

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(повна назва факультету)

кафедра автоматизації технологічних процесів і виробництв  
(повна назва кафедри)

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

бакалавр

(назва освітнього ступеня)

на тему: «Розробка автоматизованої системи кардіологічного моніторингу  
стану хворого (комплексна тема).»

Виконав(ла): студент(ка) IV курсу, групи КА-41  
спеціальності 151 «Автоматизація

та комп'ютерно-інтегровані технології»

(шифр і назва спеціальності)

\_\_\_\_\_ Бучинський М. І.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

\_\_\_\_\_ Дячук А. Р.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник \_\_\_\_\_ Козбур І.Р.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль \_\_\_\_\_ Козбур І.Р.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри \_\_\_\_\_ Савків В.Б.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент \_\_\_\_\_ Стухляк П.Д.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Тернопіль  
2022

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(повна назва факультету)

Кафедра автоматизації технологічних процесів і виробництв  
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри  
Савків В.Б.  
(підпис) (прізвище та ініціали)  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022р.

### ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня бакалавр  
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»  
(шифр і назва спеціальності)

студенту Бучинський Михайло Іванович  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Розробка автоматизованої системи кардіологічного моніторингу стану хворого (комплексна тема).»

Керівник роботи ст.викл., Козбур І.Р.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджена наказом ректора від «25» травня 2022 року № 4/7-413

2. Термін подання студентом завершеної роботи 23 червня 2022 року

3. Вихідні дані до роботи Технічні характеристики комплексу кардіологічного моніторингу стану хворого мобільної медичної лабораторії.

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

аналітична частина; 2) проектна частина;

3) спеціальна частина; 4) Безпека життєдіяльності, основи охорони праці.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

Презентація кваліфікаційної роботи аркушів формату А4

## 6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання приймав
<i>Спеціальна частина</i>	<i>ст.викл. Козбур І.Р.</i>		
<i>Безпека життєдіяльності, основи хорони праці</i>	<i>доц. Лазарюк В.В.</i>		

7. Дата видачі завдання

« \_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи бакалавра	Термін виконання етапів кваліфікаційної роботи	Примітка
1.	<i>Аналітична частина</i>	<i>10.02.2022</i>	
2.	<i>Проектна частина</i>	<i>30.04.2022</i>	
3.	<i>Спеціальна частина</i>	<i>20.05.2022</i>	
4.	<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	<i>01.06.2022</i>	
5.	<i>Оформлення графічної частини та пояснювальної записки</i>	<i>15.06.2022</i>	
6.	<i>Захист кваліфікаційної роботи</i>	<i>23.06.2022</i>	

Студент

\_\_\_\_\_ (підпис)

*Бучинський М.І.*

\_\_\_\_\_ (прізвище та ініціали)

Керівник кваліфікаційної роботи

\_\_\_\_\_ (підпис)

*Козбур І.Р.*

\_\_\_\_\_ (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України  
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет \_\_\_\_\_ прикладних інформаційних технологій та електроінженерії  
(повна назва факультету)  
Кафедра \_\_\_\_\_ автоматизації технологічних процесів і виробництв  
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Савків В.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022р.

**З А В Д А Н Н Я**  
**НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня \_\_\_\_\_ бакалавр  
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю \_\_\_\_\_ 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»  
(шифр і назва спеціальності)

студенту \_\_\_\_\_ Дячук Артем Русланович  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи \_\_\_\_\_ «Розробка автоматизованої системи кардіологічного моніторингу  
стану хворого (комплексна тема).»

Керівник роботи \_\_\_\_\_ ст.викл., Козбур І.Р.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджена наказом ректора від «25» травня 2022 року № 4/7-413

2. Термін подання студентом завершеної роботи \_\_\_\_\_ 23 червня 2022 року

3. Вихідні дані до роботи \_\_\_\_\_ Технічні характеристики комплексу кардіологічного моніторингу  
стану хворого мобільної медичної лабораторії.

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)  
аналітична частина; 2) проектна частина;  
3) спеціальна частина; 4) Безпека життєдіяльності, основи охорони праці.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)  
Презентація кваліфікаційної роботи \_\_\_\_\_ аркушів формату А4

6. Консультанти розділів кваліфікаційної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Спеціальна частина</i>	<i>ст. викл. Козбур І.Р.</i>		
<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	<i>доц. Лазарюк В.В.</i>		

7. Дата видачі завдання

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_ р.

**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи бакалавра	Термін виконання етапів кваліфікаційної роботи	Примітка
<i>1.</i>	<i>Аналітична частина</i>	<i>10.02.2022</i>	
<i>2.</i>	<i>Проектна частина</i>	<i>30.04.2022</i>	
<i>3.</i>	<i>Спеціальна частина</i>	<i>20.05.2022</i>	
<i>4.</i>	<i>Безпека життєдіяльності, основи охорони праці</i>	<i>01.06.2022</i>	
<i>5.</i>	<i>Оформлення графічної частини та пояснювальної записки</i>	<i>15.06.2022</i>	
<i>6.</i>	<i>Захист кваліфікаційної роботи</i>	<i>23.06.2022</i>	

Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

*Дячук А.Р.*

(прізвище та ініціали)

Керівник кваліфікаційної роботи \_\_\_\_\_

(підпис)

*Козбур І.Р.*

(прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

В даній кваліфікаційній роботі розроблено систему мобільного та стаціонарного моніторингу кардіологічного стану пацієнтів. Система за функціональними блоками розділена на мобільний, переносний компактний блок та пост центральної реєстрації, візуалізації, зберігання, опрацювання інформації стану серцево-судинної, кардіологічної системи пацієнта.

Мобільний блок має функціональне призначення реєстрування кардіологічної інформації. Для цього застосовується кардіограф багатоканальний з диференціальною розв'язкою входів.

Аналогова інформація електрокардіографа подається на блок погодження по рівням сигналів та АЦП, котре перетворює електрокардіограму з неперервного сигналу в цифрову форму, забезпечуючи погодження в масштабі реального часу часових форм реєстрації (здійснюється реєстрація відліків реального часу та їх узгодження відліками кардіограм). З блоків узгодження, АЦП інформація у цифровій формі подається на блок прийомопередавача, який працює в GSM, 3G або 4G стандарті мобільного, цифрового формату передавання даних.

Дані засобами мобільного радіоканалу передаються на пост центральної реєстрації, де вони завантажуються за допомогою аналогічного блоку прийомопередавача у систему. Після приймання та декомпресування сигналів дані кардіомоніторингу поступають на центральний МП-комплект поста системи центральної реєстрації, після відповідного опрацювання інформація передається на пост центральної ПЕОМ та блок індикації з LCD-монітором, який відображає інформацію про стан пацієнта у режимі реального масштабу часу з вказанням відліків часу. Блок записує в вбудовану пам'ять інтервали реєстрованої кардіограми. У роботі розглянуто питання синтезу функційної, структурної схем, вибору елементної бази. Для спроектованої системи розроблено комплект конструкторської документації, відповідні інструкції по експлуатації.

## ЗМІСТ

Анотація.....	6
Зміст .....	7
Вступ.....	9
1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА .....	11
1.1 Фізичні основи методу електрокардіографії .....	11
1.2 Огляд технічних аналогів обладнання кардіологічного моніторингу .....	17
1.2.1 Мобільні кардіографи .....	17
1.2.2 Системи неперервного кардіомоніторингу. ....	23
1.2.3 Системи стаціонарного кардіомоніторингу. ....	30
1.3 Класифікація кардіографічних пристроїв.....	33
1.5 Структурні схеми кардіомоніторів.....	36
2 ПРОЕКТНА ЧАСТИНА .....	40
2.1 Структурна схема системи кардіомоніторингу.....	40
2.2 Розробка схеми кардіографа із можливістю запису на карту sd .....	42
2.2.1 Двоканальний кардіограф:.....	43
2.2.2 Опис схемного рішення для кардіографа .....	44
2.2.3 Версія кардіографа 2.1 на базі мікроконтролера із ацп 12 біт.....	48
2.2.4 Версії файлів прошивок мікроконтролера для кардіографа.....	51
2.2.5 Допоміжні програми для прошивки мк ріс18f26k42 .....	51
2.2.5 Підключення до кардіографа замість електродів пояса пульсомера .....	52
2.3 Вибір та розробка модемного пристрою.....	53
2.4 Розробка LCD-індикатора.....	56
2.5 Розрахунок похибки приладу.....	57
3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА .....	60
3.1 Призначення програми EKG_SD_2022.....	60
3.2 Режими роботи програми .....	61
3.3 Режим візуалізації кардіограми .....	61
3.4 Режим копіювання файлів .....	63
3.5 Режим обробки кардіограм.....	65

3.6 Формат запису даних на карту SD формат файлів *.екг.....	69
3.7 Протокол взаємодії програми з пристроєм.....	70
4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ .....	74
4.1 Розрахунок природного освітлення для цеху, дільниці, що проектується. 74	
4.2 Розрахунок заземлюючого пристрою.....	76
4.3 Правила безпеки при експлуатації обладнання .....	79
ВИСНОВКИ.....	83
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	85



## ВСТУП

При наданні медичної допомоги, надзвичайно важливою є точна постановка діагнозу. В випадку серцево-судинних захворювань не менш важливе значення має і швидкість постановки.

Для цього доцільно було б провести аналіз електрокардіограми з допомогою електронно-обчислювальної техніки, оскільки такий спосіб є найбільш швидким та інформативним. Крім того, при використанні ЕОМ з'являється можливість швидко отримати доступ до історії хвороби пацієнта (в випадку, якщо ця людина раніше вже проходила курс лікування), де може міститись важлива інформація, наприклад, про алергію на ті чи інші види медичних препаратів. Однак використання бортового комп'ютера в машинах швидкої допомоги є досить проблематичним і дорогим.

