCP може так само використовуватися специфічним клієнтської ПО хоста. У цьому випадку системне ПО хоста USB є посередником між клієнтським ПО і DCP пристрою.

Кінцеві точки мають власні характеристики, їх необхідно знати клієнтському ПО для визначення типу з'єднання:

- частота передачі
- вимоги по пропускній здатності каналу
- номер EP
- вимоги по обробці помилок
- максимальний розмір пакета, що може відправляти/приймати ця EP
- тип передачі (режим)
- напрямок передачі

Віртуальні канали між кінцевими крапками пристрою і ПО хоста гіпотетично можуть реалізовувати два типи передачі:

- Потік (stream) . не має визначеної структури в системі USB
- Повідомлення (message) . має визначену в USB структуру

Ознаки й ідентифікатори пакетів на шині USB

Передача по шині USB складається з пакетів даних, ідентифікованих спеціальними кодами, називаними Packet ID (ідентифікаторами пакетів). PID показує, якого типу пакет був переданий. Існує чотири типи PID, показаних у таблиці.

Таблиця 3.1 – Типи ідентифікаторів пакетів

Тип	Ім'я
Token	IN, OUT, SOF, SETUP
Data	DATA0, DATA1
Handshake	ACK, NAK, STALL
Special	PRE

Рисунок 3.3 ілюструє передачу по шині USB від хоста до пристрою.

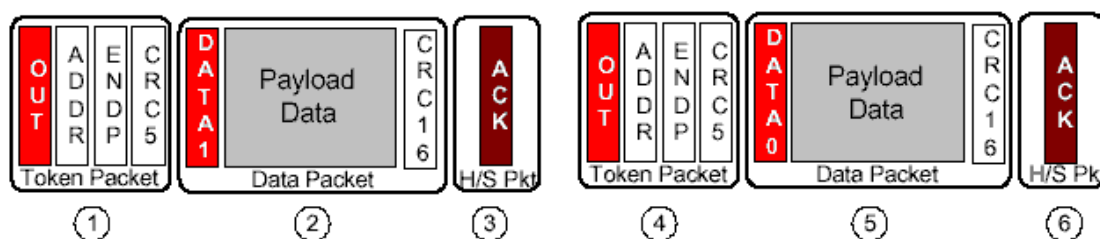


Рисунок 3.3 – Передача даних по шині USB

Пакет 1 – ознака передачі, індицюємий OUT PID. Ознака відображає, що дані від хоста будуть передані по шині. Пакет 2 містить дані, про що говорить PID DATA1. Пакет 3 – handshake, відправляється пристроєм з використанням ACK PID для підтвердження хосту, що пристрій одержав дані без помилок. Друга передача починається з ще однієї ознаки OUT (пакет 4), далі випливають дані (пакет 5), цього разу випереджаються PID DATA0. Наприкінці передачі пристрій знову підтверджує успішну передачу, передаючи ACK PID.

Наявність DATA1 і DATA0 обумовлена корекцією помилок. Як описано вище, ACK . це сигнал хосту, що периферія одержала дані без помилки (поля CRC у пакетах використовуються для визначення помилок). Але що відбудеться, якщо пакет ушкодиться під час передачі ? Для визначення цього, кожна сторона встановлює data toggle bit, що переключається між передачами пакетів даних. Стан цього прапорця порівнюється з PID, що приходить з даними, з кожним DATA0 чи DATA1. При передачі даних хост чи пристрій посилають перемежовані DATA0-DATA1 ідентифікатори пакетів. Шляхом порівняння ідентифікатора DATA зі станом внутрішнього прапорця, що переключається, хост чи пристрій можуть визначити ушкоджений handshake packet.

Ознака SETUP призначена тільки для передач типу CONTROL. Вони передають 8 байт даних, з яких периферія визначає запити хоста.

Ознака SOF приходить кожену мілісекунду, позначаючи фрейм USB.

Існують три PID узгодження: ACK, NAK і STALL:

- ACK – означає, що дані були прийняті без помилок;
- NAK – означає - зайнято, передайте ще раз.. Це не означає помилки, тому що помилка – це відсутність відповіді;
- STALL – означає, що відбулося щось непередбачене (можливо як результат втрати чи зв'язку неузгодженості програмного забезпечення різних рівнів). Пристрій посилає STALL, показуючи, що не зрозуміло запит.

PID PRE передує передачі на малій швидкості (1.5 Мбит). Ми його ігноруємо.

Включення в систему і нумерація пристроїв на шині USB

При включенні нового пристрою в шину хост робить послідовність перепесу пристроїв:

- Хост надсилає запит "Get_Descriptor/Device" на адресу 0 (уперше підключені пристрої відповідають за адресою 0);
- Пристрій обов'язковий відповідає на запит, посилаючи байти ідентифікатора назад хосту, що говорять, що за пристрій підключено;

- Хост посилає пристрою запит "Set_Address", що дає унікальну адреса пристрою, що дозволяє відрізнити цей пристрій від інших, підключених до шини;
- Хост посилає ще запити "Get_Descriptor", запитуючи іншу інформацію про пристрій. З цих відповідей хост довідається, як багато каналів пристрій має, його вимоги по живленню, необхідну пропускну здатність каналу і який драйвер завантажити.

Цей процес "перепису" називається Enumeration (нумерація).

3.4 Вибір та обґрунтування окремих вузлів, блоків, елементів

Вибір мікроконтролера

В дипломному проекті використовується мікроконтролер фірми Atmel AT90S8515

Відмінні особливості:

- AVR® - висока продуктивність і RISC архітектура з низьким енергоспоживанням
- 118 потужних інструкцій - більшість з них виконуються за один такт
- 8 Кбайт Flash- пам'яті з підтримкою внутрісистемного програмування:

SPI послідовний інтерфейс для завантаження програмного забезпечення

Ресурс: 1000 циклів запису/ стирання

Ресурс: 1000 циклів запису/ стирання

- 512 байт EEPROM

Ресурс: 100 000 циклів запису/ стирання

- 512 байт внутрішньої SRAM
- 32 x 8 робітників регістрів загального призначення
- 32 програмовані шини I/O
- Програмований послідовний UART
- SPI послідовний інтерфейс
- Напруга V_{CC}: від 2.7V до 6.0V

- Цілком статичний режим роботи

Від 0 до 8 МГц (від 4.0V до 6.0V)

Від 0 до 4 МГц (від 2.7V до 4.0V)

- Продуктивність, аж до 8 MIPS при 8 МГц
- Один 8-ми розрядний таймер/ лічильник з окремим попереднім дільником частоти
- Один 16-ти розрядний таймер/ лічильник з окремим попереднім дільником частоти з режимами порівняння, захоплення
- Здвоєний ШІМ
- Зовнішні і внутрішні джерела переривання
- Програмувальний таймер, що стежить, з вбудованим тактовим генератором
- Вбудований аналоговий компаратор
- Режими зниженого енергоспоживання:

Спокою (Idle)

Відключення (Power Down)

- Програмувальне блокування для безпеки програмного забезпечення

Опис мікроконтролера

AT90S8515 є 8-ми розрядним CMOS мікроконтролером з низьким рівнем енергоспоживання, заснованим на удосконаленій AVR RISC архітектурі. Завдяки виконанню високопродуктивних інструкцій за один період тактового сигналу, AT90S8515 досягає продуктивності, що наближається до рівня 1 MIPS на МГц, забезпечуючи розроблювачу можливість оптимізувати рівень енергоспоживання відповідно до необхідної обчислювальної продуктивності.

Ядро AVR містить потужний набір інструкцій і 32 робочих регістрів загального призначення. Усі 32 регістра прямо підключені до арифметико - логічного пристрою (АЛУ), що забезпечує доступ до двох незалежних регістрів при виконанні однієї інструкції за один такт. У результаті, дана архітектура має

більш високу ефективність коду, при підвищенні пропускну́ї здатності, аж до 10 разів, у порівнянні зі стандартними мікроконтролерами CISC.

AT90S8515 має: 8 Кбайт Flash - пам'яті з підтримкою внутрісистемного програмування, 512 байт EEPROM, 512 байт SRAM, 32 ліній I/O загального призначення, 32 робочих регістра загального призначення, універсальні таймери/лічильники з режимами порівняння, внутрішні і зовнішні переривання, програмувальний UART послідовного типу, програмований таймер, що стежить, з убудованим тактовим генератором і програмований послідовний порт SPI, а також, два програмно обраних режими економії енергоспоживання. Режим очікування «Idle Mode» зупиняє CPU, але дозволяє функціонувати SRAM, таймеру/лічильникам, SPI порту і системі переривань. Режим економії енергоспоживання «Power Down» зберігає значення регістрів, але зупиняє тактовий генератор, відключаючи всі інші функції мікроконтролера, аж до наступного зовнішнього переривання, чи до апаратної ініціалізації.

Пристрій виробляється з застосуванням технології енергонезалежної пам'яті з високою щільністю розміщення, розробленої в корпорації Atmel. Убудована Flash - пам'ять з підтримкою внутрісистемного програмування забезпечує можливість перепрограмування програмного коду в складі системи, за допомогою SPI послідовного інтерфейсу, чи за допомогою стандартного програматора енергонезалежної пам'яті. Завдяки сполученню удосконаленого 8-ми розрядного RISC CPU з Flash- пам'яттю з підтримкою внутрісистемного програмування на одному кристалі вийшов високопродуктивний мікроконтролер AT90S8515, що забезпечує гнучке й економічно-високоєфективне рішення для багатьох пристроїв систем керування, що вбудовуються.

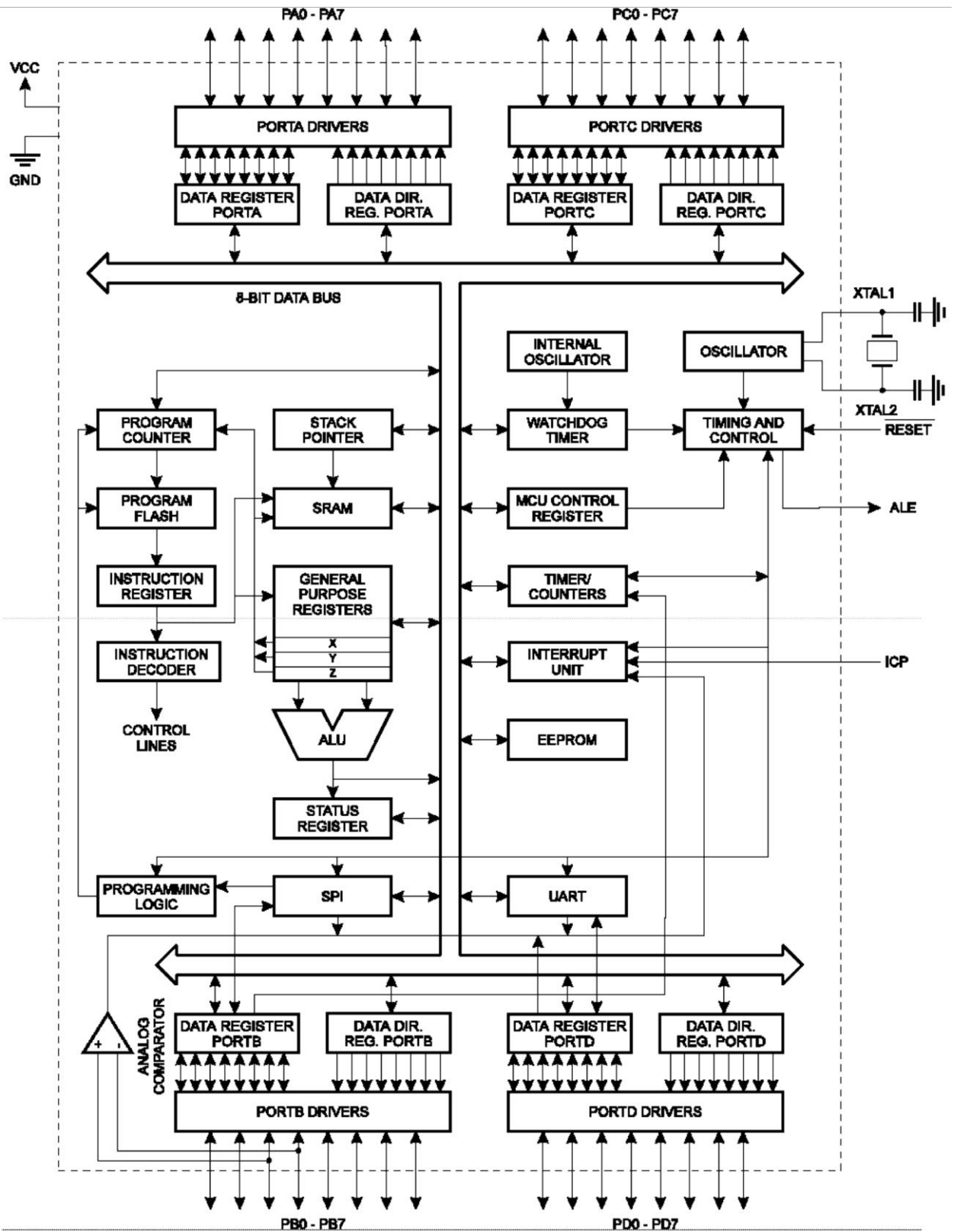


Рисунок 3.4 – Структурна схема мікроконтролера AT90S8515

Вибір аналого-цифрового перетворювача

Відома велика кількість методів аналого-цифрового перетворення, що істотно відрізняються один від одного потенційною точністю, швидкістю перетворення і складністю апаратної реалізації [16, 32, 47]. По методах перетворення АЦП підрозділяються на послідовні, паралельні і послідовно-паралельні. Недоліком послідовних АЦП є низька перешкодостійкість результатів перетворення. При використанні послідовного типу перетворення перешкодостійкість підвищується. Серед послідовного типу варто виділити АЦП інтегруючого типу, у яких вхідний сигнал інтегрується на визначеному тимчасовому інтервалі, що дозволяє в багатьох випадках придушити перешкоду на етапі перетворення.

Сігма-дельта АЦП [31, 43] (раніше називалися АЦП із зрівноважуванням чи балансом зарядів) є підмножиною інтегруючого типу. Своєю назвою ці перетворювачі зобов'язані наявністю в них двох блоків: сумматора (позначення - Σ) і інтегратора (позначення - Δ). Основним принципом є усереднення результатів виміру на великому інтервалі часу для зменшення погрішності внесеної шумами і збільшення здатності, що дозволяє. Порівняння сігма-дельта АЦП з іншими інтегруючими АЦП (однотактного і багатотактного інтегрування) показує великі переваги. Лінійність характеристики сігма-дельта АЦП вище, тому що його інтегратор працює у вузькому динамічному діапазоні, і нелінійність перехідної характеристики підсилювача (на який побудований інтегратор) позначається значно менше. Ємкість конденсатора інтегратора сігма-дельта АЦП значно менше (десятки пф), і конденсатор може бути виготовлений прямо на кристалі СВІС. Сігма-дельта АЦП практично не має зовнішніх елементів, що істотно скорочує площу, займану їм на платі, і знижує рівень шумів. Недавно, з'явилися перші повідомлення про використання сігма-дельта АЦП в електрокардіографії [28, 46].

Загальний опис АЦП AD7714.

Для цифрової обробки сигналу в дипломному проекті використовується 24-розрядний сігма-дельта АЦП AD7714 виробництва фірми Analog Device [23]

виготовляється у виді однокристалної СБИС у 24-вивідному корпусі. Більшість інтегральних сігма-дельта АЦП мають розвитку аналогову і цифрову частину, вбудований контролер. Це дозволяє реалізувати режими автоматичної установки нуля і самокалібрування повної шкали, зберігати калібровані коефіцієнти і передавати їх по запиту зовнішнього процесора. Сігма-дельта АЦП широко застосовують у вимірювальних пристроях, де вимагаються великий динамічний діапазон при низькій швидкості видачі відліків.

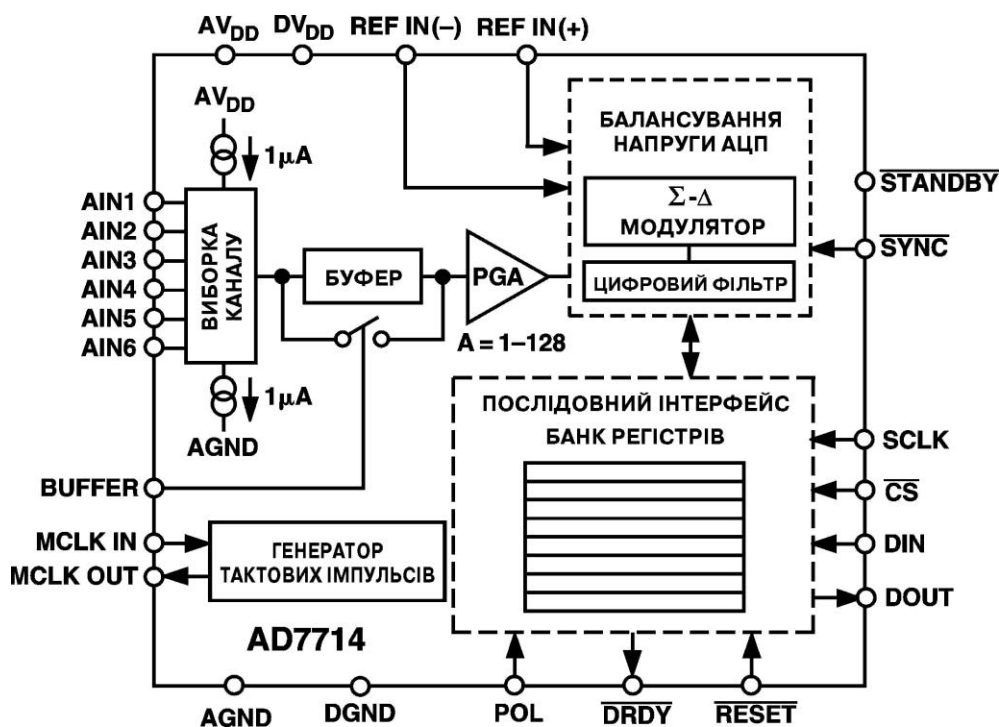


Рисунок 3.5 - Структурна схема АЦП AD7714

Аналого-цифровий перетворювач AD7714 – АЦП, призначений для застосування в низькочастотних, високоточних промислових приладах. На мал. показана структурна схема такого перетворювача. Аналогова частина інтегральної схеми, куди входить і схема збудження датчиків, сприймає сигнали низького рівня, що можуть підсилюватися вбудованим підсилювачем, що програмується, перш ніж надходити на сігма-дельта модулятор. Імпульси з виходу цього модулятора надходять на цифровий фільтр, що піддає сигнал цифрової низькочастотної фільтрації і видає високоточний код у послідовному

виді. Вихід модулятора обробляється внутрішнім цифровим фільтром. Перша мітка цього цифрового фільтра може бути запрограмована через внутрішній регістр керування, що дозволяє налаштування останова фільтра й улагоджує час. Пристрій включає три диференціальних аналогових входів (які можуть також бути конфігуровані як п'ять псевдодиференціальних аналогових входів). AD7714 працює від одного джерела живлення (+3 V чи +5 V). У такий спосіб AD7714 забезпечує створення всіх умов перетворення сигналу для системи, що складається з п'яти каналів. AD7714 ідеальний для використання по керуванням потужного мікроконтролера. Це забезпечує послідовний інтерфейс, що може бути конфігурований для операцій по трьох провідній лінії. Параметри настройки підсилювача, полярність сигналу і вибір каналу можуть бути конфігуровані програмним забезпеченням, використовуючи послідовний порт. AD7714 забезпечує самокалібрування, системне калібрування і фонові варіанти калібрування і також дозволяє користувачу читати і записувати внутрішні регістри калібрування. Конструкція CMOS гарантує дуже малу потужність, що розсіюється, а режим, що виключається, зменшує резервну споживану потужність до 15W.

Внутрішні регістри

AD7714 містить вісім внутрішніх регістрів, до яких можна звернутися через послідовний порт. Перший з них - Регістр Зв'язку(Communications Register), що керує вибором каналу, вирішує, чи є наступна операція читанням чи операцією запису і також визначає, для якого з регістрів наступна операція чи читання записи. Усі звертання до пристрою повинні початися з операції запису в Регістр Зв'язку. Після того, як включене живлення чи після скидання(RESET), пристрій очікує запис у Регістр Зв'язку. Дані, записані в цей регістр, визначають чи є наступна операція читанням чи операцією запису і також визначає, з яким регістром це читання чи операція запису відбуваються. Тому, доступ для запису кожному з інших регістрів у пристрої починається операцією запису в Регістр Зв'язку, яки супроводжується відповідним записом в обраний регістр. Операція читання з будь-якого іншого регістра(включаючи регістр вихідних даних)

починається операцією запису в Регістр Зв'язку, що супроводжується операцією читання з обраного регістра. Регістр зв'язку також керує вибором каналу і *DRDY* стан також доступний при читанні Регістра Зв'язку. Другий регістр - Регістр Режиму (Mode Register), що визначає режим калібрування й установку підсилення внутрішнього підсилювача. Третій регістр позначений як Filter High Register, він визначає довжину слова, операцію bipolar/unipolar і містить старші 4 біти слова вибору фільтра. Четвертий регістр позначений як Filter Low Register, і містить більш низькі 8 бітів слова вибору фільтра. П'ятий регістр - Test Register, до якого звертаються при іспиті пристрою. Шостий регістр - Регістр Даних (Data Register), з якого мається доступ до вихідних даних перетворення. Останні регістри служать для калібрування пристрою. Zero Scale Calibration Register забезпечує доступ до нульових коефіцієнтів калібрування масштабу для обраного вхідного каналу, у той час як Full Scale Calibration Register дозволяє доступ до повномасштабних коефіцієнтів калібрування для обраного вхідного каналу.

Обґрунтування вибору пристрою USB

Пристрій сполучив у собі необхідний USB прийомопередатчик з 3.3В регулятором, механізм послідовного інтерфейсу (SIE), FIFO кінцевих точок (EP) USB, універсальний 8-розрядний інтерфейс, генератор тактових імпульсів і інтерфейс MICROWIRE/PLUS™. Підтримуються сім програмних каналів кінцевих точок: один для примусового керування кінцевою точкою і шість для підтримки переривань, масових і рівно тимчасових кінцевих точок. Кожен канал кінцевої точки має призначений для нього FIFO, 8 байтів для керування кінцевою точкою і 64 байта для інших кінцевих точок. 8-розрядний паралельний інтерфейс підтримує мультиплексовані і немультимплексовані типи шин адреси/даних CPU. Вихідна схема програмувальних переривань дозволяє сконфігурувати пристрій для різних вимог передачі сигналів переривань.

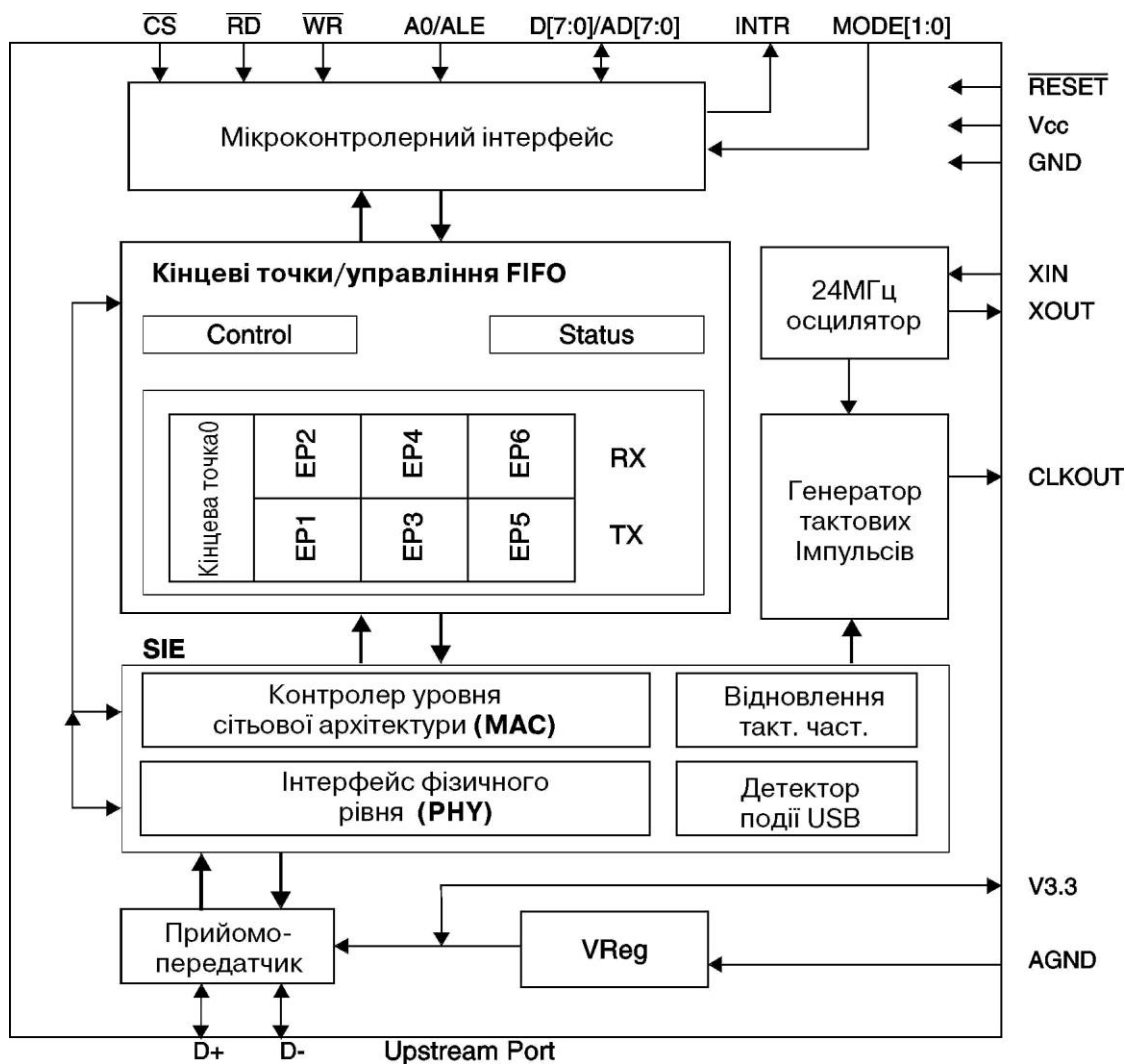


Рисунок 3.6 - Структурна схема USBN9603

Особливості

- Швидкодіючий пристрій вузлів USB
- Інтегрований прийомопередатчик USB
- Пристрій підтримує 24 МГц схему генератора з внутрішньою схемою генерації на 48 МГц
 - Програмувальний генератор тактових імпульсів
 - Механізм послідовного інтерфейсу (SIE) складається з інтерфейсу фізичного рівня (PHY) і контролера рівня мережної архітектури, що здійснює мережний доступ і виявлення конфліктів (MAC), підтримує специфікацію USB 1.0 і 1.1
- Реєстровий файл керування/стану

- Функціональний контролер USB з родин кінцевими крапками FIFO:
 - Одна двунправленна кінцева крапка керування 0 (8 байтів)
 - Три кінцеві крапки передачі (64 байта кожна)
 - Три кінцеві крапки прийому (64 байта кожна)
 - 8-розрядний паралельний інтерфейс із двома режимами вибору:
 - Немультіплексований
 - Мультіплексований (сполучимо з Intel)
 - Поліпшена підтримка DMA
 - Режим автоматичного DMA (ADMA) для повної CPU-незалежної передачі великих чи обсягів ISO пакетів
 - Контролер DMA, разом з логікою ADMA, може передавати великі блоки в 64-байтних пакетах через USB
 - Автоматичне переключення/перевірка пропорційно-інтегрально-диференціального регулювання даних (PID) і відновлення пакета при відсутності підтвердження прийому (NAK) (максимум 256x64 байтів даних = 16Кб)
 - Інтерфейс MICROWIRE/PLUS

Вибір flash-пам'яті

K9F4G08U0M – 4096 Мбітна (1 107 296 256) NAND flash-пам'ять з блоками по 128 МБіт. Комірка NAND забезпечує саме рентабельне рішення на ринку твердотільних запам'ятовуючих пристроїв великої ємності. Операція програми програмує 2112-байтну сторінку за 300µs, операція стирання може бути виконана за 2ms на 128К-байтовому блоці. Дані в сторінці можуть бути прочитані за 50ns часу циклу на байт. Контакти вводу-виводу служать портами для адреси і вводу/виводу даних так само як вивід команди. Внутрішній контролер запису автоматизує всю програму і функції стирання, включаючи повторення імпульсу, де потрібно, і забезпечує внутрішню перевірку і позначення кінця даних. Навіть системи з інтенсивним використанням програмування/стирання можуть використовувати у своїх інтересах K9F4G08U0M, надійність 1000000 циклів програмування/стирання, забезпечуючи будь-який код з виправленням помилок чи алгоритм роботи в

реальному масштабі часі. Ці алгоритми були здійснені в багатьох пристроях збереження інформації великої ємності і також резерв, 16 байтів на сторінці, об'єднаної з іншими 512 байтами, можуть використовуватися системним кодом з виправленням помилок . K9F4G08U0M - оптимальне рішення до пристроях збереження великих об'ємів інформації, де використовується твердотільний тип пам'яті, що вимагає енергонезалежного збереження інформації.