Більш перспективною є розробка пристрою, який забезпечував би знімання кардіосигналу і пересилання його в цифровій формі на комп'ютер в центрі. Вже в центрі (лікарні) проводиться цифрова обробка кардіограми з допомогою спеціалізованого програмного забезпечення. Персоналу в машині швидкої допомоги передають вже готові результати діагностування. Такий метод має ще одну суттєву перевагу – при складних захворюваннях існує можливість отримання медичним персоналом в машині консультації від провідних спеціалістів клініки.

Коім цього, для хворих при тривалому лікуванні необхідно, постійно діагностувати серцево-судинну систему, для визначення правильності лікування.

Розробку саме такого пристрої і проведено в даному дипломному проекті. Блок забезпечує приймання інформації з діагностичних приладів (передбачається використання кардіографа і тонометра) і передачу її в лікарню (центр). Передбачено можливість використання як сучасних приладів з цифровим виходом (послідовний інтерфейс RS232), так і більш старіших моделей з аналоговим виходом.

В приладі передбачено також можливість зв'язку за принципом пейджерів. Тобто центральний комп'ютер може переслати коротке текстове повідомлення на прилад, розміщений в конкретній машині. При цьому останній подасть звуковий сигнал, який повідомить лікаря про необхідність переглянути список повідомлень. Таким чином отримується додатковий канал зв'язку з медичним персоналом

Як бачимо використання такого приладу має подвійний ефект:

- по-перше, зменшується до мінімуму імовірність, що пацієнту в машині не правильно нададуть першу допомогу;

- по-друге, лікарі в лікарні, знаючи точний діагноз пацієнта, матимуть більше часу для підготовки до його прийому, що є надзвичайно важливим при наданні медичної допомоги важкохворим та потерпілим в результаті аварій.

# 1 АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

## 1.1 Фізичні основи методу електрокардіографії

При функціонуванні органів, тканин, клітин людського організму, що супроводжується електричною активністю, в організмі створюється електричне поле. Електричні поля окремих клітин, підсумовуючись, створюють електричне поле у тканині чи органі. У результаті виникають певним чином розподілені потенціали у всьому тілі, зокрема і його поверхні. Тому 2 електроди, накладені на різні ділянки тіла, реєструють різницю потенціалів. Знання цієї різниці потенціалів іноді називається електрограммою. Електрокардіограма є записом сумарного електричного потенціалу, що виникає при збудженні безлічі міокардіальних клітин. На рис. 1.1 представлена ЕКГ, записана у II стандартному відведенні. Показники нормальної ЕКГ вказані у табл. 1.1.

Електрокардіограма – це крива зміни електричної активності серця, що характеризує діяльність серцевого м'яза у часі. На графіці ЕКГ представлена як функція напруги (різниці біопотенціалів) в мілівольтах, що змінюється відповідно до коливань величини та напрямки електричного поля серця, від часу (у секундах).

Біопотенціали серця є періодичні коливання змінного знака, складної, несиметричної форми. Періодичність повторення коливань відповідає частоті пульсу, амплітуда становить кілька мілівольт.

Табл. 1.1– Показники нормальної ЕКГ людини.

- |                    |                 |
|--------------------|-----------------|
| • P = 0,06 – 0,11  |                 |
| • PQ – 0,12 – 0,20 | • P – 0,1 – 0,2 |
| • QRS – 0,06 – 0,1 | • Q – 0,3       |
| • T – 0,05 – 0,25  | • R – 1,0 – 2,0 |
| • QT – 0,27 – 0,55 | • S – 0 – 0,06  |
| • R – R – 0,8      | • T – 0,2 – 0,6 |

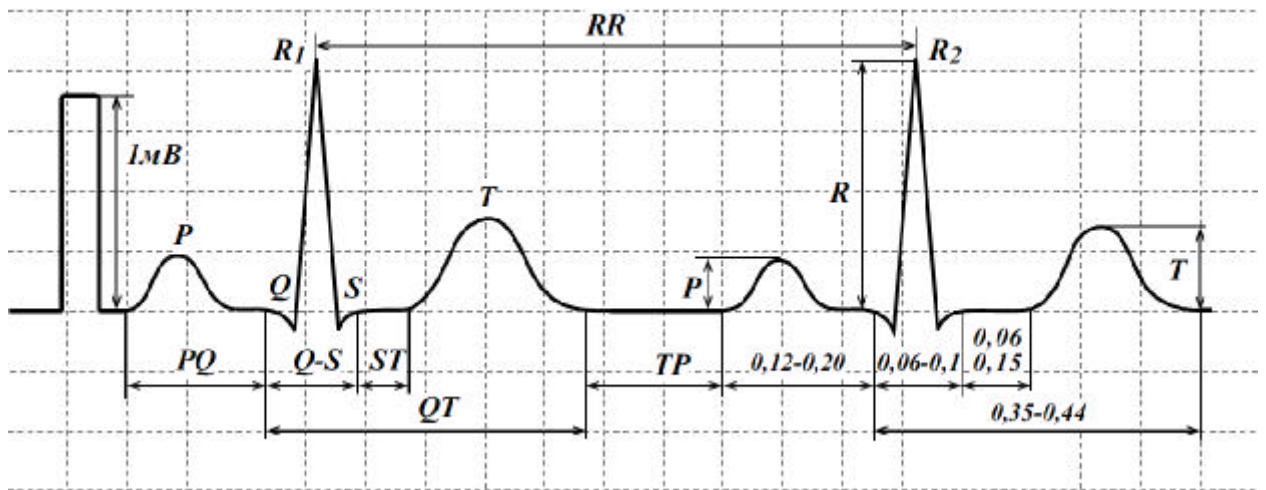


Рис. 1.1 – Нормальна ЕКГ людини (II стандартне відведення).

У складі кривої ЕКГ можна назвати шість видів характерних зубців. На пропозицію голландського фізіолога Віллема Ейнтховена (у 1924 р. удостоєний Нобелівської премії з фізіології та медицини) їх позначають буквами Q, R, S, T, U, P.

Серцевий цикл починається з зубця P, що відповідає збудженню та скороченню передсердь. Інтервал PQ характеризує період поширення хвилі збудження від передсердь у шлуночки. Шлуночковий комплекс, включає в себе початкову частину – комплекс QRS, що відображає охоплення збудження та скорочення обох шлуночків, проміжну – інтервал ST, зазвичай розташований на нульовій лінії або трохи вище за неї, і кінцеву – зубець T, відповідний реполяризації шлуночків, тобто. процесу відновлення їхнього вихідного стану. Інтервал QRST (до кінця T) називається електричною систолою. Зубець U іноді з'являється за зубцем T, він є непостійним і малим і відображає підвищену збудливість міокарда після систоли. Після зубця T або U до зубця P йде горизонтальна лінія, звана сегментом TP і відповідна діастолі серця.

Форма ЕКГ, що реєструється, залежить від проекції вектора ЕРС збудження (диполя) на осі відведень. Цей уявний вектор відображає рівнодіючі потенціали, що виникають у безлічі елементарних м'язових волокон. Його іноді називають інтегральним електричним вектором серця (ІЕВС) або інтегральним вектором Ейнтховена. Значення та напрямок електричного вектора змінюються

у кожний момент часу відповідно до того, як сумуються вектори елементарних біопотенціалів. Зазвичай вважають, що електричний вектор спрямований від правого плеча до лівого стегна. Тому очікується, що при нормальному стані в цьому напрямку буде отримано найбільшу амплітуду напруги, що характеризує проекцію вектора на поверхню шкірного покриву. Таким чином, завдання оцінки електричного вектора серця здійснюється за допомогою різної кількості електродів,

При зміні ІЕВС змінюються його проекції. Реєстровані електрокардіографом зміни електричного потенціалу відповідають деяким змін ІЕВС як за модулем, так і за напрямом, у ході серцевого скорочення.

У ситуації «вектор – його проекції» можна говорити про пряме та зворотне завдання. Пряме завдання – перехід від ІЕВС живого серця до його мінливих у часі проекцій у відведеннях виконує електрокардіограф. Зворотне завдання – відтворення вектора ІЕВС за двома його проекціями для певної стадії серцевого скорочення, необхідно вирішити графічно під час виконання даної роботи.

При вимірі електричних параметрів біооб'єктів їх з'єднують із вимірювальною схемою за допомогою біоелектричних електродів.

**Відведенням** електрокардіографії називається система двох електродів, встановлених на поверхні тіла пацієнта і підключених до електрокардіографа. Різниця потенціалів, що вимірюються в будь-якому відведенні, є проекцією ІЕВС на лінію, що з'єднує електроди цього відведення. Вимір різниці потенціалів поверхні тіла, що виникає під час роботи серця, записуються з допомогою відведень різних систем. Вони відрізняються місцем накладання електродів на пацієнта.

Величина потенціалу, що реєструється, залежить від відстані до джерела сигналу, тому мінімальний потенціал буде в точці максимально віддаленої від серця. Потенціал електрода, прикладеного до цієї точки можна вважати нульовим.

Всі відведення, що використовуються, можна розділити на біполярні, або двополюсні, коли обидва електроди є вимірювальними і різниця потенціалів реєструється між двома точками поверхні тіла, і уніполярні. При уніполярних відведеннях один електрод є вимірювальним, а інший є нульовим, індиферентним. Уніполярне відведення дозволяє реєструвати біоелектричну активність у точці накладання електрода.

Найбільшого поширення при реєстрації електрокардіограми набули 12 способів відведення: 6 від кінцівок та 6 грудних, заснованих на концепції трикутника Ейнтховена. При цьому людське тіло розглядається у вигляді однорідного провідника, генератор серцевої ЕРС замінюється точковим диполем і міститься в центрі рівностороннього трикутника, вершини якого розташовані на правій та лівій руках (у кистей) та лівій нозі (у ступні).

Основними є три стандартні відведення від кінцівок (рис. 1.2), запропоновані Ейнтховеном (права рука – ліва рука, права рука – ліва нога, ліва нога – ліва рука). Вони використовуються для визначення величини та напрямку еквівалентного електричного диполя серця, яким описується його електрична активність. Ці відведення позначаються RL, LF, RF, де R – права рука, L – ліва рука, F – ліва нога. Стандартні відведення біполярні.