Опис K9F4G08U0M

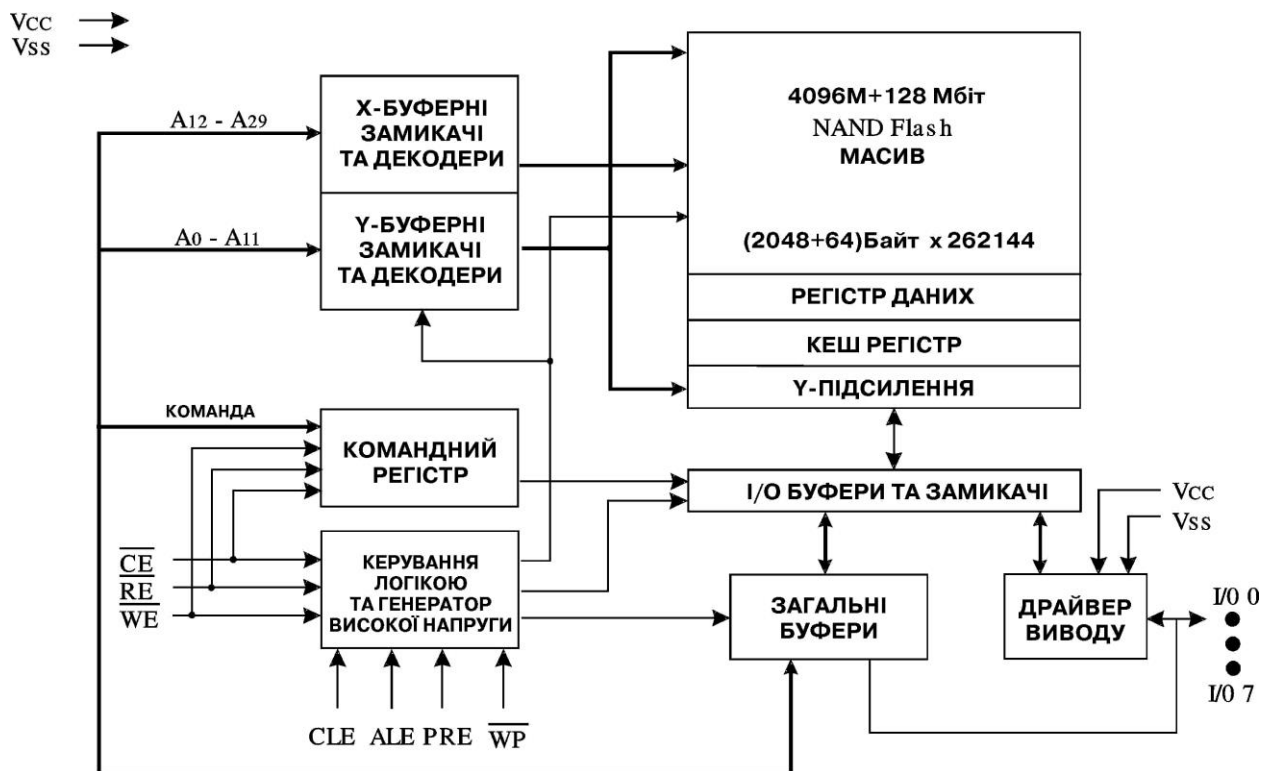
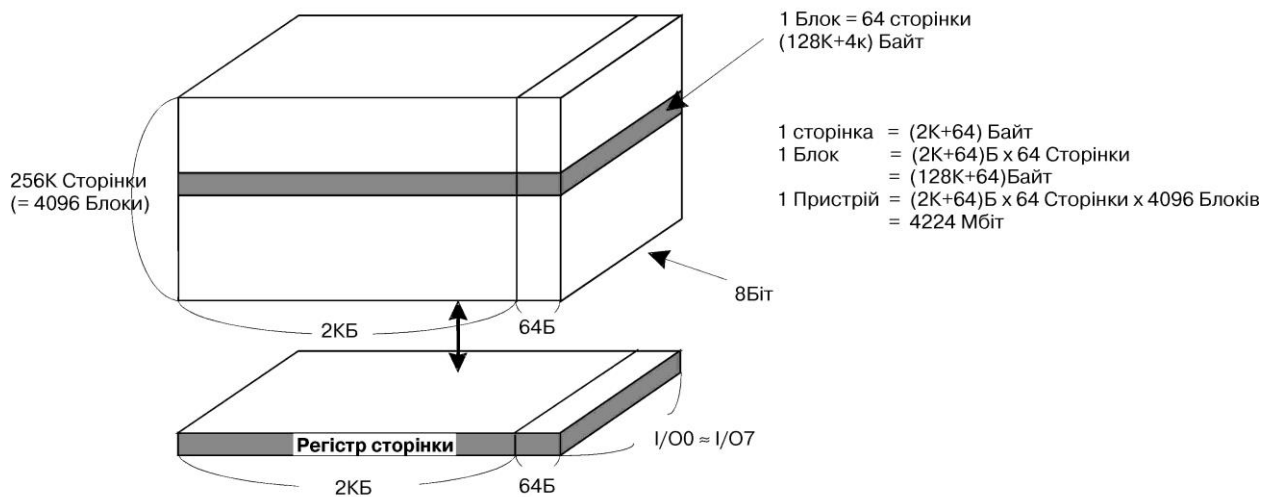


Рисунок 3.7 – Структурна схема флеш-пам'яті K9F4G08U0M



	I/O 0	I/O 1	I/O 2	I/O 3	I/O 4	I/O 5	I/O 6	I/O 7	
1-й ЦИКЛ	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	АДРЕСА КОЛОНКИ
2-й ЦИКЛ	A8	A9	A10	A11	*L	*L	*L	*L	АДРЕСА КОЛОНКИ
3-й ЦИКЛ	A12	A13	A14	A15	A16	A17	A18	A19	АДРЕСА РЯДКА
4-й ЦИКЛ	A20	A21	A22	A23	A24	A25	A26	A27	АДРЕСА РЯДКА
5-й ЦИКЛ	A28	A29	*L	*L	*L	*L	*L	*L	АДРЕСА РЯДКА

Адреса колонки: початковий адрес реєстру
*L повинен бути встановлений в "0"

Рисунок 3.8 – Організація масиву даних флеш-пам'яті K9F4G08U0M

K9F4G08U0M – 4096 Мбітна пам'ять (на 1 107 296 256 бітів), організована як 65 536 рядків (сторінок) та 2112 стовпці. Резервні 64 стовпця розташовані від адреси стовпців 2048~2111. 2112-байтовий реєстр даних і 2112-байтовий реєстр кеша послідовно зв'язані один з одним. Ці послідовно зв'язані реєстри зв'язані з масивами комірок пам'яті для того, щоб пристосувати передачу даних між буферами вводу-виводу і комірками пам'яті протягом читання сторінки й операцій сторінки програми.

Масив пам'яті складений з 32 комірок, що послідовно зв'язані, формуючи структуру NAND. Кожна з цих 32 комірок постійно знаходиться на різних сторінках. Блок складається з двох NAND структурованих рядків. Структура NAND складається з 32 комірок. Загальна кількість 1081344 NAND комірок постійно знаходиться в блоці. Програма й операції читання виконані на основі сторінки, у той час як операція стирання виконана на блоковій основі. Масив пам'яті складається з 1024 блоків, що окремо стираються 128К-байтових блоків. Це вказує, що побітна операція стирання заборонена на K9F4G08U0M.

K9F4G08U0M має адреси, мультиплексовані в 8 вводів-виводів. Ця схема зменшує кількість використовуваних контактів і дозволяє проводити системні відновлення майбутніми пристроями збереження інформації, підтримуючи послідовність у розведенні плати. Команда, адреса і дані вводяться через контакти вводу-виводу по задньому фронту сигналу WE, коли CE знаходиться в низькому стані. Вони замикаються по зростаючому фронту сигналу WE. Командна засувка (CLE), і Адресний замикач (очікуваний час актуальності адреси), використовуються, щоб мультиплексувати команду й адресу відповідно, через контакти вводу-виводу. Деякі команди вимагають одного шинного циклу. Наприклад, Команда скидання, Команду Читання Стану і т.д. вимагають тільки одного шинного циклу. Деякі інші команди, подібно читанню сторінки і блоковому стиранню і сторінка програми, вимагають двох циклів: один цикл для установки й інший цикл для виконання.

128Мбайт фізичний простір вимагає 28 адрес, у такий спосіб вимагаючи чотирьох циклів для адресації: 2 цикли адреси стовпця, 2 цикли адреси рядка, у тім порядку. Читання Сторінки і Сторінка Програми мають потребу в тих же самих чотирьох циклах адреси після необхідного введення команди. В операції Стирання Блоку, однак, використовуються тільки два цикли адреси рядка. Операції пристрою вибираються записом визначеної команди в регістр команди. Таблиця визначає визначені команди K9F4G08U0M.

Таблиця 3.2 – Визначені команди K9F4G08U0M

Функція	1-й цикл	2-й цикл	Приемлема команда коли пристрій зайнятий
Read	00h	30h	
Read for Copy Back	00h	35h	
Read ID	90h		
Reset	FFh	-	0
Page Program	80h	10h	
Cache Program	80h	15h	
Copy-Back Program	85h	10h	
Block Erase	60h	D0h	
Random Data Input*	85h	.	
Random Data Output*	05h	E0h	

Пристрій забезпечує програму кеша в блоці. Можливий запис даних у регістри кеша, у той час як дані, збережені в регістр даних, записалися в комірки пам'яті в режимі програми кеша. Програма виконання може бути поліпшена на програму кеша, коли є багато сторінок даних, що будуть запрограмовані.

Пристрій включає особливість авточитання після включення живлення, що допускає послідовний доступ до даних 1-ої сторінки без команди і введення адреси після включення живлення.

На додаток до розширеної архітектури й інтерфейсу, пристрій включає особливість зворотного копіювання програми від однієї сторінки в іншу сторінку без потреби транспортування даних в і з зовнішньої буферної пам'яті.

Опис виводів флеш-пам'яті K9F4G08U0M

Command Latch Enable(CLE)

Вхід CLE керує активацією шляху для команд, посланих регістру команди. Коли вхід знаходиться у високому стані, команди защелкиваються в регістрі команди через порти вводу-виводу по передньому фронту сигналу WE.

Address Latch Enable(ALE)

Вхід ALE керує активацією шляху для адреси і вхідних даних до внутрішнього регістра адреси/даних. Адреси защелкиваються по передньому фронту WE, коли ALE знаходиться у високому стані, а вихідні дані защіпаються, коли ALE знаходиться в низькому стані.

Chip Enable(CE)

Вхід CE - керування вибором пристрою. Коли CE переходить у високий стан протягом операції читання, пристрій переходить в режим очікування. Однак, коли пристрій зайнятий протягом виконання програми чи стирання, високий рівень CE ігнорується, і не повертає пристрій до режиму очікування.

Write Enable(WE)

WE вхід контролює запис у порт вводу-виводу. Команди, адреса і дані защелкиваються по передньому фронту імпульсу WE.

Read Enable(RE)

Вхід RE - послідовне керування даними на виході, і коли активні диски дані на шину вводу-виводу. Дані - доступні через час tREA після заднього фронту RE, що також збільшує внутрішній лічильник адреси стовпця на один.

Spare Area Enable(SE)

Вхід SE керує вибором резервної області, коли SE знаходиться у високому стані, пристрій скасовує вибір резервної області протягом операції Read1, послідовного введення даних і сторінки програми.

I/O Port : I/O 0 ~ I/O 7

Контакти вводу-виводу використовуються, щоб ввести команду, адресу і дані, а також для вихідних даних протягом операцій читання. Контакти вводу-виводу повертаються до високого стану коли пристрій не використовується чи коли виходи заблоковані.

Write Protect(WP)

Контакт WP забезпечує захист від недбалих операцій запису/стирання протягом переходів потужності. Внутрішній генератор високої напруги скинутий, коли контакт WP знаходиться в активному низькому стані.

Power-on Read Enable

Контакт PRE контролює виконання операції авточитання, після включення живлення. Авточитання після включення живлення дозволено, коли контакт PRE підключений до Vcc.

Ready/Busy(R/B)

Вивід R/B указує стан пристрою. Коли він знаходиться в низькому стані - це вказує, що програма стирання чи операція довільного читання знаходиться в процесі і повертається у високий стан після її завершення.

4 РОЗРОБКА ТА ОПИС ПРИСТРОЮ ДМ ЕКГ

4.1 Розрахунок вхідного підсилювача

Для підсилення сигналів, знятих з електродів, в пристрої використовується удосконалений диференційний підсилювач. Такі підсилювачі часто називають інструментальними підсилювачами. Вони мають високі високі вхідні опори за обома входами та забезпечують установку заданого коефіцієнта підсилення за допомогою одного опору, що змінюється.

Інструментальний підсилювач, побудованого на двох операційних підсилювачах і який володіє вказаними якостями, представлений на рисунку 4.1.

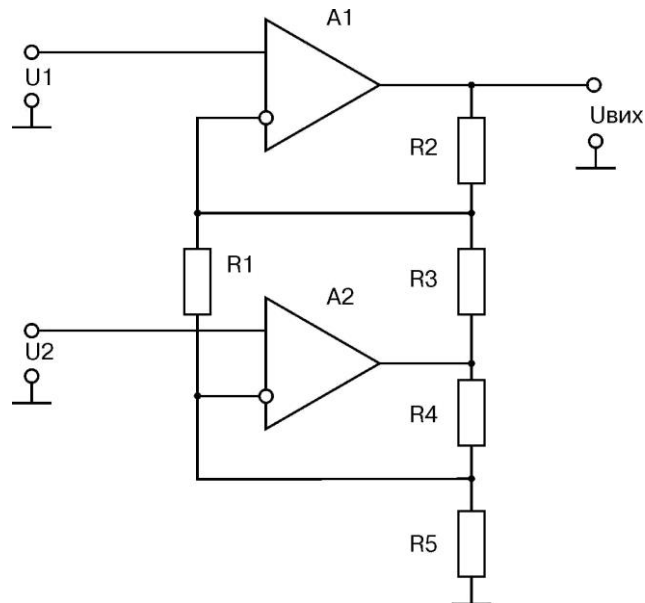


Рисунок 4.1 – Принципова електрична схема інструментального підсилювача

Для такого підсилювача при $R2/R3=R5/R4$ вихідна напруга знаходиться за формулою

$$U_{\text{вих}} = (U1 - U2) \left(\frac{R2 + R5}{R1} + \frac{R2}{R3} + 1 \right) \quad (4.1)$$

В конкретному випадку, коли $R2=R3=R5=R4$, співвідношення прийме вид

$$U_{\text{вих}} = 2(U1 - U2) \left(1 + \frac{R2}{R3} \right) \quad (4.2)$$

Даний підсилювач інколи використовують без резистора R1 (R1=∞), але при цьому він втрачає одну зі своїх якостей – можливість регулювання коефіцієнта підсилення різницевого сигналу U2–U1 за допомогою одного резистора R1.

В даному проекті використовується наступна схема диференційного підсилювача, яка забезпечує більш високий коефіцієнт придушення синфазного вхідного сигналу, зображена на рисунку 4.2

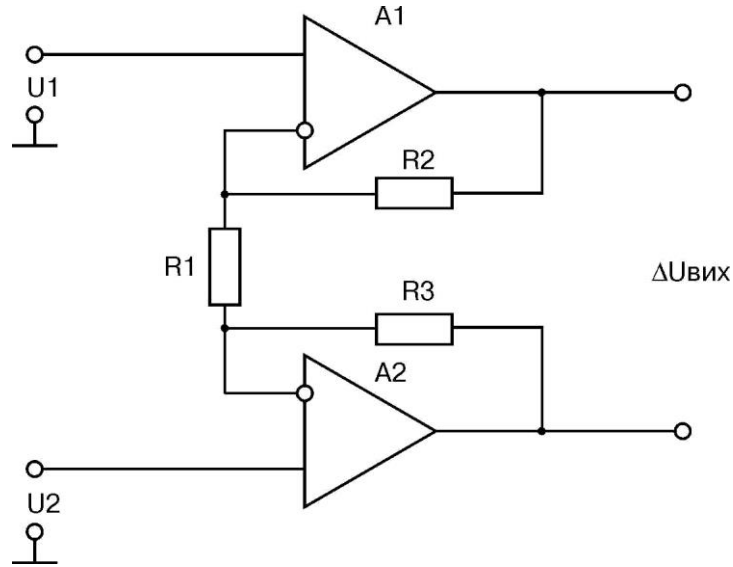


Рисунок 4.2 – Принципова електрична схема інструментального підсилювача

Коефіцієнт підсилення такого підсилювача:

$$K_n = 1 + \frac{R_2 + R_3}{R_1} \quad (4.3)$$

Звідки випливає:

$$\Delta U_{вих} = K_n (U_1 - U_2) = (U_1 - U_2) \left(1 + \frac{R_2 + R_3}{R_1}\right) \quad (4.4)$$

Обираємо значення резисторів для досягнення необхідного підсилення. R2, для спрощення розрахунків, прирівнюємо до R3 (R2=R3=R). Відомо, що напруга джерела опорної напруги 1,2В. Максимальне значення сигналу досягає 4-5 мВ. Для передбачення артефактів обираємо максимальне значення амплітуди

сигналу 10 мВ. З простого математичного обчислення визначаємо, що нам треба підсилити вхідний сигнал в 120 разів. Тобто $K_p=120$

Підставляючи K_p до формули знаходимо, потрібне відношення опорів

$$\frac{2R}{R_1} = 119$$

Обираючи значення $R=10\text{кОм}$, обчислюємо значення $R_1=168\text{Ом}$

4.2 Розрахунок низькочастотного фільтру

Для ослаблення синфазних перешкод, які впливають на сигнал в приладі використовується фільтр низьких частот Баттерворта четвертого порядку, який забезпечує послаблення синфазної перешкоди до 18 Дб/октаву.

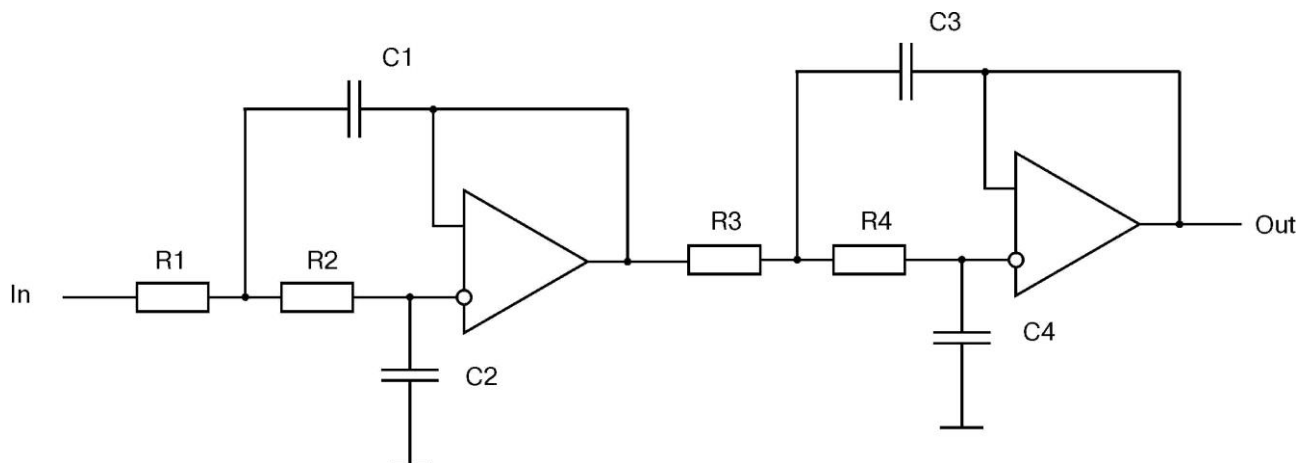


Рисунок 4.3 – Схема електрична принципова ФНЧ Баттерворта 4-го порядку

Опір резисторів обирається в межах $4,7 - 10\text{кОм}$.

$$R1 = R2 = R3 = R4 = R = 4,7 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

Значення параметрів конденсаторів розраховуються за формулами:

$$C1 = \frac{1,0824}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot R} \quad (4.5)$$

$$C2 = \frac{0,9239}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot R} \quad (4.6)$$

$$C3 = \frac{2,6130}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot R} \quad (4.7)$$

$$C3 = \frac{0,3827}{2 \cdot \pi \cdot f_c \cdot R} \quad (4.8)$$

де f_c – частота зрізу фільтра, $f_c=35$ Гц.

Підставляючи значення у формули отримуємо:

$C1=$

Амплітудно-частотна та фазочастотна характеристики фільтра Баттерворта 4-го порядку з розрахованими параметрами зображені на рисунку

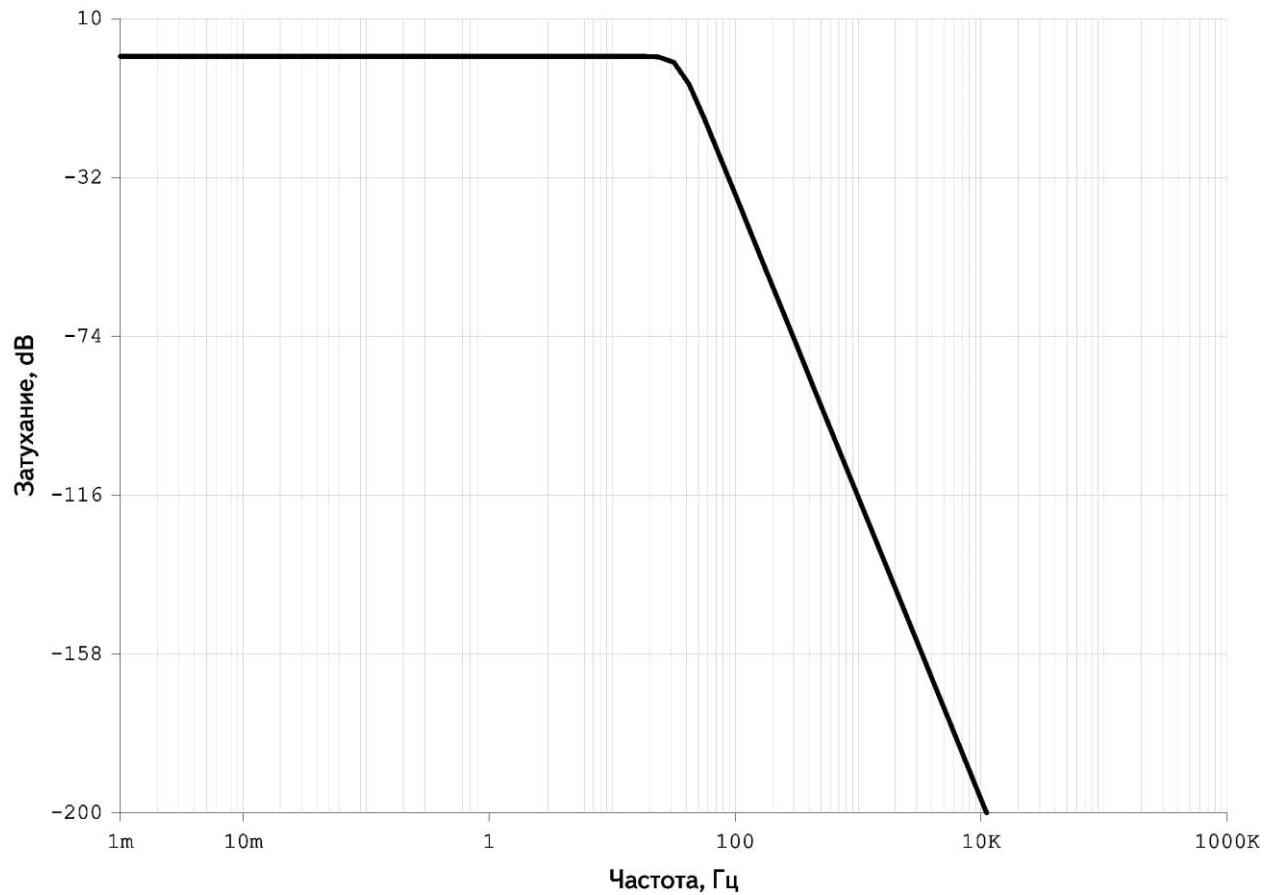


Рисунок 4.4 – Амплітудно-частотна характеристика ФНЧ

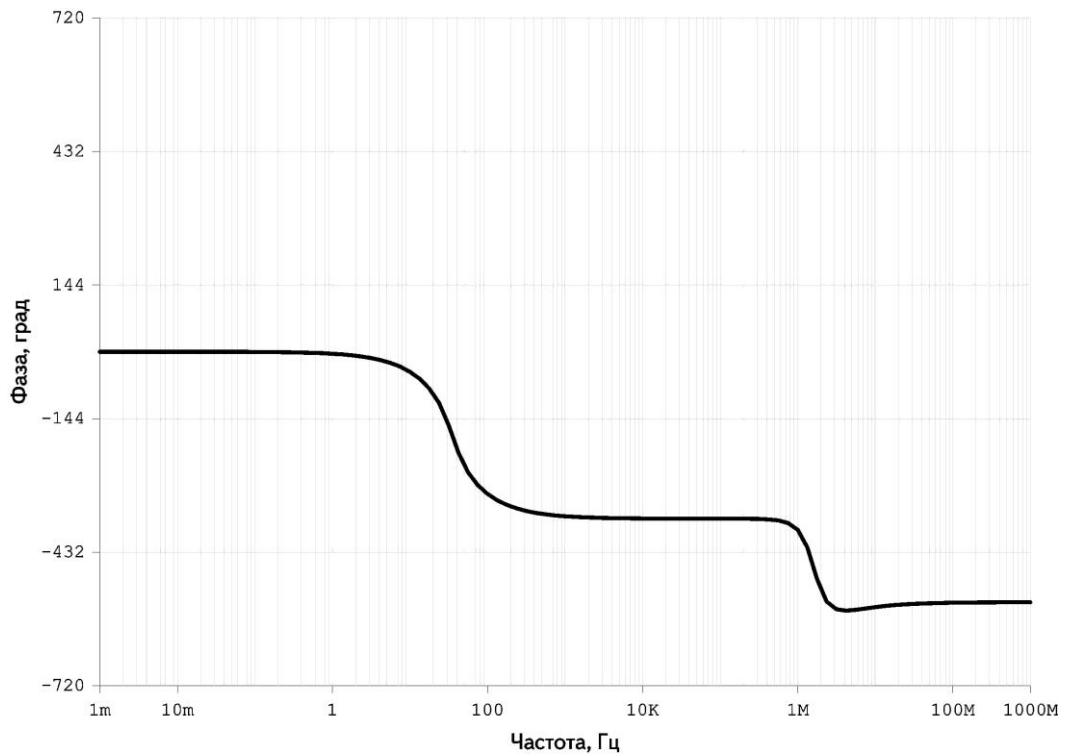


Рисунок 4.5 – Фазочастотна характеристика ФНЧ

4.3 Аналого-цифровий перетворювач

Для перетворення аналогового сигналу в цифрову форму використовується аналогово цифровий перетворювач фірми Analog Devices AD7714. До диференційних входів АЦП підключається підсилений та підданий фільтрації аналоговий сигнал. Виводи мікросхеми RESET, SYNC в приладі не використовуються. Вивід POL обирає полярність виводу даних. Для того, щоб першим йшов старший біт (MSB), контакт POL підключається до напруги живлення Vcc. Вивід STANDBY по активному низькому рівні сигналу переводить АЦП в режим економного енергоспоживання. До контактів MCLKIN(вхід кварцового осцилятора) та MCLKOUT(вихід кварцового осцилятора), за рекомендованою виробником схемою, підключений кварцовий генератор. Вивід Vcc підключений до напруги живлення пристрою, GND – земля. CS – активний по низькому рівню сигналу вибір мікросхеми, підключений до контакту PB4 порту B. DRDY – активний по низькому рівню

сигнал готовності даних в регістрі даних АЦП, підключений до контакту PB5 порту В. Для передачі даних з АЦП використовується SPI трьохпровідний інтерфейс. Контакти DIN, DOUT, SCLK підключені до відповідних контактів мікро контролера PB5(MISO), PB6(MOSI), PB7(SCK).

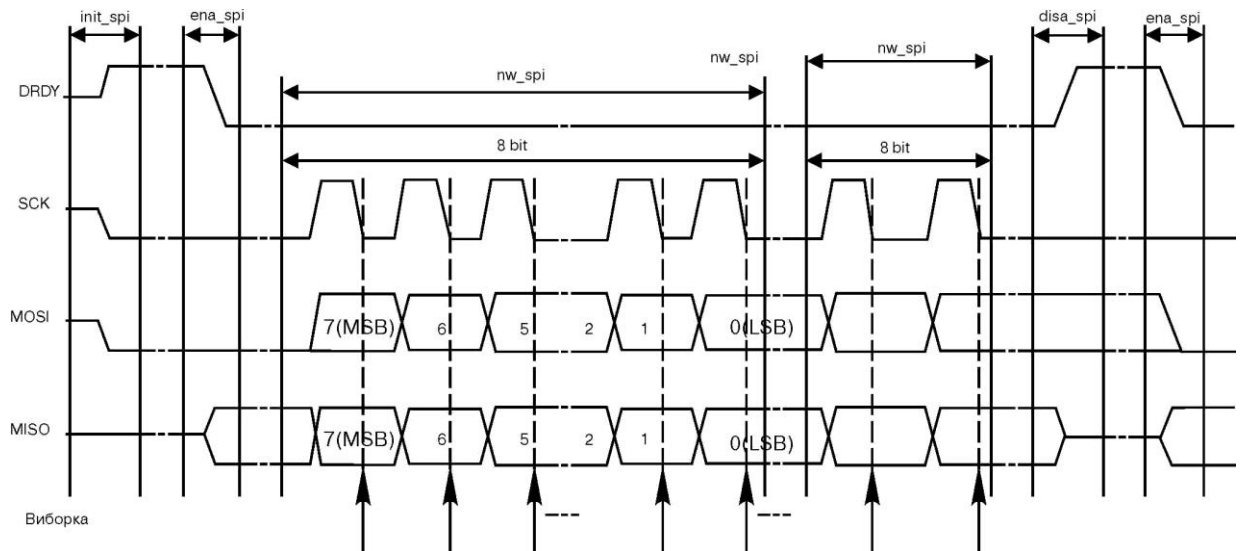


Рисунок 4.6 – Часова діаграма роботи інтерфейсу SPI

Для ефективного калібрування значень вимірювані напруги для АЦП використовується температурно-стабільне джерело опорної напруги, включене за схемою, що рекомендована виробником.