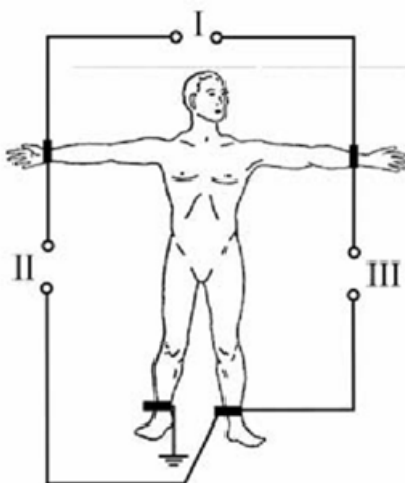


Рисунок 1.2. – Схема накладання стандартних електродів під час запису стандартних відведень ЕКГ.

Використовуються також уніполярні відведення кінцівок. Для їхнього утворення штучно створюється нейтральний електрод. При цьому три кінцівки (вершини трикутника Ейнтховена) підключаються через однакові резистори до загальної точки, потенціал якої приймається за нульовий. Вимірювальний електрод можна поміщати у будь-якій точці тіла, зокрема підводити до будь-якої кінцівки. Центральний (індиферентний) електрод позначається буквою V, однополюсні відведення кінцівок – VR, VL, VF.

Посилені однополюсні відведення кінцівок введені в електрокардіографію Гольдбергом. У цій системі підсумовуючий ланцюг для формування нульового електрода підключається тільки до двох точок відведення. Різниця потенціалів вимірюється між третьою точкою відведення та нейтральним електродом. Згідно з концепцією трикутника Ейнтховена, амплітуда електричних сигналів, що реєструються, для цього типу відведень зростає в 1,5 рази. Посилені відведення позначаються aVR, aVL, aVF (рис. 1.3).

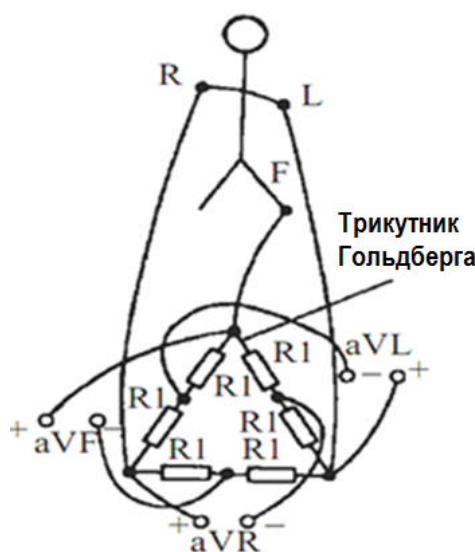


Рис. 1.3. – Посилені уніполярні відведення від кінцівок Гольдберга.

У шести уніполярних грудних відведеннях за Вільсоном також використовується штучний нейтральний електрод, утворений підсумовуванням біопотенціалів кінцівок. Вимірювальний електрод поміщають у шести обраних певним чином точках області грудної клітини (рис. 1.4). У зв'язку з близькістю грудних електродів до джерела електричного поля навіть невеликі їх

переміщення призводять до значних змін потенціалів, що відводяться. Грудні відведення позначаються V1 - V6 і входять до стандартної програми електрокардіографічного дослідження.

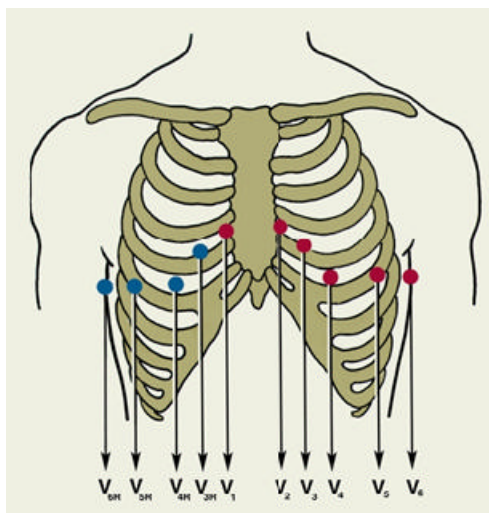


Рис. 1.4. – Схема розташування електродів під час реєстрації однополюсних грудних відведень.

Для низки спеціальних завдань широко використовуються грудні відведення Неба. Всі три електроди в цьому випадку розташовані на грудній клітці так, що утворюють серцевий трикутник. Різниця потенціалів реєструється між кожною парою електродів (рис. 1.5).

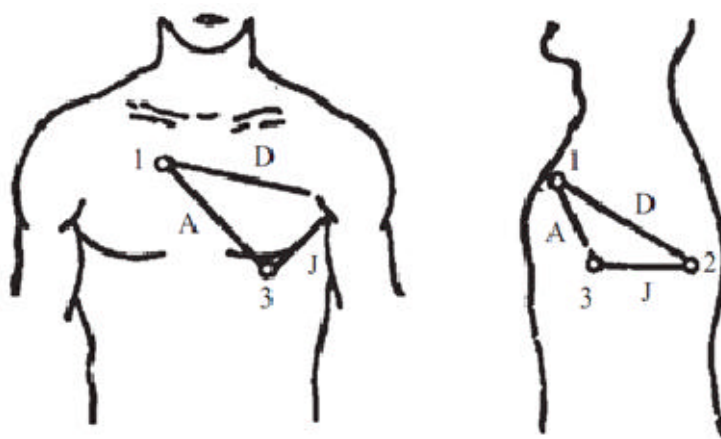


Рис. 1.5. – Схема розташування електродів під час запису відведень по Небу.



## 1.2 Огляд технічних аналогів обладнання кардіологічного моніторингу

### 1.2.1 Мобільні кардіографи

#### Електрокардіограф 3-канальний Cardisunny C-120, Fukuda ME (Японія)



#### Технічні характеристики

Принтер	термічний, папір Z-подібний та в рулонах, 63 ммх30 м
Швидкість друку	25/50 мм/сек
Габарити	274х210х69 мм, вага 2,8 кг
живлення	200- 240 В; робота від мережі, від акумулятора
Акумулятор	1,5 години у режимі постійної роботи

Рис. 1.6 – Електрокардіограф 3-канальний Cardisunny C-120, Fukuda ME (Японія)

3-х канальний портативний цифровий кардіограф.

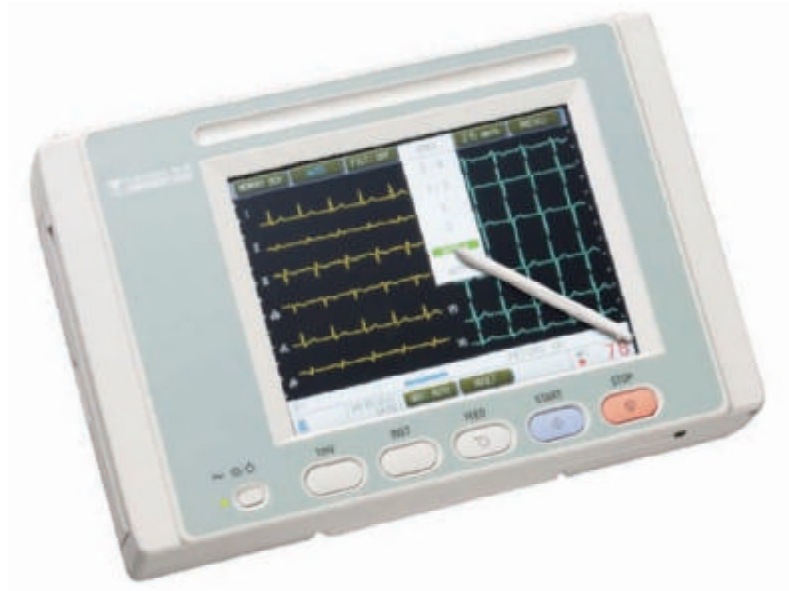
Стандартна комплектація: шнур живлення, кабель пацієнта, 4 електроди для кінцівок, 6 грудних електродів, акумулятор, рулон паперу, ЕКГ гель, інструкція

Зручність користування та переваги:

- Трирядковий РК-дисплей
- Роздруківка всіх 12 каналів (у групах по 3) менш ніж за 40 сек., вимірювання та клінічні коментарі висновки попереднього діагнозу
- Автоматична інтерпретація ЕКГ українською мовою
- Термопринтер високої роздільної здатності
- Пам'ять на 60 секунд

- Міцний корпус
- Працює від мережі та акумулятора

### **Електрокардіограф 6-канальний Cardisunny C-320, Fukuda ME (Японія)**



#### **Технічні характеристики**

<b>Тип</b>	6-канальний, стаціонарний/портативний, 12 відведень
<b>Екран</b>	РК, 640x480, сенсорний (touch screen), 8.4" по діагоналі
<b>Термопринтер</b>	високої роздільної здатності, 8 точок на 1 мм, папір Z-подібний та в рулонах, 145 ммx60 м
<b>Швидкість друку</b>	5/10/25/50 мм/сек
<b>Габарити</b>	318x213x76 мм, вага 3,3 кг
<b>Акумулятор</b>	1,5 години у режимі постійної роботи

Рис. 1.7 – Електрокардіограф 6-канальний Cardisunny C-320, Fukuda ME  
(Японія)

Стаціонарний/переносний багатофункціональний кардіограф. Великий сенсорний РК-екран із функцією інтерактивного введення даних. Інтерпретація ЕКГ за всіма основними кардіологічними параметрами, зведена в зручну таблицю. Працює від мережі та акумулятора. Виведення попереднього діагнозу українською мовою

#### Зручність користування

- Виведення на екран 3,6,12 кривих ЕКГ, домінант, збільшеного QRS-комплексу.
- Введення повної інформації про пацієнта.
- Виведення на екран пульсу, електронного годинника.