4.4 Блок керування, обробки, зберігання і передачі даних

Для керування пристроєм використовуються 3 кнопки, які підключають напругу живлення через підтягуючі резистори до PB0, PB1, PD2. При натисненні цих кнопок встановлюється високий рівень сигналу на відповідних контактах.

Мікроконтролер – основа системи. Кварцевий генератор підключений до мікроконтролера за стандартною схемою.

Для зв'язку з 8-розрядною лінією даних/адреси flash-пам'яті використовується порт D.

Порт А використовується для зв'язку з 8-розрядною лінією даних/адреси пристрою USB.

Порт С мікроконтролера виконує функції керування вводом/виводом даних/адреси flash-пам'яті та пристрою USB:

PC0 – виробляє строб читання даних з пристрою USB;

PC1 – виробляє строб запису даних;

PC2 – сигнал адресного замикача;

PC3 – строб читання даних з flash-пам'яті;

PC4 – сигнал адресного замикача flash-пам'яті;

PC5 – сигнал замикача команди flash-пам'яті;

PC6 – перевірка чи занята flash-пам'ять чи готова до поточних операцій.

PC7 – сигнал дозволу резервної області flash-пам'яті.

Підключення кварцового генератора до пристрою USB. Виводи XIN і XOUT можуть бути підключені, щоб замкнути 24 МГц генератор із кварцовою стабілізацією частоти. Поперемінно, зовнішній 24 МГц джерело тактових імпульсів може використовуватися як вхід тактових імпульсів пристрою. Внутрішній кварцовий осцилятор використовує основну частоту кварцу 24 МГц. Типові значення компонентів схеми кварцового генератора див. у таблиці 1 і на рисунку 1. Для використання специфічного кварцового генератора, необхідно проконсультуватися у виробника для значень компонентів, що рекомендуються.

Конденсатори C1 і C2 вибираються виходячи з ємності навантаження кварцового генератора. Ємність навантаження CL "видима" кварцовим генератором складається з C1 послідовно з C2, і паралельно з паразитною ємністю схеми. Паразитна ємність виникає через корпус мікросхеми, друкованою платою і рознімання, і може варіюватися від 0 до 8 пф. Емпіричне правило при виборі цих конденсаторів:

$$CL = (C1 * C2) / (C1 + C2) + C_{\text{паразитне}} \quad (4.9)$$

Таблиця 4.1 – Приблизні значення компонентів

Компонент	Параметри	Значення	Допустиме відхилення
Кварцовий резонатор	Резонансна частота	24 МГц	2500 ppm (максимум)
	Тип	Кристал, зрезаний під 35 градусів до осі z (AT-Cut)	
	Максимальний послідовний опір	50 Ом	
	Максимальна шунтуюча ємність	10 пФ	
	Ємність нагрзуки	20 пФ	
Резистор R1		1 МОм	±5%
Резистор R2		0	NA
Конденсатор C1		15 пФ	±20%
Конденсатор C2		15 пФ	±20%

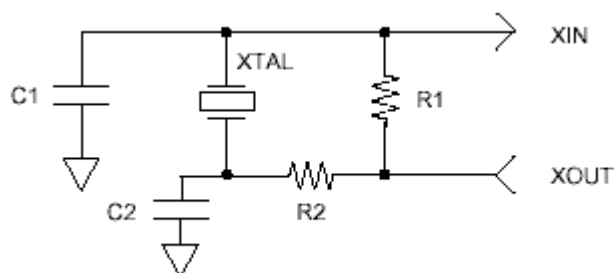


Рисунок 4.7 - Типовая схема осциллятора

Вихід прийомопередатчика пристрою USB підключений до роз'ємного з'єднання USB.

Пристрій USB працює в мультиплексорному режимі роботи. Для забезпечення мультиплексорного режиму роботи. Контакт MODE1 підключається до напруги Vcc, а контакт MODE2 до корпусу.

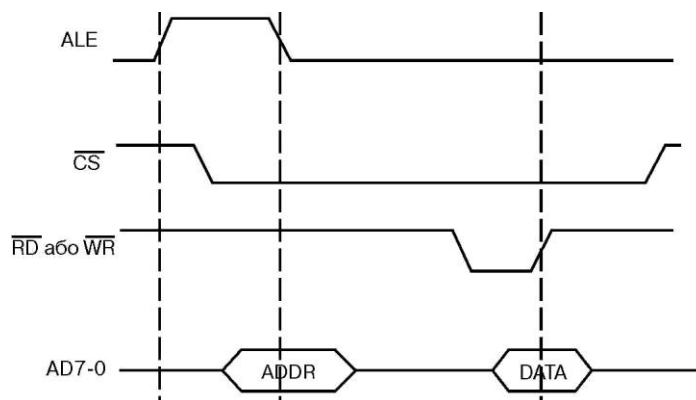


Рисунок 4.8 – Часова діаграма роботи пристрою USB в мультиплексорному режимі роботи

Мікросхема пам'яті підключена до порту D, на рисунках зображені часові діаграми циклів запису та читання flash-пам'яті.

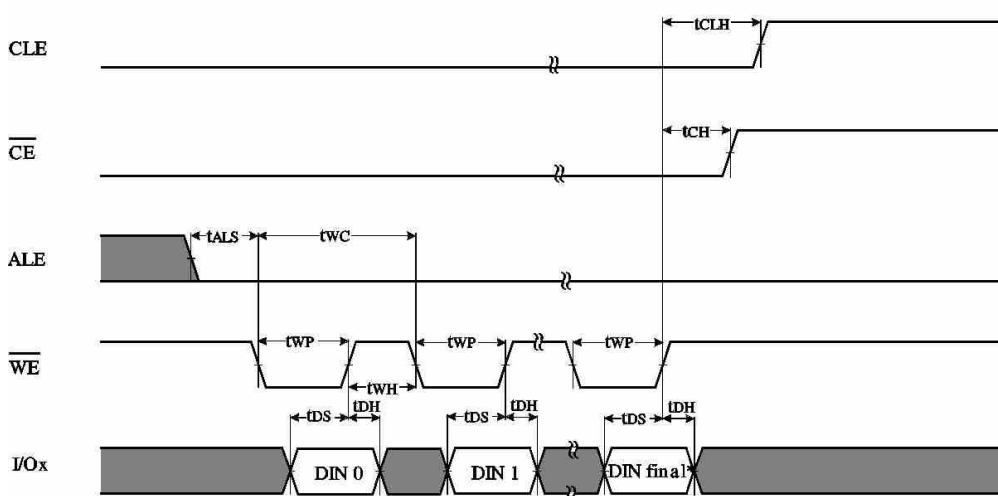


Рисунок 4.9 – Часова діаграма циклу запису flash-пам'яті

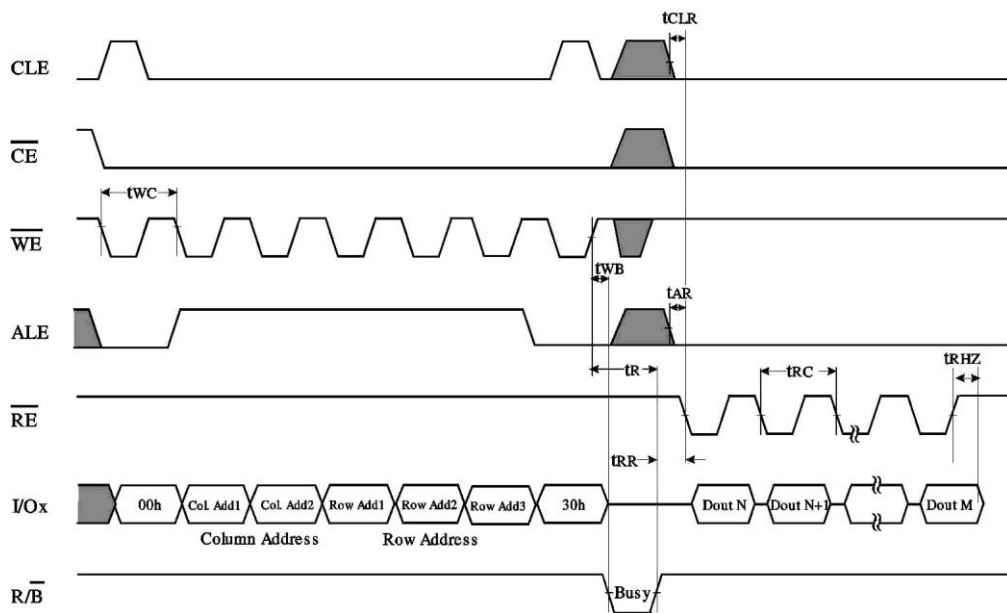


Рисунок 4.10 – Часова діаграма циклу читання flash-пам'яті

4.5 Розрахунок часу запису

Відомо, що:

Розрядність АЦП – 24Біт=3Байт;

Ємкість flash-пам'яті – 1056МБіт=138412032Байт;

Частота дискретизації – 125Гц;

Кількість каналів – 3.

Частота опиту АЦП

$$F_{АЦП} = K \cdot f_{дискр} \quad (4.9)$$

де K – кількість каналів;

$f_{дискр}$ – частота дискретизації.

Тому, $F_{АЦП} = 3 \cdot 125 = 375 Гц$

Швидкість запису розраховується за формулою

$$V_{зап} = F_{АЦП} \cdot K \cdot R \quad (4.10)$$

де R – розрядність АЦП.

Тому, $V_{зан} = 375 \cdot 3 \cdot 3 = 3375 \text{ Байт/с}$

Час запису розраховується за формулою

$$t_{зан} = \frac{flash}{V_{зан}} \quad (4.11)$$

де flash – ємкість flash-пам'яті.

Тому, $t_{зан} = \frac{553648128}{3375} \approx 164044 \text{ с} = 45,56 \text{ год.}$

Загальний час запису приладу складає 45 годин 34 хвилини.

4.6 Опис пристрою ДМ ЕКГ

На рисунку 4.11 представлена функціональна схема приладу ДМ ЕКГ.

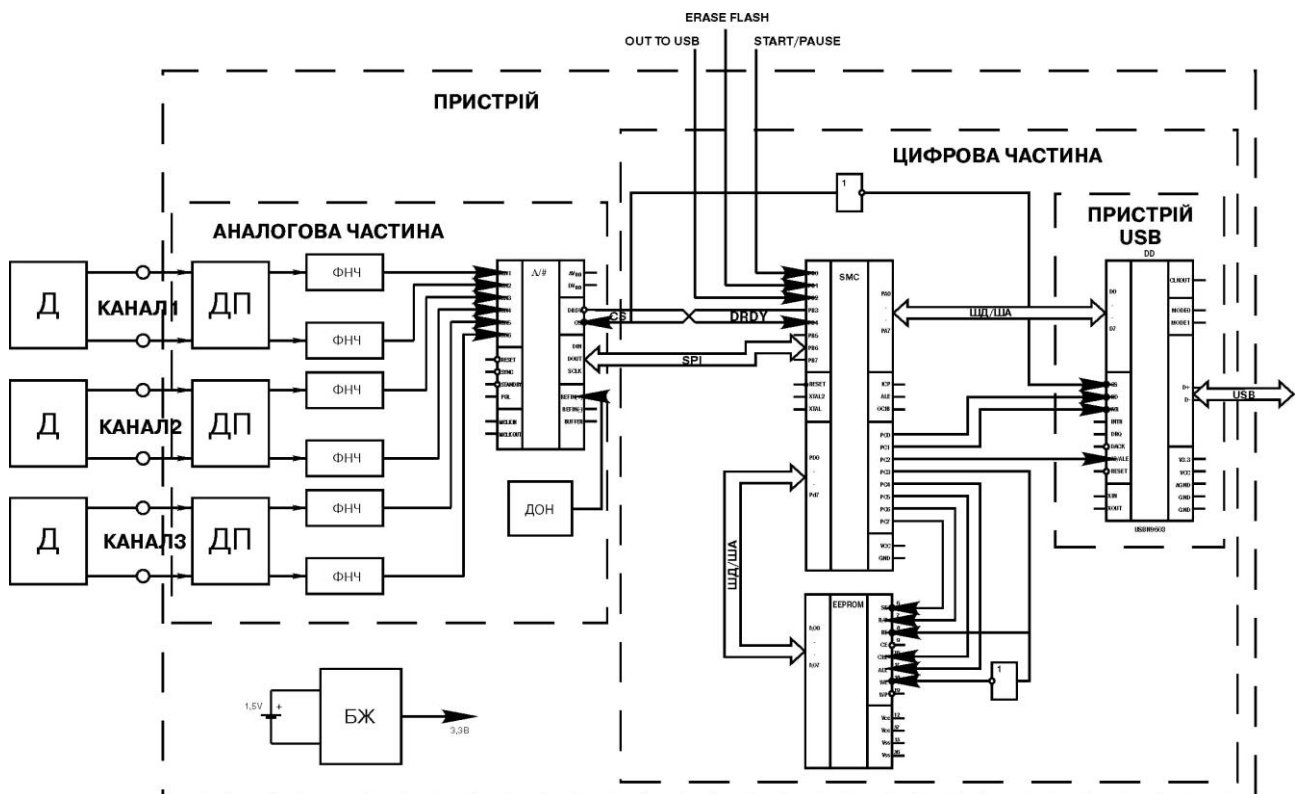


Рисунок 4.11 - Функціональна схема приладу

На рисунку 4.12 представлена принципова електрична схема приладу ДМ ЕКГ.