- Зберігання до 60 ЕКГ у внутрішній пам'яті електрокардіографа.
- Карта пам'яті CF для зберігання отриманої інформації (зберігання 4000 ЕКГ).
- Автоматичне/ручне керування, що супроводжується звуковими та візуальними сигналами.

Переваги роботи із сенсорним екраном. Велика сенсорна панель діагоналлю 8.4 дюйма дозволяє кардіологу безпосередньо під час роботи з програмою робити позначки на збереженому записі ЕКГ прямо на екрані. Внесення будь-яких коментарів лікаря за допомогою ручки-стилосу на Мето-сторінку з негайною роздруківкою даних на принтері

Можливість зупинки зображення на екрані (пауза) під час знімання ЕКГ  
 Стандартна комплектація: 4 електроди для кінцівок, шнур живлення, кабель пацієнта, 6 грудних електродів, сумка для електродів, акумулятор, рулон паперу, ЕКГ гель, коди інтерпретації, інструкція

### Електрокардіограф 1-канальний ECG-1001, Dixon



#### Технічні характеристики

<b>Режими роботи</b>	автоматичний, ручний
<b>Екран</b>	РК графічний, з відображенням кривої ЕКГ
<b>Термопринтер</b>	папір 50 ммх20 (30) м у рулоні
<b>Швидкість протяжки</b>	25, 50 мм/с
<b>живлення</b>	від мережі, від акумулятора
<b>Габарити</b>	288х210х70 мм
<b>Вага</b>	2,3 кг

Рис. 1.8 – 1-канальний електрокардіограф 1-канальний Dixon ECG-1001

Портативний надійний електрокардіограф для використання в машинах швидкої допомоги та вдома.

Зручність користування та переваги:

- Піднімається екран з ефектом антивідблиску
- Управління просте та зручне з плівковою клавіатури
- Одночасне оброблення відведень 12-ти електродів
- Вбудований термопринтер та акумулятор
- Передача даних на ПЕОМ

### Електрокардіограф 6-канальний Dixon ECG-1006.



#### Технічні характеристики ¶

Екран	→	РК-дисплей монохромний: 320x240 пікселів ¶
Термопринтер	→	папір: 110x140 мм, Z-подібний ¶
Швидкість протяжки	→	5; 6,25; 10; 12,5; 25; 50 мм/с ¶
живлення	→	від мережі, від акумулятора (280 записів EKG) ¶
Габарити	→	322x310x101 мм ¶
Вага	→	3 кг ¶

Рис. 1.9 Електрокардіограф 6-канальний Dixon ECG-1006.

Екран 5,7 дюйма з ефектом антивідблиску з роздільна здатність 320x240 пікселів.

- Ручка для перенесення
- USB інтерфейс запису та передачі даних
- Для збереження заряду акумулятора – Режим "Standby"
- Управління одним дотиком функціями

- Запис та зберігання даних ЕКГ – до 200 ЕКГ у пам'яті
- Захист від дефібриляції
- Вбудований літійовий акумулятор
- Різні формати друку звітів
- Зупинка зображення на екрані та запис у вибраному форматі
- Автоматичне визначення та запис аритмії
- Точна інтерпретація ЕКГ, попередній діагноз
- Заряд батареї вистачає 6 годин роботи
- Опціонально: ПЗ «Smart ECG Viewer»

### **Електрокардіограф 12-канальний ECG-1012 Expert, Dixon (Росія)**



Рис. 1.10 – Електрокардіограф 12-канальний ECG-1012 Expert, Dixon.

Основні характеристики:

- Кольоровий сенсорний екран – 12,1 дюймовий.
- Піднімається дисплей з ефектом антивідблиску.
- Зберігання 200 останніх досліджень.
- Попередній перегляд інтерпретацій та кривих.

- Перегляд ЕКГ до початку друку.
- Зупинка та повторення кривих ЕКГ для визначення епізодів аритмії.
- Проведення аналізів для варіабельності серцевого ритму.
- Проведення стрес-тесту.

Попередній перегляд та друк. Дозволяє попередньо переглядати, зберігати та друкувати ЕКГ у реальному часі одночасно, без втрати даних



Рис. 1.11 – Попередній друк та перегляд ECG-1012 Expert, Dixon.

**База даних.** Внутрішня пам'ять на 200 останніх досліджень, включаючи інтерпретацію, аналіз та попередній діагноз. Дані можна зберігати на жорсткому диску та flash-карті

**Керування зображенням.** Лікар може налаштувати режим та швидкість друку, чутливість, а також використовувати фільтр для покращення зображення ЕКГ замість проведення повторного дослідження



Рис. 1.12– Налаштування режимів керування зображенням та швидкістю.

**Запис та перегляд інформації.** Зупинка зображення та повернення на попередню сторінку для виведення на друк кожного епізоду порушення ритму

### **Технічні характеристики:**

Відведення, к-сть – стандартних відведень 12

Швидкість друку – 5, 10, 12,5; 25, 50 мм/с

Розміри аркушів – 210 мм х 30 м, в рулонах, Z-подібний

Екран РК-дисплей: 800х600 пікселів, багатобарвний сенсорний дисплей

Відображення: ЕКГ криві, час, ЧСС, режими роботи.

### **1.2.2 Системи неперервного кардіомоніторингу.**

#### **Система добового моніторингу ЕКГ ЕС-3Н, Labtech (Угорщина)**



Рис. 1.13 – Система добового моніторингу ЕКГ ЕС-3Н, Labtech (Угорщина)

Система холтерівського моніторування експертного рівня за доступною ціною. Висока якість автоматичного аналізу, широкий набір інструментів редагування, наявність усіх сучасних опцій, включаючи аналіз турбулентності серцевого ритму та альтернанс зубця Т. Легкі та зручні рекордери з бездротовим зв'язком з ПК дозволяють проводити реєстрацію ЕКГ за 3/12 каналами тривалістю до 7 днів.

Вбудований акселерометр дозволяє порівняти ЕКГ із руховою активністю пацієнта.

### Основні характеристики реєстратора ЕС-3Н:

- 1, 2, 3 або 12 каналів ЕКГ.
- Компактний розмір, легка вага до 50 г.
- Бездротовий (Bluetooth) зв'язок з ПК.
- Вбудований 3D акселерометр для визначення руху.
- Детекція кардіостимулятора.
- Кнопка подій пацієнта.
- Робота лише від однієї батарейки формату ААА.

### **Особливості програмного забезпечення**

- Простий дружній інтерфейс російською мовою
- Аналіз сегменту ST
- Класифікація шаблонів QRS комплексів
- Аналіз та огляд аритмій
- QT аналіз
- Аналіз варіабельності серцевого ритму (часовий та частотний домени)
- Аналіз Кардіостимулятора
- Аналіз турбулентності серцевого ритму (опція)
- Альтернанс зубця Т (опція)
- Аналіз фібриляції передсердь
- Детекція Апноє (опція)
- Режим суперімпозиції
- Різні форми заключного звіту
- DICOM, GDT



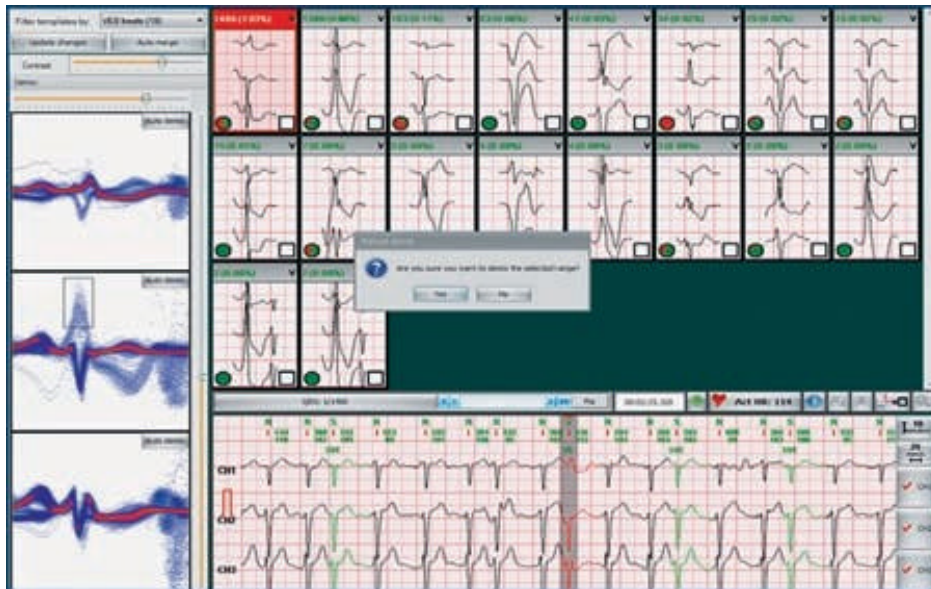


Рис. 1.14 – Візуалізація шаблонів ЕКГ ЕС-ЗН

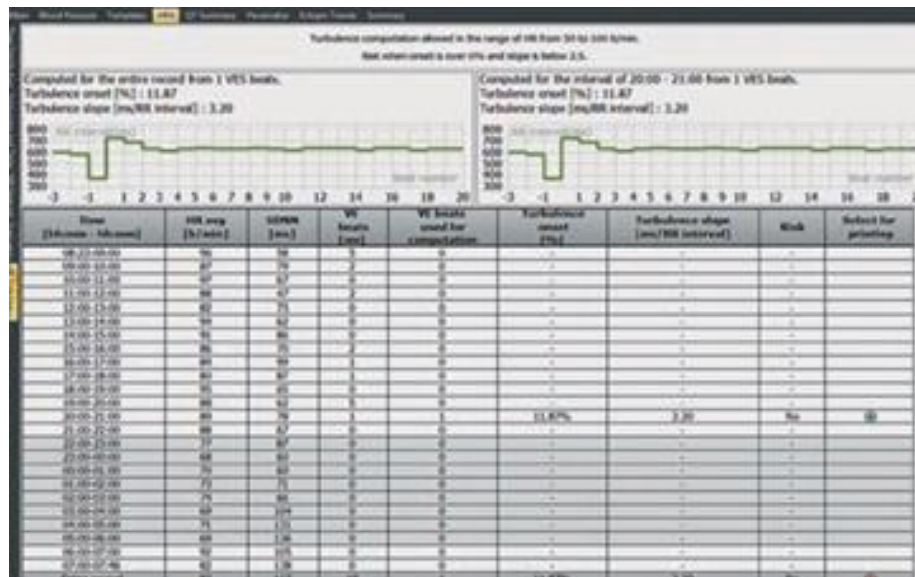


Рис. 1.15 – HRT – ефективний метод предиктивної медицини ЕКГ ЕС-ЗН.