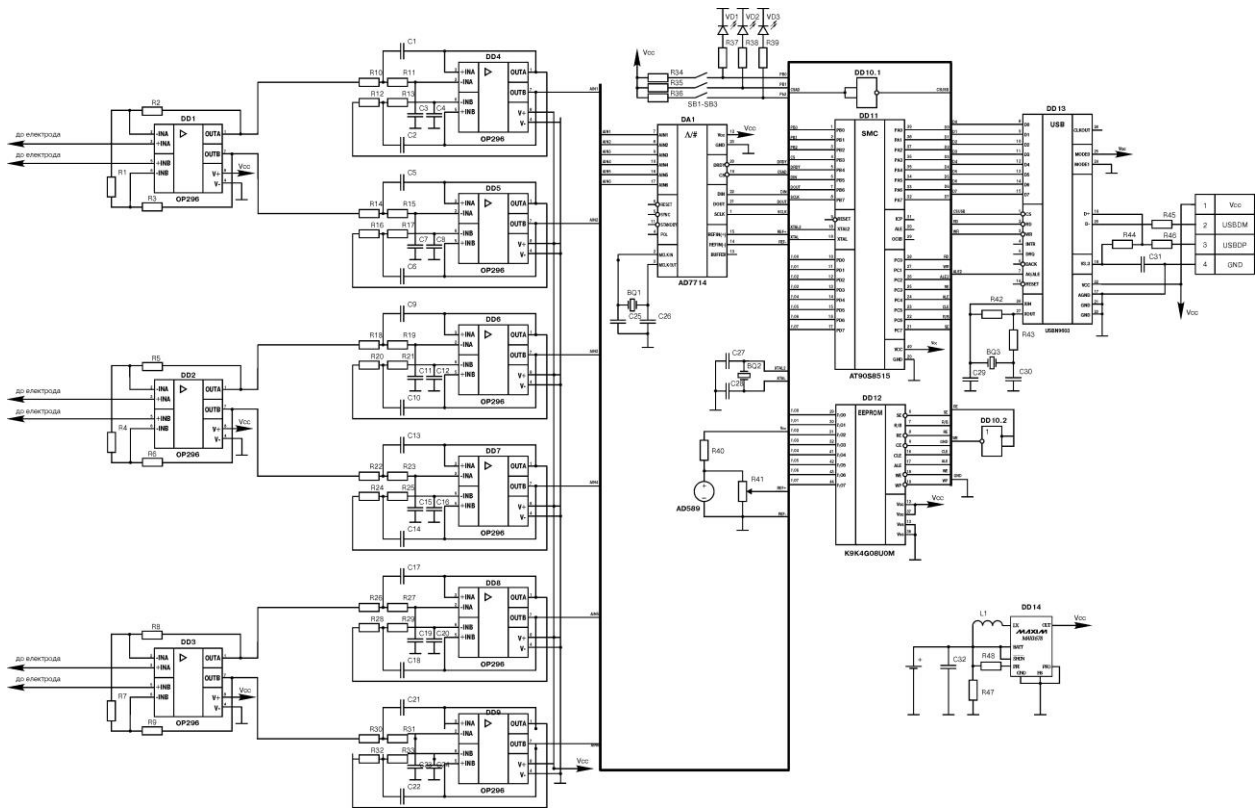


Рисунок 4.12 – Принципова електрична схема приладу ДМ ЕКГ

Електрокардіосигнали від трьох каналів, що надходять від електродів (Д), встановлених на тілі людини після підсилення інструментальною схемою диференційного підсилювача (ДП), проходять через ланки фільтрів низької частоти ФНЧ. Частота вибірок кардіосигналу не перевищує 125Гц. Частота фільтрації - 0÷35Гц. Вказані фільтри не пропускають перешкоди мережної частоти (50Гц) постійної складової та сигнали сформовані іншими частинами тіла, що обрізаються ФНЧ знизу. Три пара фазних сигнали з виходу фільтрів подаються на входи аналого-цифрового перетворювача АЦП. Кожна пара сигналів обробляється в мультиплекс орному режимі і розділена за часом.

24-розрядний двійковий код виборки кожного кардіосигналу у послідовному коді через SPI інтерфейс поступає на входи порту В мікроконтролера SMC 3 виходу мікроконтролера SMC (порт D) цей код у паралельно-послідовному 8-бітному коді передається до енергонезалежної flash-

пам'яті EEPROM. Ємність накопичувача EEPROM 256-512МБ, що дозволяє без стискування зберігати добовий обсяг інформації.

При необхідності накопичена інформація може бути передана в ОЗП персонального комп'ютера для наступної обробки, аналізу і видачі результатів діагностики через контролер USB. Ця інформація через USB порт може бути також записана на портативний flash-накопичувач.

Робота пристрою управляється за допомогою трьох кнопок: START/STOP, очищення flash-пам'яті EEPROM (ERASE FLASH) та передача даних через USB порт (OUT TO USB).

Індикація в приладі виконується за допомогою трьох світло діодів, які показують стан роботи пристрою.

Алгоритми роботи схеми

Виходячи з розроблених функціональної та принципової електричних схем будуємо алгоритми, за якими повинен працювати прилад. З поставленої задачі до дипломного проектування маємо три кнопки управління приладом, що розроблюється.

Після включення приладу до джерела живлення, всі регістри та порти мікро контролера знаходяться у вихідних значеннях. Перед початком роботи всі порти та регістри встановлюються у їх робочий стан, задається початкова адреса flash-пам'яті. Після цих операцій виконується підпрограма конфігурації АЦП, яка буде описана нижче. Після завершення цієї підпрограми система виконує кругові цикли, під час дії яких вона очікує керуючого сигналу. Цей сигнал повідомляє системі, що потрібно в даний час робити. Тобто після натиснення будь-якої з трьох кнопок починають виконуватися внутрішні функціональні підпрограми. Коли натиснута кнопка “Старт/Стоп”, відбувається запуск таймера, запис початкового значення на flash-пам'ять та починається підпрограма зчитування даних з АЦП. Після закінчення цієї підпрограми перевіряється чи не натиснута ця кнопка ще раз. Якщо вона не натиснута, то підпрограма зчитування даних з АЦП виконується знову. Цей цикл повторюється до тих пір, поки не натиснута кнопка “Стар/Стоп” ще раз. При повторному натисненні відбувається

остановка таймера, запис його значення на flash-пам'ять та вихід з цього циклу і виконання повертається в головний цикл, тобто система знову очікує натиснення будь-якої з трьох кнопок для виконання подальших дій.

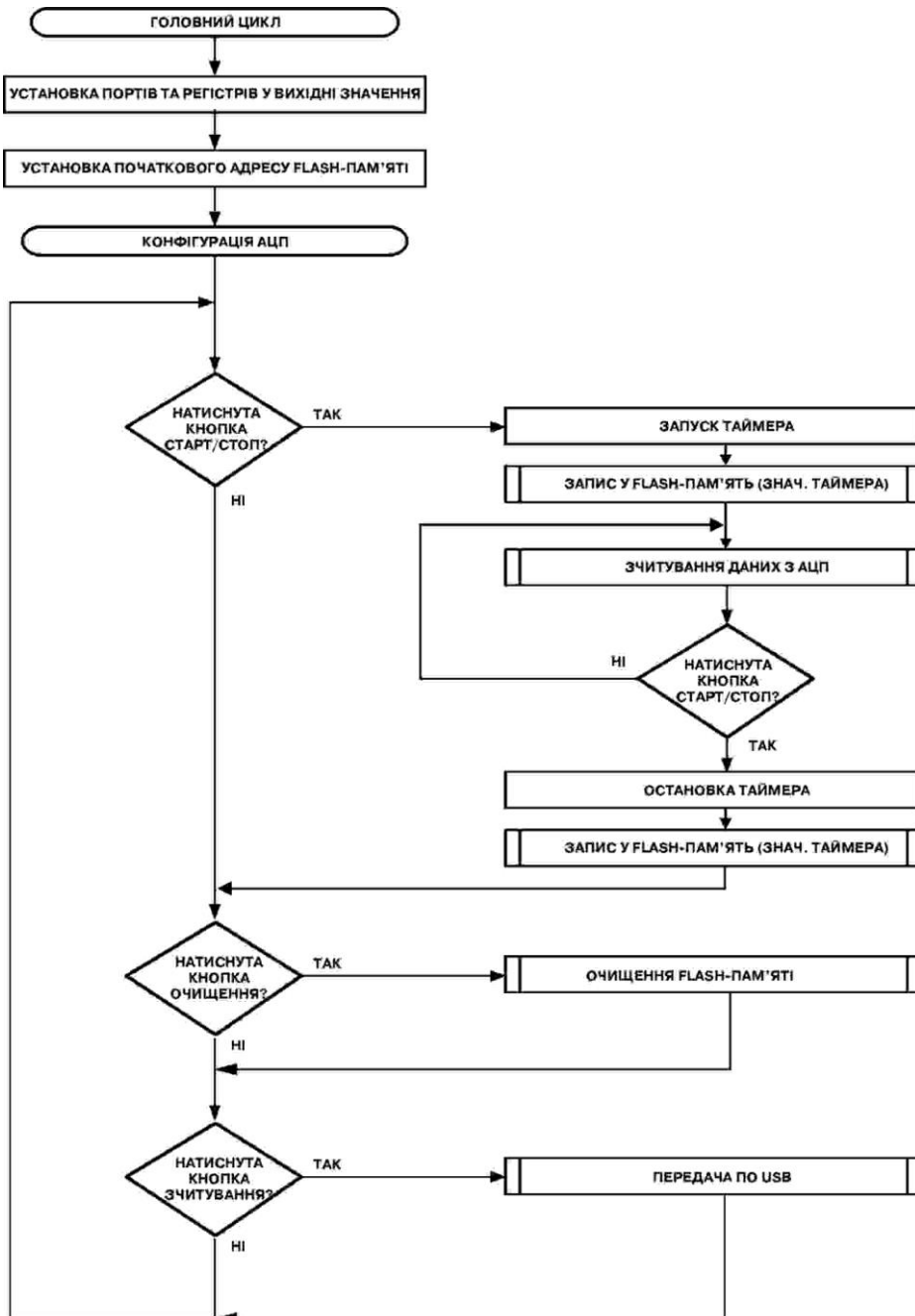


Рисунок 4.12 – Алгоритм головного циклу

При розпізнанні натиснення кнопки “очищення” виконується підпрограма очищення flash-пам’яті. Після закінчення цієї підпрограми система знову повертається у стан очікування.

Коли натиснута кнопка “зчитування” виконується підпрограма передачі інформації, яка записана на flash-пам’ять, по протоколу USB.



Рисунок 4.13 – Алгоритм конфігурування АЦП

Після включення АЦП до джерела живлення всі внутрішні регістри знаходяться у вихідних значеннях. Перед початком самої конфігурації АЦП у потрібний режим роботи, потрібно конфігурувати SPI інтерфейс мікроконтролера. Після конфігурації та ініціалізації SPI, по ньому проводиться конфігурація АЦП. Як відомо з опису, АЦП має вісім внутрішніх регістрів,

значення яких налагоджують АЦП в потрібний режим роботи. Звертання до будь-якого з цих регістрів виконується процедурою запису у Регістр Зв'язку. Тобто записом у регістр зв'язку ми повідомляємо йому в який чи з якого з регістрів відбудуться читання чи запис. Записом у регістр зв'язку ми повідомляємо йому, що наступний запис відбудеться у регістр Filter Low Register. Після чого записуємо потрібні дані в цей регістр. Таким же чином виконується запис в усі інші регістри АЦП. Записуємо дані у регістр Filter High Register. Ці регістри визначають частоту зміни даних в регістрі даних АЦП та частоту зрізу внутрішнього цифрового фільтру.

Записом у регістр Mode Register потрібних значень ми ініціюємо початок калібрування АЦП по заданому каналу, який задається записом у Регістр Зв'язку. Так як канали однакові за параметрами калібрування по іншому каналу не є потрібним.

Алгоритм зчитування з АЦП

Як відомо має три канали з яких зчитуються дані. Довжина слова в регістрі даних АЦП – 24 біти, тобто три байти. Мікроконтролер – 8-розрядний, тому зчитування даних виконується по одному байту.

Після початку підпрограми зчитування даних з АЦП встановлюємо активний канал 1. Дані в регістрі даних АЦП готові до зчитування з частотою, яка раніше встановлена. Коли дані готові до зчитування АЦП сигналізує мікроконтролеру низьким рівнем сигналу DRDY, тому проводиться опитування цього контакту. При високому рівні цього сигналу, система очікує коли він досягне низького рівня. При виникненні низького рівня встановлюється лічильник байт рівний 1 та проводиться зчитування першого байту з регістру даних АЦП та запис його у flash-пам'ять. Так як результат рівний 3 байтам, інкрементуємо лічильник і зчитуємо наступний байт даних. Після зчитування третього байту та інкременту лічильника, лічильник стає більший 3. Тоді відбувається переключення каналу шляхом інкременту лічильника каналу. Процедура зчитування 3 байтового слова починається знову. Тільки оцифровані

дані знімаються з каналу на одиницю більше. Коли дані зчитані з трьох каналів підпрограма закінчується і повертається в головний цикл.