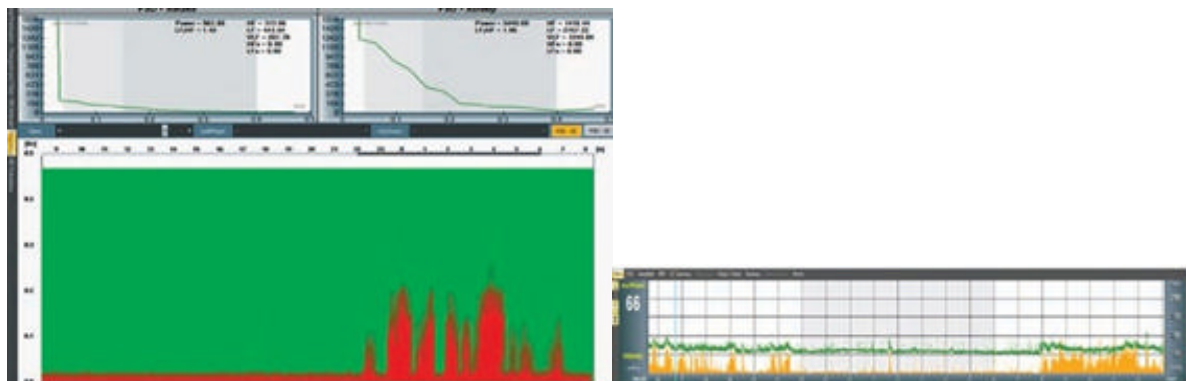


Рис. 1.16 – 2D спектральний аналіз ВСР Відображення даних рухової активності ЕКГ ЕС-ЗН.

## Система добового моніторингу ЕКГ та АТ Labtech, ЕС-3Н/АВР (Угорщина)



Рис. 1.17 – Система добового моніторингу ЕКГ та АТ Labtech ЕС-3Н/АВР.

ЕС-3Н / АВР - система біфункціонального монітування: реєстрація ЕКГ по 3 каналах одночасно з осцилометричною реєстрацією артеріального тиску.

### **Особливості системи**

- Аналіз сегменту ST.
- Класифікація шаблонів QRS комплексів.
- Аналіз та огляд аритмій.
- QT аналіз.
- Аналіз варіабельності серцевого ритму (часовий та частотний домени).
- Аналіз Кардіостимулятора.
- Аналіз турбулентності серцевого ритму (опція).
- Альтернанс зубця Т (опція).
- Аналіз фібриляції передсердь.
- Детекція Апноє (опція).
- Режим суперімпозиції.
- Різні форми заключного звіту.

- DICOM, GDT.

**Монітор добового моніторингу артеріального тиску Labtech EC-ABP  
(Угорщина)**



Рис. 1.18 – Монітор добового моніторингу артеріального тиску EC-ABP,  
Labtech

Система добового холтерівського моніторингу артеріального тиску (АТ) є неінвазивним реєстратором вимірювання АТ осцилометричним методом з можливістю запису до 250 вимірювань.

**Основні особливості**

- Висока точність виміру.
- Осцилометричний метод вимірювання.
- Низький рівень шуму під час накачування манжети.
- Реєстрація АТ протягом 24/48 годин.
- Інтервал вимірів: 25 – 260 мм. рт. ст.

- Крок вимірювань: 10, 15, 30, 45, 60, 90 хв.
- З'єднання з ПК через Bluetooth.
- Компактні розміри та легка вага.

### **Цифровий реєстраторCARDIOMEM CM 3000**



Рис. 1.19 – Цифровий реєстраторCARDIOMEM CM 3000

#### **Основні особливості**

- 3/12 каналів ЕКГ
- Запис ЕКГ високої роздільної здатності
- Об'єм пам'яті флеш-карти від 64 до 512 МБ
- РК дисплей, 128x64 пікс
- Параметри вимірювань: 2 – 3 канали ЕКГ, канал трансторакального імпедансу, детекція водія ритму
- Частота дискретизації: 128, 256, 512, 1024 Гц (стандарт 128 Гц)
- Частота оцифрування сигналу: 8, 10, 12 біт (стандарт 8 біт)
- Можливість заміни батарей під час дослідження
- Вага, включаючи батарею та картку пам'яті, менше 160 г
- Розміри 108x79x22 мм

## Цифровий реєстратор CARDIOMEM CM 4000/ CARDIOMEM CM 4000B



Рис. 1.20 – Цифровий реєстратор CARDIOMEM CM 4000/ CARDIOMEM CM 4000B

### Основні особливості:

- 2- або 3-канальна реєстрація ЕКГ, активність та дихання.
- Час роботи до 5 днів (залежно від типу батареї).
- Частота дискретизації 1024 Гц/12 біт.
- Сенсорний екран 2,4" з авторозворотом.
- Носій пам'яті - інтегрована картка microSD.
- Високошвидкісна передача даних через USB, Bluetooth.
- Розміри (CM 4000) 65x108x14, 5 мм.
- Розміри (CM 4000 B) 65x108x16, 5 мм.
- Вага, включаючи батарею (CM 4000) 89 г.
- Вага, включаючи батарею (CM 4000) 99 г.
- Час роботи 48 год (CM 4000), 120 год (CM 4000 B).

### 1.2.3 Системи стаціонарного кардіомоніторингу.

#### TONOPORT V, GE Healthcare

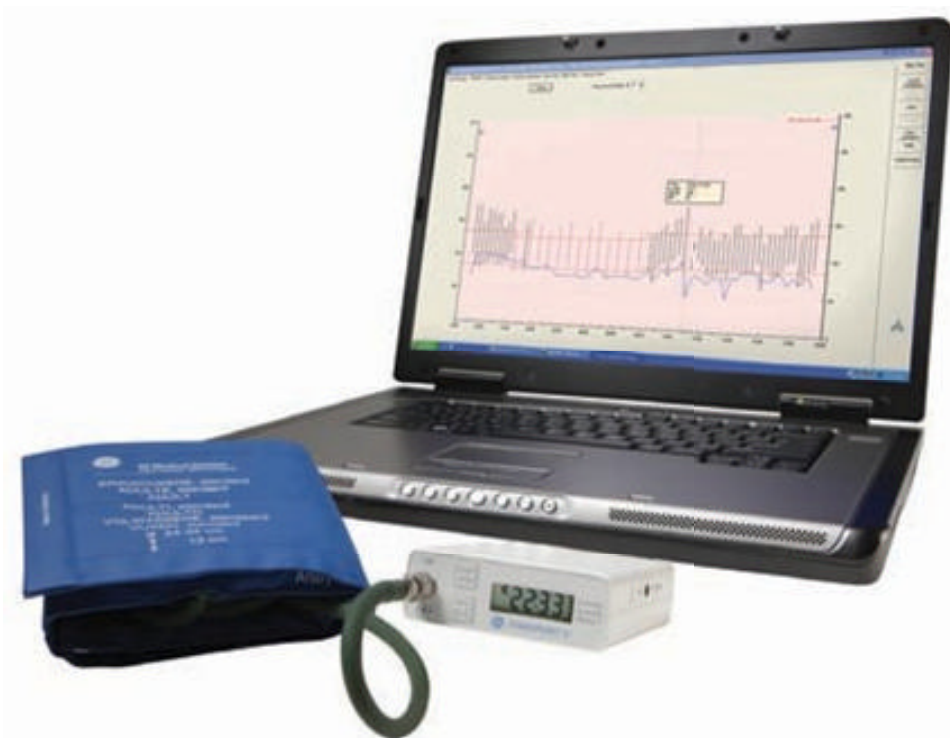


Рис. 1.21 – TONOPORT V, GE Healthcare

Система амбулаторного моніторингування АТ є інтегрованою частиною багатофункціональної кардіологічної системи CARDIO SOFT.

#### **Основні особливості:**

Малий розмір і легка вага забезпечують портативність та зручність у роботі. Програма аналізу з використанням перетворень Фур'є для систем Windows відповідає сучасним вимогам, що висуваються до обладнання для діагностики та моніторингу артеріальної гіпертензії та гіпотонії. Результати вимірювань можуть бути представлені у табличному варіанті, у вигляді трендів та у вигляді статистичних висновків. Можливе пряме роздрукування результатів вимірювань на принтері.

- Осцилометричний метод вимірювань
- Діапазон вимірів САД 60 - 260 мм рт. ст.
- ДАТ 40 - 220 мм рт. ст.
- Частота пульсу 35 - 240 уд/хв
- Перемикач денного та нічного режимів вимірювань

- Час заряджання акумуляторів 2 – 3 години
- Тривалість вимірів до 30 годин (200 вимірів на добу)
- Вага 215 г (включаючи акумулятори)

### Стрес-система ST-1212, Dixon



#### Технічні характеристики

Режим реєстрації	Одночасно 12 відведень
Частота дискретизації	1000 Гц
Тимчасова константа	$\geq 3,2$ )
Частотна характеристика	0,05 Гц- 150 Гц
Чутливість	2.5, 5, 10, 20 (мм/мВ)
Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу	$\geq 110$ ТМЄ
Друк звіту	Звіт за ступенем: медіани, фрагменти ЕКГ Тренди: рівень STj, ST, ST/ЧСС, <u>нахил ST</u>
Розміри модуля реєстрації ЕКГ	148 мм (д) x 100 м (ш) x 40 мм (в)

Рис. 1.22 – Стрес-система ST-1212, Dixon.

## **Основні особливості**

- Автоматична корекція базової лінії для забезпечення стабільного запису ЕКГ.
- Відображення в реальному часі на дисплеї 3/6/12 відведень ЕКГ та трендів ST.
- Аналіз усереднених комплексів, трендів та повного запису ЕКГ.
- Автоматичне підстроювання нульової (базової) лінії ЕКГ для оптимального друку.
- Високопродуктивні фільтри гарантують стабільність сигналів ЕКГ.
- Вбудовані протоколи для стрес-тестів, можливість створення власного протоколу.
- Управління тредміллом, велоергометром та монітором для вимірювання тиску.
- Готові формати звітів.
- Збереження всіх даних на жорсткому диску, можливість у будь-який момент перегляду та роздруківки даних стрес-тесту.
- Необмежена база даних пацієнтів.

Стрес-система включає електрокардіографічний модуль для реєстрації даних, бігову доріжку та програмне забезпечення для стрес-тесту, яке ви можете встановити на персональний комп'ютер або ноутбук.

З'єднання з комп'ютером відбувається через порт USB.

До складу системи може бути включений велоергометр, а також монітор тиску. Система відповідає сучасним вимогам до діагностичного обладнання для лікарень, медичних центрів та дослідницьких лабораторій.

### **Аналіз даних ЕКГ**

- Нормальна ЕКГ
- Частотна ЕКГ
- Високочастотна ЕКГ
- Дисперсія QT
- Векторна ЕКГ



- Векторно-тимчасова ЕКГ
- Аналіз турбулентності серцевого ритму (HRT аналіз)
- Аналіз варіабельності серцевого ритму (HRV аналіз)
- Сигнал-усереднена ЕКГ (тільки для ЕКГ у спокої)



Рис. 1.22 – Вимірювальна система ST-1212, Dixon.

### 1.3 Класифікація кардіографічних пристроїв

Застосування кардіографічних пристроїв (КГП) у медицині привело до визначеної спеціалізації приладів. кардіографічні пристрої поділяють на види і групи за контрольованими параметрами, властивостям в експлуатації, методами оброблення, зберігання і візуалізації отриманої кардіологічної інформації. Пропонована класифікація умовна, але визначає сфери використання та особливості КГП:

клінічні, швидкої допомоги, амбулаторні (переносні), реабілітаційні, тестуючі, санаторно-курортні.

Амбулаторні КГП використовують в стаціонарних умовах та після виписки. Вони контролюють зміни стану серцевої діяльності за повний період добової активності. Такі зміни не виявляються при проведенні

короткотривалого ЕКГ-дослідження в стані спокою. Отримана інформація про стан пацієнта дозволяє здійснити коригування типів та дозування лікарських препаратів, визначення максимальні припустимі фізичні навантаження. Малі габарити, маса, джерело автономного живлення дають змогу носити КГП на тілі пацієнта з укріпленими електродами 24 години на добу.

Кардіомонітор Холтера здійснює неперервний запис ЕКС на зовнішні носії пам'яті. В подальшому, метод Холтера удосконалений за рахунок використання процесорної техніки з використанням автоматичного цифрового швидкісного аналізу ЕКС. За звичай амбулаторні КГП використовують для діагностування основних типів кардіоаритмій через визначення параметрів зсуву ST-сегмента.

Застосування процесорних, цифрових напівпровідникових запам'ятовуючих пристроїв дає можливість проводити автоматичний аналіз зміщення сегмента ST та кардіоаритмій безпосередньо приладом з наступним запам'ятовуванням фрагментів патології ЕКС. Зручність КМ із напівпровідниковою пам'яттю полягає в тім, що дані обробки ЕКС можна одержати оперативно в будь-який момент часу, і запуск може бути здійснений самим хворим при поганому чи самопочутті під час серцевого приступу.

КГП **швидкої допомоги** здійснюють контроль стану серцевої діяльності пацієнта, дають можливість відновлення порушеного чи втраченого серцевого ритму. Усі КГП забезпечують спостереження ЕКГ, вимірювання частоти серцевих скорочень, дозволяють проводити стимуляцію, дефібриляцію серця. КГП швидкої допомоги мають працювати від живлення внутрішньої батареї, електричної мережі, акумулятора машини. Маса КГП швидкої допомоги лежить у межах 5-8 кг, що дозволяє їх легко переносити

**Клінічні** КГП використовуються в умовах медичного стаціонару та, в залежності від призначення, поділяються на декілька типів:

1. Кардіологічні КГП для палат реанімації та інтенсивної терапії. Відстежують в неперервному режимі загострення кардіологічних захворювань.

2. Хірургічні КГП використовують при проведенні хірургічних операцій на серцево-судинній системі, в післяопераційних палатах. Хірургічні КГП вимірюють великий перелік додаткових параметрів кровообігу і дихання (діасотилістичний, систолістичний, усереднений кров'яний тиск; похвилинний об'єм серця; температуру тіла; пульс і т.д.). Хірургічні КГП використовують як правило прямі методи вимірювання параметрів.
3. КГП акушерські застосовують у передродових палатах, родильних залах, для відділень інтенсивної терапії немовлят. КГП акушерські використовують у випадках серцево-судинних патологій породілей та контролю за сецевою системою немовлят. Акушерські КГП дозволяють вимірювати частоту серцевих скорочень матері і плоду по прямому електрокардіосигналу, ехокардіосигналу за доплером. КГП для новонароджених (недоношених і травмованих при родах) та дітей пацієнтів до дворічного віку, які хворі на запалення легень, здійснює вимірювання частоти серцевих скорочень, частоти дихання. Подає сигнал при збудженні серцевих ритмів, зупинках дихання.

**КГП Тестуючі** виконують функціональне діагностування станів серцево-судинної системи хворих і здорових людей. З їх допомогою процес ЕКГ-досліджень під навантаженням автоматизований. Вони визначають газовий склад повітря видиху пацієнта. Такі КГП забезпечені біжучими доріжками або велоергометрами з можливістю дозування навантажень пацієнта.

**Реабілітаційні КГП** для контролю ЧСС для умов зростаючих навантажень, забезпечують перевірку ефективної дії призначених лікарських препаратів.

**Санаторно-курортні КГП** використовують в кардіологічних санаторіях з метою контролю лікування. Це стосується особливо бальнеологічних курортів; лікувальних ванн, грязьових ванн і інших процедурах. Електроди ЕКГ опускаються у ванну і не закріплюються на пацієнті. При дозуванні навантажень використовують КГП, який подає сигнали тривоги при виході ЧСС за встановлені межі.

Найважливіше значення мають клінічні КГП для палат інтенсивної терапії. Їх будова найбільш складна та вміщує елементи інших типів КГП.

### 1.5 Структурні схеми кардіомоніторів

При всій різноманітності КГП вони можуть описуватись узагальненою єдиною структурною схемою (мал. 1.23). Електрокардіосигнал з електродів КГП поступає у блок підсилення, який його підсилює до рівня потрібного для подальшої обробки. Блок здійснює фільтрування сигналів та обмеження спектру частот вхідних сигналів для покращення завадостійкості, надійного виділення ознак ЕКС. В подальшому сигнал проходить дискретизацію (АЦП), для випадків цифрової обробки сигналів. Для бездротових каналів зв'язку між пацієнтом і КГП, ЕКС модулюється генератором передавача, який розміщений на пацієнті. Приймача приймає сигнал та передає його у блок підсилення і перетворення.

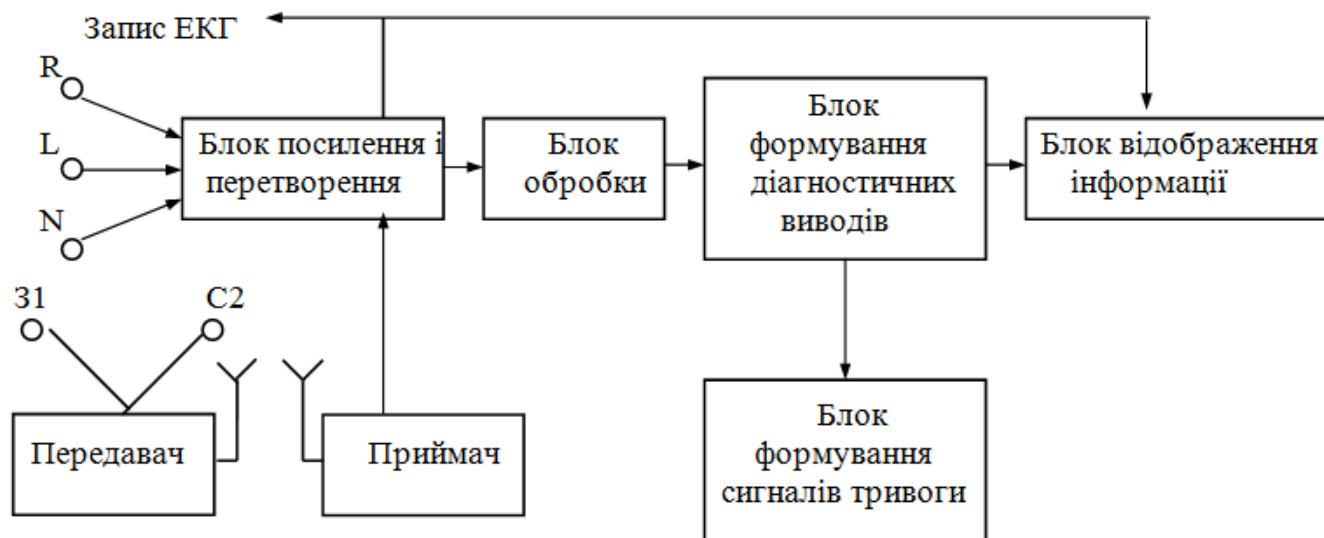


Рисунок 1.23 – Структурна схема КГП.