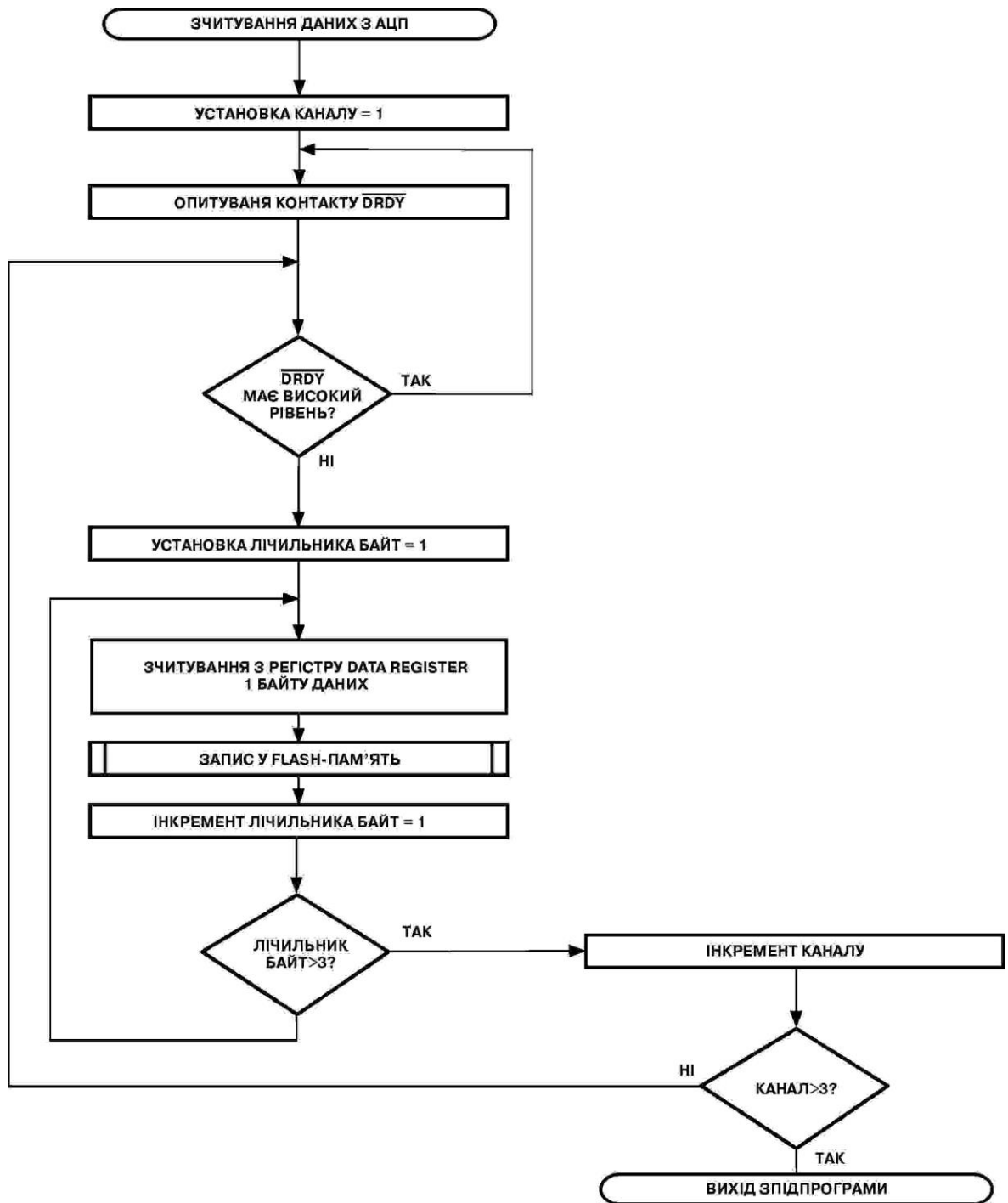


Рисунок 4.14 – Алгоритм зчитування даних з АЦП.

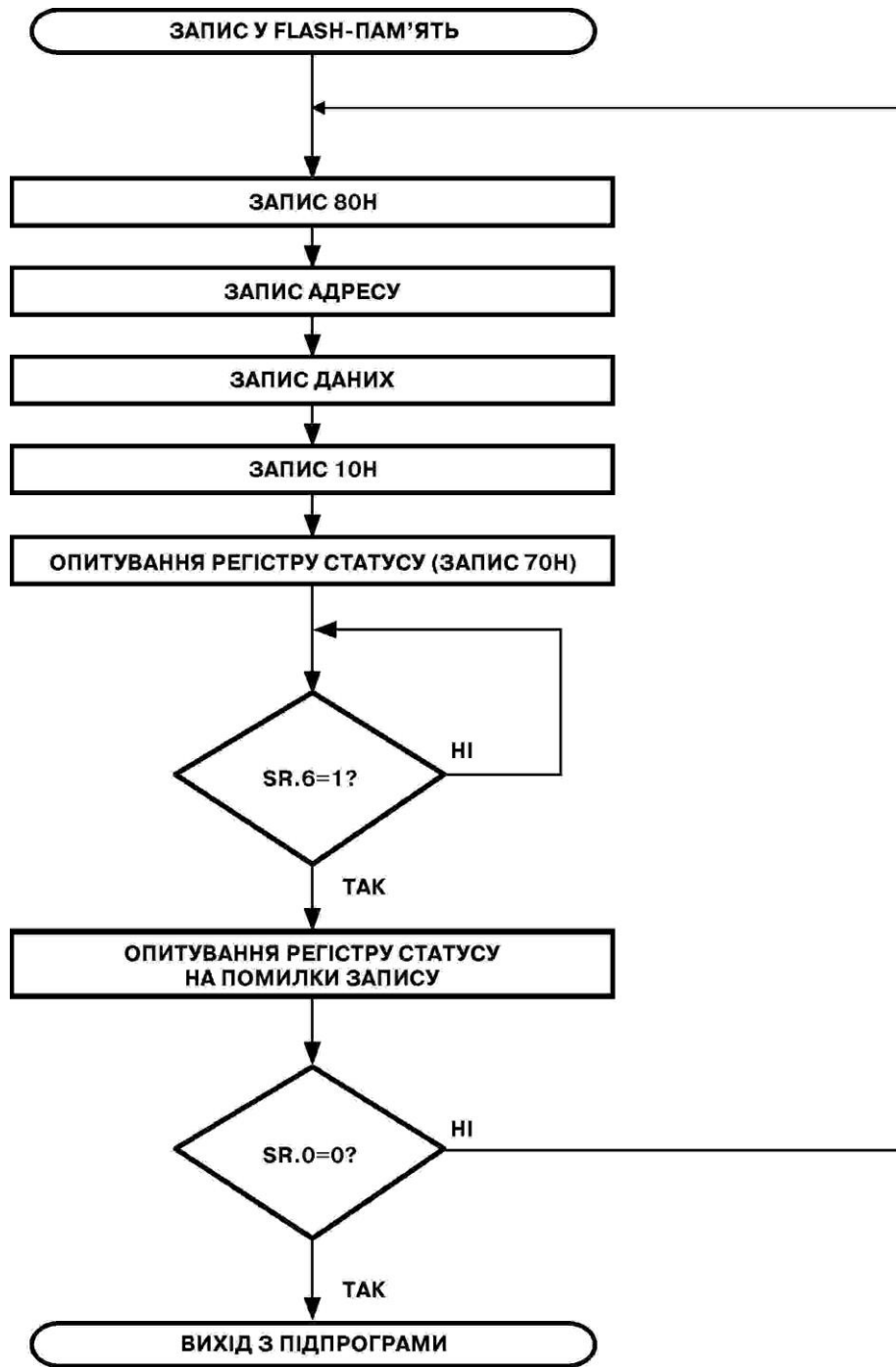


Рисунок 4.15 – Алгоритм запису даних на flash- пам'ять

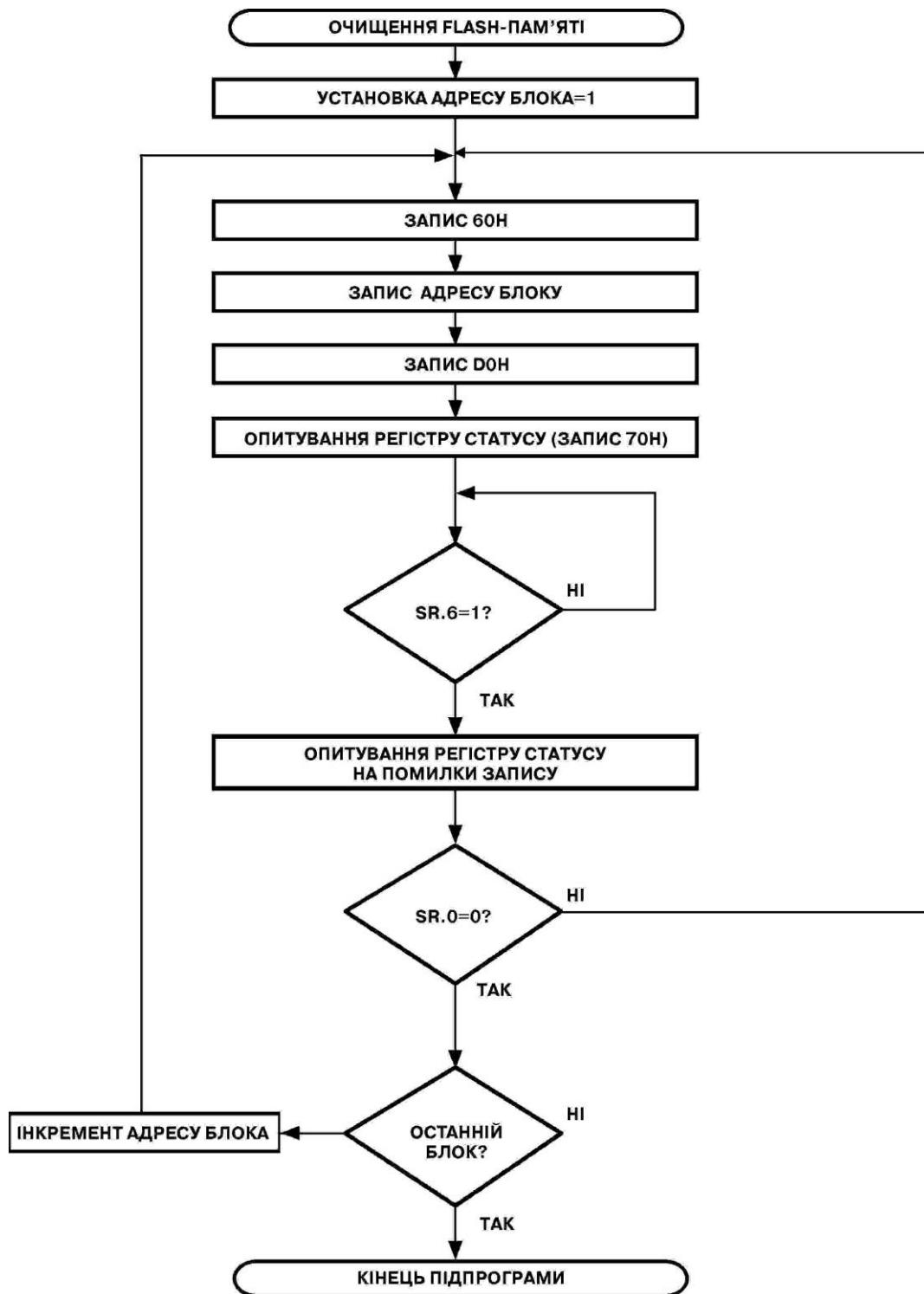


Рисунок 4.16 – Очищення flash- пам'яті

Алгоритми передачі даних по USB

Для розробки алгоритму передачі даних по інтерфейсу USB потрібно, для початку, ознайомитись з роботою шини USB.

Головний алгоритм передачі даних по USB

Як повідомлялося, USB - цілком контрольована хостом шина. У системі USB може бути тільки один майстер (керуючий елемент) – комп'ютер-хост. Тому для передбачення передачі інформації на flash-накопичувач на комп'ютер потрібно два режими роботи. Режим Master – пристрій виступає, як керуючий елемент, та режим Slave – підлеглий пристрій виступає, як підлеглий. Для визначення режиму роботи, в залежності чи пристрій підключений до комп'ютера, чи до пристрою підключений flash-накопичувач головний алгоритм очікує сигналу запиту на прийом інформації IN, якщо сигнал IN не поступає за 30с, то пристрій переходить в режим Master, тобто передача проводиться на flash-накопичувач. Якщо отриманий сигнал IN, керування процесом передачі інформації передається комп'ютеру.

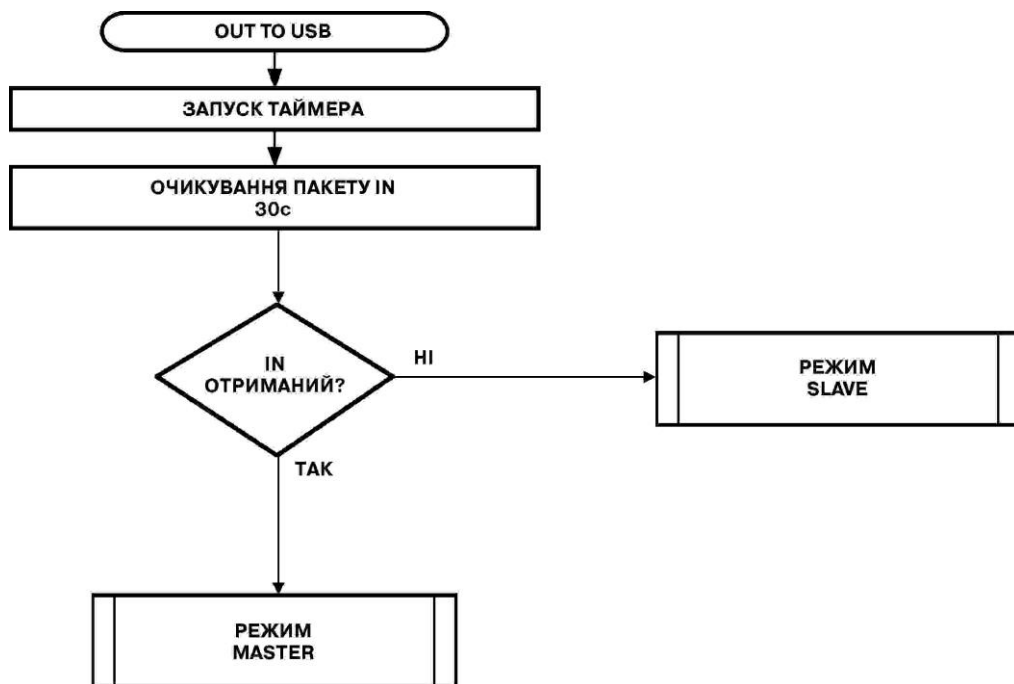


Рисунок 4.17 - Головний алгоритм передачі даних по USB

Алгоритм режиму роботи Master

Графічне зображення алгоритму роботи в режимі Master представлено на рисунку .В режимі Master(використовується режим BULK USB – передача по 64 Байти) пристрій відправляє сигнал запити на передачу інформації OUT, та устанавлюється лічильник пакетів по 64Байт. При відсутності зв'язку з накопичувачем повертається сигнал STALL. Якщо накопичувач підключений, відбувається формування пакету 64Байт та відправка його по USB. Сигнал ACK використовується для перевірки на правильність даних, що отримані накопичувачем. При отримання сигналу STACK цей пакет відправляється ще раз. Така відправка проходить поки всі дані не передані.

Алгоритм режиму роботи Slave

Графічне зображення алгоритму роботи в режимі Slaver представлено на рисунку При підключення пристрою до комп'ютера пристрій повинен відповісти на запити. "Get_Descriptor/Device", "Set_Address", Get_Descriptor. Та проводиться передача аналогічна режиму Master.