Підсилений та перетворений АЦП у цифрову форму ЕКС (для цифрових КГП) передається в блок обробки, де згідно встановлених алгоритмів цифровими чи аналоговими методами виконуються операції: виявлення R-зубців чи QRS-комплексів, виконується класифікування QRS-комплексів на

патологічні, нормальні. Визначені значення інтервалів RR та комплексів QRS передаються до блоку формування діагностичних висновків. Згідно отриманих даних ЕКС та алгоритмів визначення аритмій формуються діагнози.

Діагностичні висновки проходять порівняння з порогами, установленими для сигналізації, у блоці формування сигналу тривоги ЕКС і діагностичні висновки про характер аритмій візуалізуються у блоці відображення інформації.

Від технічного виконання КГП визначають як інструментальні й обчислювальні.

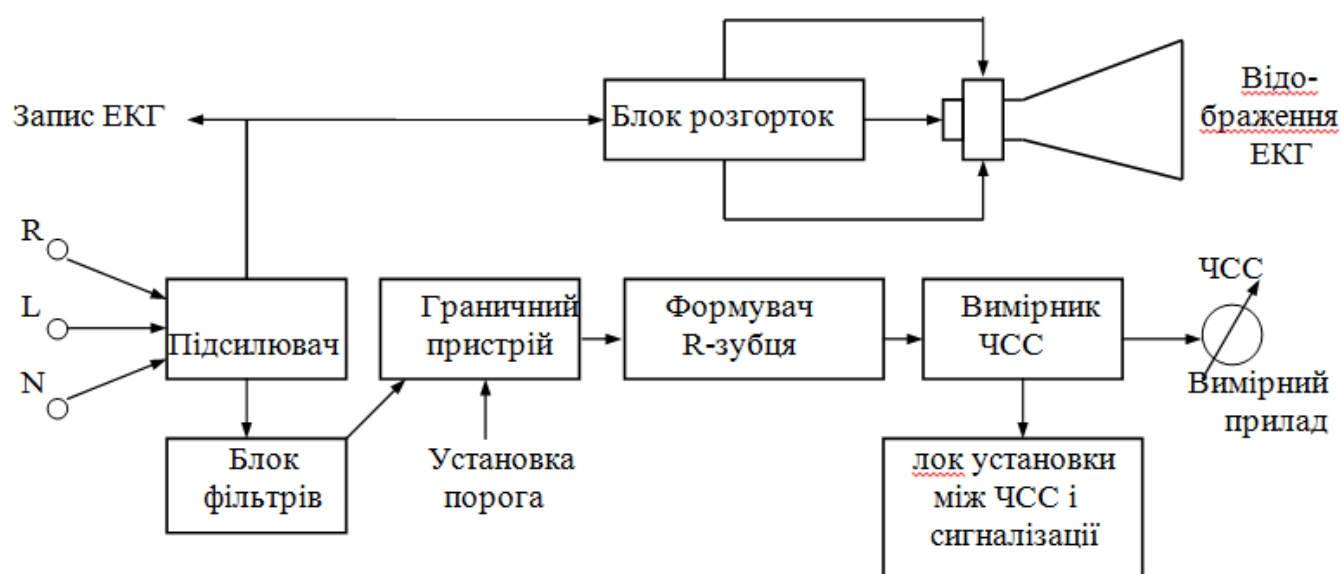


Рисунок 1.24 – Структурна схема аналогового КГП

**Інструментальні** КГП були першими. Вони використовують аналогові методи обробки ЕКС та аналогові засоби відображення інформації. В інструментальних КГП використовують цифрові засоби відтворення і візуалізації вимірних параметрів. Як правило ці цифрові засоби базуються на елементах комбінаторної логіки, що не дає можливостей зміни програм обробки, що є характерно для обчислювальної логіки, процесорної техніки на основі ЕОМ. Структурна схема інструментального КГП приведена на мал. 1.24.

В інструментальних КГП використовують аналогові методи обробки ЕКС, котрі базуються на визначенні R-зубців через частотну й амплітудно-часову селекцію.

Це забезпечує високу завадостійкість, але вносить у ЕКС значні спотворення, що не забезпечує точного диференціювання патологічних та нормальних шлуночкових комплексів. КГП такого типу використовують для спостереження ЕКГ на екрані, для вимірювання частоти серцевих скорочень, класифікації фонових збуджень серцевого ритму за попередньо встановленими межами для ЧСС.

Інструментальні КГП обмежені по технічним та функціональним можливостях що не задовольняє медичні потреби.

**Обчислювальні** КГП вирішують багато технічних, медичних, експлуатаційних проблем за допомогою ЕОМ, через програмну обробку сигналів, це покращує можливості виявлення аритмій за рахунок складних алгоритмів обробки.

Обчислювальні функції в КГП приведені до здійснення цифрової обробки ЕКС, аналізу даних, візуалізації результатів аналізу, забезпечують управління приладами. У обчислювальних засобів застосовують апаратні засоби процесорної техніки: мікропроцесорні системи, одно кристальні, одноплатні мікроЕОМ і.т.п. На мал. 1.25 зображена схема структурна КГП на базі двох мікроЕОМ.

Підсилений ЕКС дискретизується АЦП та в цифровому вигляді передається на мікроЕОМ1. МікроЕОМ1 виконує операцію стискування обсягів вихідного опису. Кількість відліків зменшується в 10...15 разів, це відповідно зменшує вимоги до швидкодії процесорних засобів що забезпечує синтез простих структурних алгоритмів визначення QRSкомплексу, означення його критичних точок. Компресовані дані ЕКС передаються у мікроЕОМ2. МікроЕОМ2 здійснює операції аналізу аритмій: зміну параметрів QRSкомплексів; вимірювання RRінтервалів; поділ по формі на патологічні, нормальні; визначення серцевих аритмій та перешкод.

Програма обробки вибирається в мікроЕОМ2 з клавіатури КГП. Виходи мікроЕОМ2 через інтерфейсний блок здійснює зв'язок з (ЦП) центральним постом та блоком формування результатів аналізу.

У зручній формі результати вимірювання передаються на пристрій візуалізації даних. При наявності порушень ЧСС, небезпечних для хворого, вмикається тривожна сигналізація.

Застосування двох мікроЕОМ в КГП визначено умовами жорсткого дотримання режиму реального часу при забезпеченні відповідної швидкодії обчислень складних алгоритмів і програм при обмежених обсягах ПЗУ.

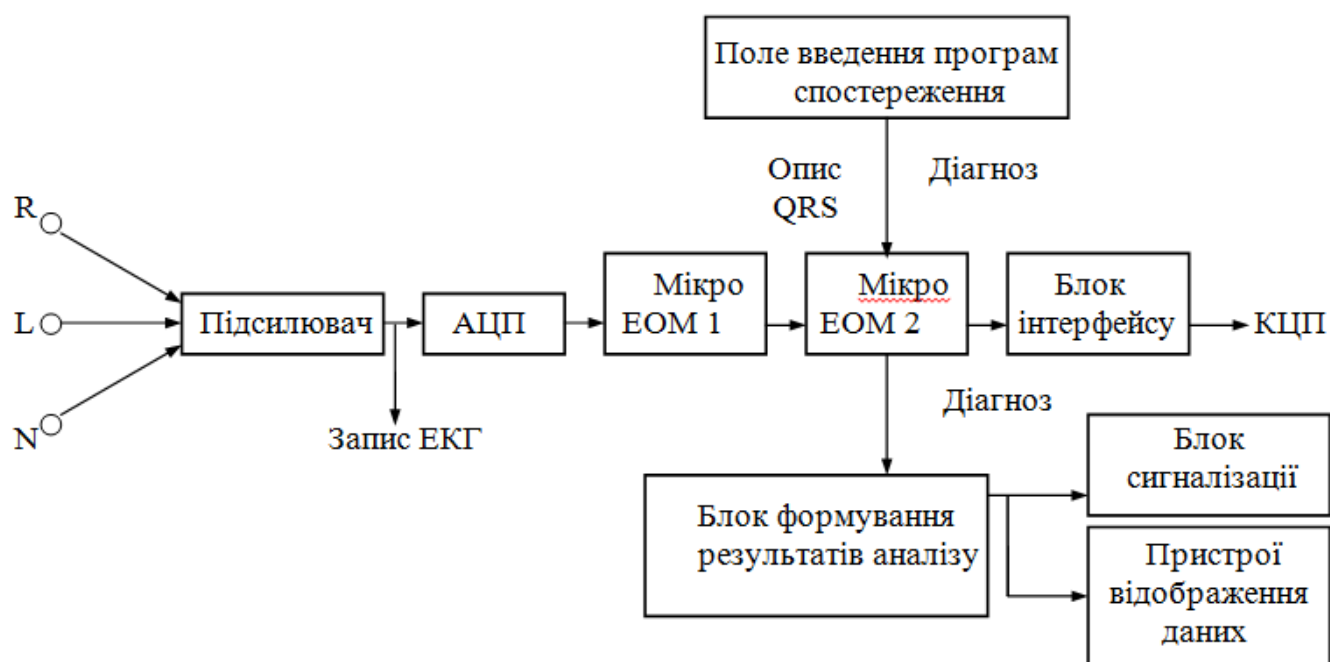


Рис. 1.25 – Схема структурна цифрового КГП.

## 2 ПРОЕКТНА ЧАСТИНА

### 2.1 Структурна схема системи кардіомоніторингу.

Проектована система містить наступні основні вузли:

- Блок збору даних,
- Блок узгодження та інтерфейсів,
- Блок управління,
- Блок індикації та візуалізації.
- Блок цифрового радіо модему.

БЗД та блок управління конструктивно розміщені в одному корпусі, що передбачає управління режимами збору даних про стан пацієнта. Блок радіомодему розміщений ближче до антенного пристрою в салоні швидкої допомоги. З'єднання блоку радіомодему з блоком збору даних кардіомоніторингу стану пацієнта здійснюється з допомогою кабелю з послідовною цифровою передачею даних по протоколу USB або RS485.