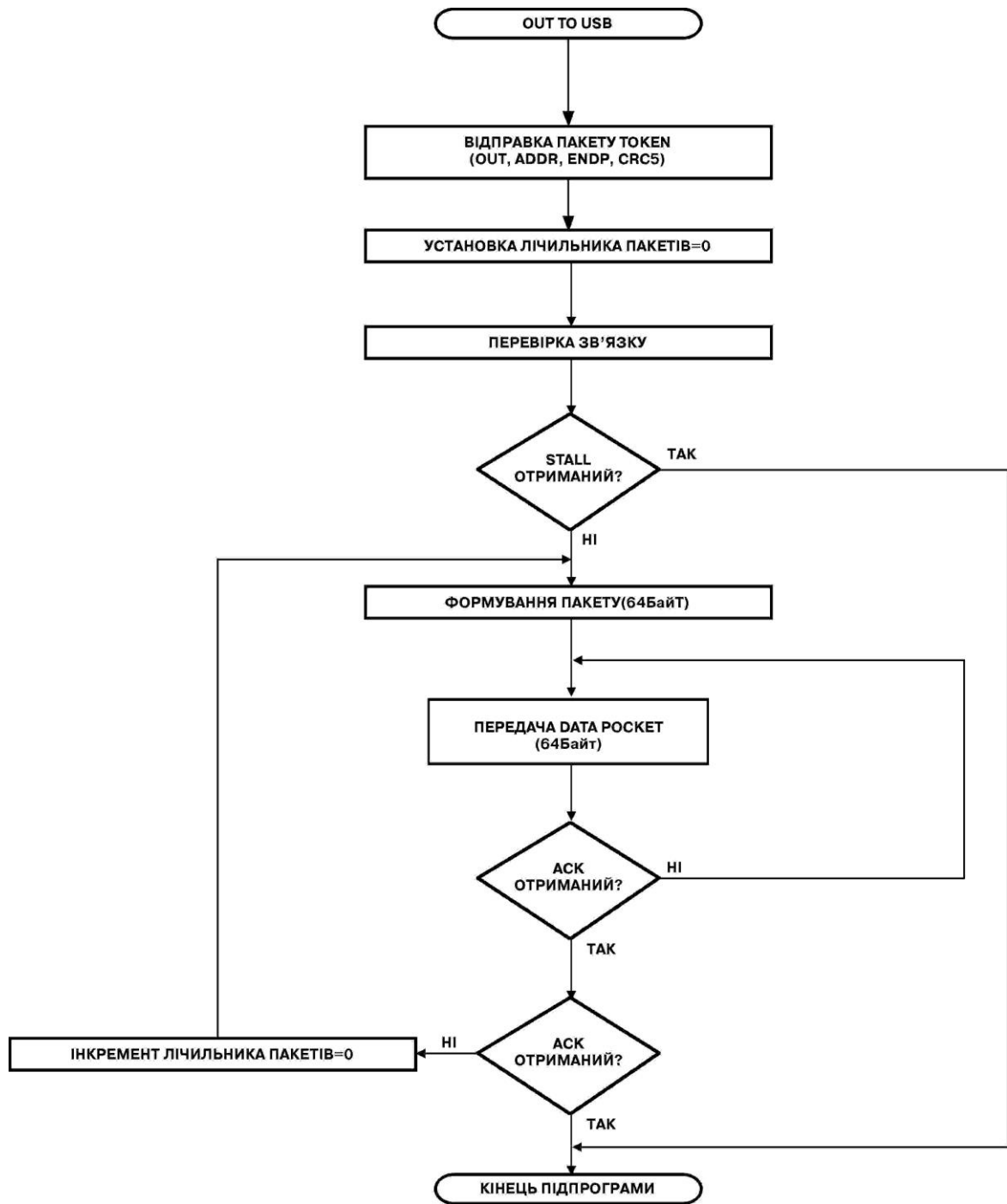


Рисунок 4.18 – Алгоритм роботи в режимі Master

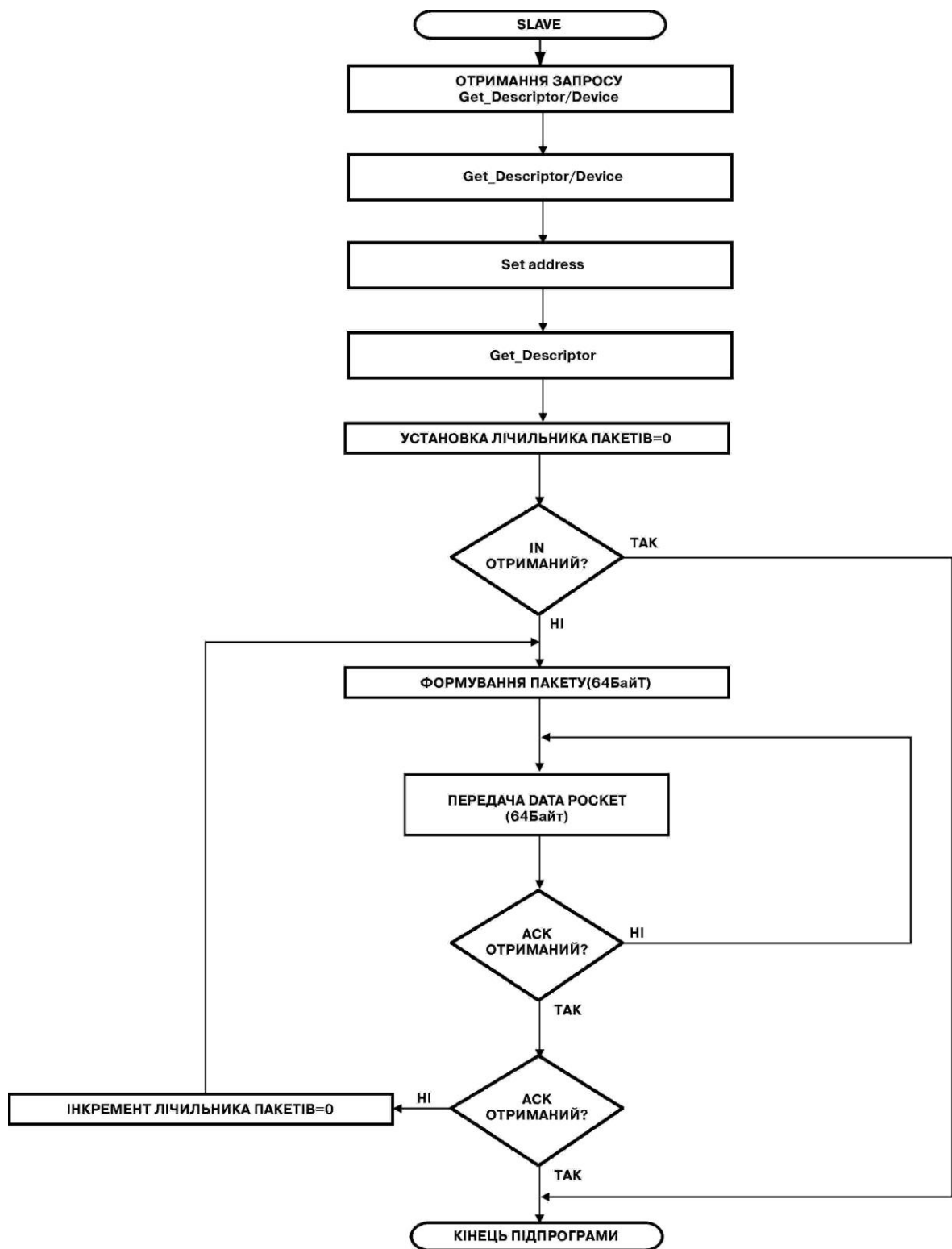


Рисунок 4.19 – Алгоритм роботи в режимі Slave

ВИСНОВКИ

В даній магістерській роботі був розроблений більш точний прилад для реєстрації ЕКГ, шляхом модернізації існуючих рішень в побудові приладів такого типу, який задовольняє вимогам.

У роботі проведено модернізацію існуючого добового монітора ЕКГ (ДМ ЕКГ), яка включає розробку нової аналогової частини, застосування енергонезалежної FLASH-пам'яті для добового збереження даних, використання високорозрядного (24-бітного) АЦП та впровадження високошвидкісного інтерфейсу USB для передачі інформації. Запропонований пристрій забезпечує три відведення, частоту дискретизації 125 Гц та частотний діапазон 0,1–35 Гц. Результати роботи можуть бути використані для створення сучасних портативних систем добового моніторингу, підвищення точності діагностики, формування великих баз даних ЕКГ та автоматизації роботи лікаря-кардіолога.

При розробці приладу запропоновано:

- перехід від 8-розрядного АЦП до вищої розрядності (24);
- пререхід від магнітної стрічки і енергозалежної пам'яті до енергонезалежної;
- перехід на більш швидкісний зв'язок по інтерфейсу USB.

З такими показниками:

- Кількість відведень – 3
- Частота дискретизації – 125 Гц
- Розрядність АЦП - 24 Біт
- Частотний діапазон – 0,1-35 Гц

Розглянуті заходи з охорони праці.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Бабенко М.В. Автоматизований кардіомонітор/ М.В. Бабенко, О.М. Павловський// Збірник праць XIV Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених “ПОГЛЯД У МАЙБУТНЄ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ”, 18-19 травня 2021р. - К.: ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського. – 2021. – 16-18 с.
2. Електроміографія - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://medbib.in.ua/elektromiografiya.html>
3. She L., Zhao J., Zhang S., Wang G., Wang G. A Novel Portable One Lead ECG Monitor with Low-Cost and Long-Time Recording. // Conference paper / Technical report. — 2010. — С. (PDF). nlpr.ia.ac.cn
4. Design of portable ECG recorder with USB storage. // Conference paper / ResearchGate. — (рік у публікації). — С. (опис системи реєстрації ECG з USB-накопичувачем). [ResearchGate](https://www.researchgate.net/publication/312222222)
5. Magjarevic R., et al. USB Based ECG Acquisition System. // In: Proceedings / Springer chapter. — 2005 (опубл.). — С. (розробка системи збору ECG через USB-порт). [SpringerLink](https://www.springer.com/9783540274444)
6. Lin Y., et al. Design and Development of Standard 12-Lead ECG Data Acquisition and Monitoring System. // Procedia / ScienceDirect. — 2016. — С. (дизайн портативної 12-канальної системи на базі мікроконтролера). [ScienceDirect](https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050916300000)
7. Lazarov V. Hi Resolution Electrocardiogram Recorder — дипломна / технічна робота (RX71M board, USB flash). — 2018. — (PDF, опис підключення флеш-накопичувача до плати та приклади реалізації). [Theseus](https://theses.hogrefe.com/urn:nbn:de:hbz:5:1-64087-p0000-9)
8. Zúñiga Gómez V. S., et al. Portable Biomedical System for Acquisition, Display and Analysis (ECG, PCG, ICG, PPG). // MDPI. — 2025. — С. (сучасний портативний пристрій для одночасного збору біосигналів). [MDPI](https://www.mdpi.com/1424-6460/27/1/1)

9. Mitropoulos S., et al. Low-Cost Wearable ECG System for Rural Residents. // MDPI. — 2024. — С. (приклад проєктування недорогого переносного монітора, вибір MCU та зберігання даних). [MDPI](#)
10. Chen Q., et al. A Non-Contact Compact Portable ECG Monitoring System. // Electronics (MDPI). — 2021. — С. (реєстратор із AD8233 та MCU; приклади збереження даних). [MDPI](#)
11. Robaei M., et al. Conceptual Design and Evaluation of a Multichannel ECG Data Acquisition System. // SCITEPRESS. — 2015. — С. (модульна архітектура для багатоканального запису і передачі даних). [scitepress.org](#)
12. Datta S., Saha S. Development of an ECG signal acquisition module (using NI USB-6008 for A/D). // technical report / Semantic Scholar. — (рік). — С. (приклад використання А/Д-карти і передачі даних на ПК/носії). [Semantic Scholar](#)
13. Оглядні матеріали та магістерські роботи (укр.): «Оброблення й аналіз електрокардіографічного сигналу в системах тривалого (холтерівського) моніторингу» — магіст. робота, ВНТУ, 2024. — 98 с. (українською, корисна практична частина по збереженню та архівуванню записів). [jetiq.vntu.edu.ua](#)
14. МОН / українські настанови й стандарти: Настанова 00051 «Амбулаторне моніторування ЕКГ» (Міністерство охорони здоров'я України) — 2017 (вимоги до запису, можливості інтеграції з USB/MIC). [guidelines.moz.gov.ua](#)
15. Палюх М. І., Пелешко Д. І. Мікроконтролери AVR: будова та програмування. — Львів: ЛНУ, 2018. — 156 с. (Практичний опис архітектури AVR, робота з АЦП, інтерфейсами, підходить для розробки реєстраторів біосигналів.)
16. Данилюк М. Л., Ткачук З. Ю. Мікроконтролери ARM Cortex-M у вбудованих системах. — Київ: КНУ, 2020. — 212 с. (Детально про Cortex-M, роботу АЦП, DMA, таймери — важливі для запису ECG без втрати даних.)
17. Воробйов А. М., Кравець П. М. Вбудовані системи на базі STM32. — Харків: ХНУРЕ, 2019. — 180 с.

(Пояснення принципів роботи STM32, реалізації високошвидкісного збору даних та запису на SD / USB.)

18. Mazidi M., Naimi S. AVR Microcontroller and Embedded Systems: Using Assembly and C. — Pearson, 2017. — 624 p. (Класична книга з AVR, включає практику побудови вимірювальних пристроїв.)
19. Жидецький В. Ц. Основи охорони праці : підруч. 3-є вид., перероб і доп. Львів : УАД, 2006. 336 с.
20. Босов Є. П., Жесан Р. В., Каліч В. М., Голик О. П., Зубенко В. О. Охорона праці при проектуванні систем автоматизації виробництва : навч. посіб. 2-е вид., перероб. і доп. Кропивницький : ЦНТУ, 2022. 208 с.
21. Жидецький В. Ц., Джигирей В. С., Сторожук В. М., Туряб Л. В., Лико Х. І. Практикум з охорони праці. Львів : Афіша, 2000. 352 с.
22. Конституція України. Київ : Вид-во Паливода А. В., 2019. 76 с.
23. Про охорону праці : Закон України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/2694-12#Text> (дата звернення: 10.10.2025).
24. Основи законодавства України про охорону здоров'я : Закон України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2801-12#Text> (дата звернення 10.10.2025).
25. Про систему громадського здоров'я : Закон України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/2573-20#n840> (дата звернення 10.10.2025).
26. Про використання ядерної енергії та радіаційну безпеку : Закон України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/39/95-%D0%B2%D1%80> (дата звернення 12.10.2025).
27. Про загальнообов'язкове державне соціальне страхування : Закон України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/1105-14> (дата звернення 12.10.2025).
28. Кодекс цивільного захисту України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/5403-17#Text> (дата звернення: 15.10.2025).
29. Кодекс законів про працю України. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/main/322-08#Text> (дата звернення: 15.10.2025).
30. ДСТУ 2293:2014 Охорона праці. Терміни та визначення основних понять. [на заміну ДСТУ 2293-99; чинний від 01.05.2014]. URL:

http://web.kpi.kharkov.ua/safetyofliving/wp-content/uploads/sites/171/2017/10/dstu_293_2014.pdf (дата звернення: 13.10.2025).

31. Правила улаштування електроустановок : вид. офіц. Київ : Міненерговугілля України, 2017. 617 с.

32. Правила технічної експлуатації електроустановок споживачів. Від 25.07.2006. URL: <https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/z1143-06#Text> (дата звернення: 22.10.2025).