Загальне управління режимами роботи блоку збору інформації кардіомоніторингу стану пацієнта здійснюється мікроконтролерним блоком обчислювача, згідно заданих алгоритмів. Алгоритм вибирається за допомогою клавіатурного модуля процесорного блоку. Роботу процесорного блоку контролює схема Watchdog, при його зависанні, зацикленні видає сигнал Reset.

Операції з даними у системі (збирання, зберігання, передача даних) виконуються периферійними пристроями: АЦП – аналого-цифрового перетворювача, запам'ятовуючих пристроїв ОЗП і ПЗП, годинника Watchdog, мультиплексора і демультиплексора – комутатора, портів вводу-виводу.

Аналого-цифровий перетворювач дає змогу приймати інформацію з аналогових моделей кардіографів з їх лінійних виходів. Застосовано АЦП багатоканального типу, це забезпечує його функцію у якості комутатора входів.

Порти цифрових інтерфейсів RS232, RS485, USB схемно реалізовані для узгодження рівнів ТТЛ до даних інтерфейсних стандартів.

Система кардіомоніторингу стану пацієнта повинна забезпечувати



під'єднання до її каналів як кардіографів з цифровими, аналоговими виходами, тонометрів, реєстраторів пульсової хвилі по вищезгаданих інтерфейсах. Кардіографи з цифровими, аналоговими виходами, тонометри, реєстратори пульсової хвилі під'єднані до системи через комутатор–мультиплексор, який здійснює перемикання сигналів між портами входу-виходу.

Дані передаються в пакетному режимі, дані аналогових сигналів після АЦП в цифровому вигляді після завантаження їх з портів вводу-виводу зберігаються в буферній пам'яті до початку передачі. Обсяг буферної пам'яті розраховано для даних зі всіх входів системи.

Для кожного з відведень портів вводу-виводу здійснюється запис дати і часу проведення операції запису. Що відповідно при збоях у роботі системи, визначає котрі відгалуження записав контролер у ОЗП та відправив їх в центральний пункт та продовжити знімати показники з наступного відліку часу. Такий алгоритм забезпечує зменшення часових інтервалів завершення сеансу кардіомоніторингу для аварійних ситуацій в роботі системи.

Після зчитування інформації кардіомоніторингу та надсилання у систему команди “Передача”, система пересилає дані з буферної пам'яті в інтерфейсний порт радіомодему.

Радіомодем виконаний у вигляді окремого функціонально завершеного блоку, управління яким виконується по інтерфейсу RS–232.

У системі передбачена візуалізація інформації режимів роботи за допомогою рідкокристалічного дисплея, це забезпечує можливості працівників контролювати послідовності виконання операцій і команд. На екрані виводиться інформація про режими роботи, помилки, короткі текстові повідомлення з центрального комп'ютера. Це забезпечує додатковий канал зв'язку між лікарем у швидкій допомозі та центральним клінічним постом у лікарні.

Порт під'єднання ПЕОМ використовують для налаштування системи та пристроїв.

Тоді керування системою передається на ПЕОМ, а мікропроцесорний

блок використовують для інтерпретації прийнятих команд в форматі сумісні для системи.

Периферійні пристрої, – аналогово-цифровий перетворювач, ПЗП, ОЗП, таймер реального часу, рідкокристалічний дисплей, клавіатурний блок з'єднані шиною I<sup>2</sup>C, це значно спростило схемні рішення та конструктив системи кардіомоніторингу стану пацієнта.

## **2.2 Розробка схеми кардіографа із можливістю запису на карту SD**

У вибраному схемному рішенні вибрано покращені схеми апаратної частини кардіографа.

Розроблено двоканальний кардіограф: з частотою дискретизації 976.5625 Гц, внутрішнім аналогово-цифровим перетворювачем МК 10-12 біт, з реалізацією запису на карту SD результатів вимірювання кардіомоніторингу, введено додаткові давачі, функцію підключення до телефону для відображення кардіограми.

Версія 1.0 на базі PIC16F873A.

Проста та надійна схема. Низькі рівні дозволів кардіосигналу по амплітудному розмаху сигналів, для надійної фіксації R-зубців вони є прийнятні

Версія 2.0 на базі PIC16F873A.

У версії значно покращено якість записування сигналів кардіомоніторингу, без використання дорогої елементної бази, додано лише додаткову мікросхему ОУ.

Версія 2.1 на базі PIC18F26K42.

Покращено якість виділення та вимірювання сигналу кардіомоніторингу за рахунок мікроконтролера з 12-бітним АЦП та за рахунок збільшення часу акумулювання даних. Реалізовано алгоритм виділення R-зубців на мікроконтролері та індикація їх світлодіодом.

### **2.2.1 Двоканальний кардіограф:**

Двоканальний кардіограф містить два канали вимірювання ЕКГ, з частотою дискретизації 976.5625 Гц, обладнаний внутрішнім контролером АЦП – 12 біт, реалізує запис на карту SD, передбачає додаткові давачі та функцію підключення до телефону для відображення кардіограм.

Версія 2.1 DUO на базі PIC18F26K42.

Схемна реалізація подібна до одноканальної версії 2.1, але одночасно оцифровується 2 канали. Частота дискретизації кардіосигналу не змінилася, але потік інформації збільшився вдвічі.

#### **Реалізація відображення кардіограми на смартфоні.**

Розроблено програму для відображення кардіограм на телефоні або планшеті з ОС ANDROID. Достатньо підключити перехідник USB-COM до USB\_HOST по протоколу OTG пристрою. Підтримуються перехідники USB-COM на мікросхемах CP210x, PL2303, CH340G.

Лістинг вихідної програми EKG\_SD\_2020\_04\_15.apk в додатках.

Оновлена програма для взаємодії з кардіографом та обробки записів ЕКГ.

Остання оновлена версія програми для комп'ютера EKG\_SD\_2017\_v2\_10.

Версія для двоканального кардіографа EKG\_SD\_2020\_v2\_11duo.

Програмне забезпечення сумісне з усіма апаратними реалізаціями кардіографа. Перелік реалізації функціоналу:

- Для виділення R-зубців застосовано новий, класичний алгоритм на основі зваженого накопичення квадратів похідної кардіосигналу, за [3]. В результаті виділення R-зубців ЕКГ надійніше, інші зубці ефективно пригнічуються, у тому числі високий S-зуб ЕКГ.
- Додано функцію візуалізації RR інтервалів. У результаті тривалого запису ЕКГ легко шукати аритмії, екстрасистоли та інші паталогії. Також виявлення RR інтервалів – це можливість до аналізу варіацій серцевого ритму.
- Підтримується завантаження записів з SD-карти через карт-рідер у комп'ютері. Швидкість передачі підвищується, але SD карту доведеться

- під'єднати до комп'ютера. Пристрій має бути підключений для отримання номера першого вільного сектора, або номер ввести вручну.
- У списку СОМ-портів відображаються лише реально присутні у системі з ідентифікованими іменами.
  - При візуалізації ЕКГ у реальному часі в процесі запису пристроєм можна встановити інтервал відображення в секундах. При цьому відображається статистична інформація про сигнал: середнє значення, СКО, розмах амплітуди. Це дозволяє підналаштувати шумові характеристики підсилювачів.
  - Записи ЕКГ можна зберігати в rar-архівах, один файл \*.rar на один файл \*.екг. Програма розпаковує архіви, при установці необхідна unrar.dll в директорії програми або встановлений WinRar).
  - Двоканальна версія обробляє перший канал, а візуалізує обидва канали.
  - Оновлена довідка та документація програми. Опис роботи версії програми EKG\_SD в спеціальній частині даної кваліфікаційної роботи.

### **2.2.2 Опис схемного рішення для кардіографа**

Схема та опис варіанту ver. 1.0. кардіографа з функцією запису на карту SD приведено нижче по тексту роботи. Загалом схемне рішення для кардіографа є вдалим, кардіограф не вимагає додаткових налаштувань і може працювати відразу після включення.

Схема та програмне забезпечення кардіографа вдосконалені для версій ver. 2.0, ver. 2.1.

Програму для аналізу кардіограм можна покращувати у плані візуалізації та аналізу кардіосигналу, автоматичного виявлення серцевих імпульсів (R-зубців), пошуку проблем із ритмом.

Апаратне частині кардіографа можна покращувати у напрямках:

- підвищення якості запису кардіограми, зменшення перешкод та помилок дискретизації (версія 2.0);

- використання потужнішого мікроконтролера для підвищення функціоналу кардіографа (версія 2.1);
- перехід з "повільного" інтерфейсу COM (RS-232) на сучасніший інтерфейс USB;
- використання сучасних літієвих акумуляторів із зарядкою від USB;
- застосування АЦП більшої розрядності, або спеціалізованого біомедичного АЦП;
- збільшення кількості каналів (відведень) у кардіограми (версія 2.1duo);
- підтримка додаткових датчиків, годинника реального часу та засобів інерційної/глобальної навігації.
- візуалізація електрокардіограми на планшеті чи телефоні

Оскільки потужніші мікроконтролери, або високоякісні АЦП коштують дорожче і є менш доступні, запропоновано гнучкі зміни апаратної частини. Просте доопрацювання вихідної схеми дозволяє досягти максимальної якості оцифрування кардіосигналу без використання додаткового АЦП, а це найголовніше.

Незалежно можна розглянути варіант установки потужнішого мікроконтролера з 12-бітним вбудованим АЦП (версія 2.1). Для просунутого варіанту кардіографа використати багатоканальний зовнішній спеціалізований АЦП + USB мікроконтролер.

Версія кардіографа ver. 2.0 з доопрацюваннями аналогової частини кардіографа для покращення якості кардіосигналу

Принципова схема саморобного кардіографа з удосконаленою аналоговою частиною наведена на рисунку 2.1 нижче, файли вихідних програм прошивок мікроконтролерів у додатках.

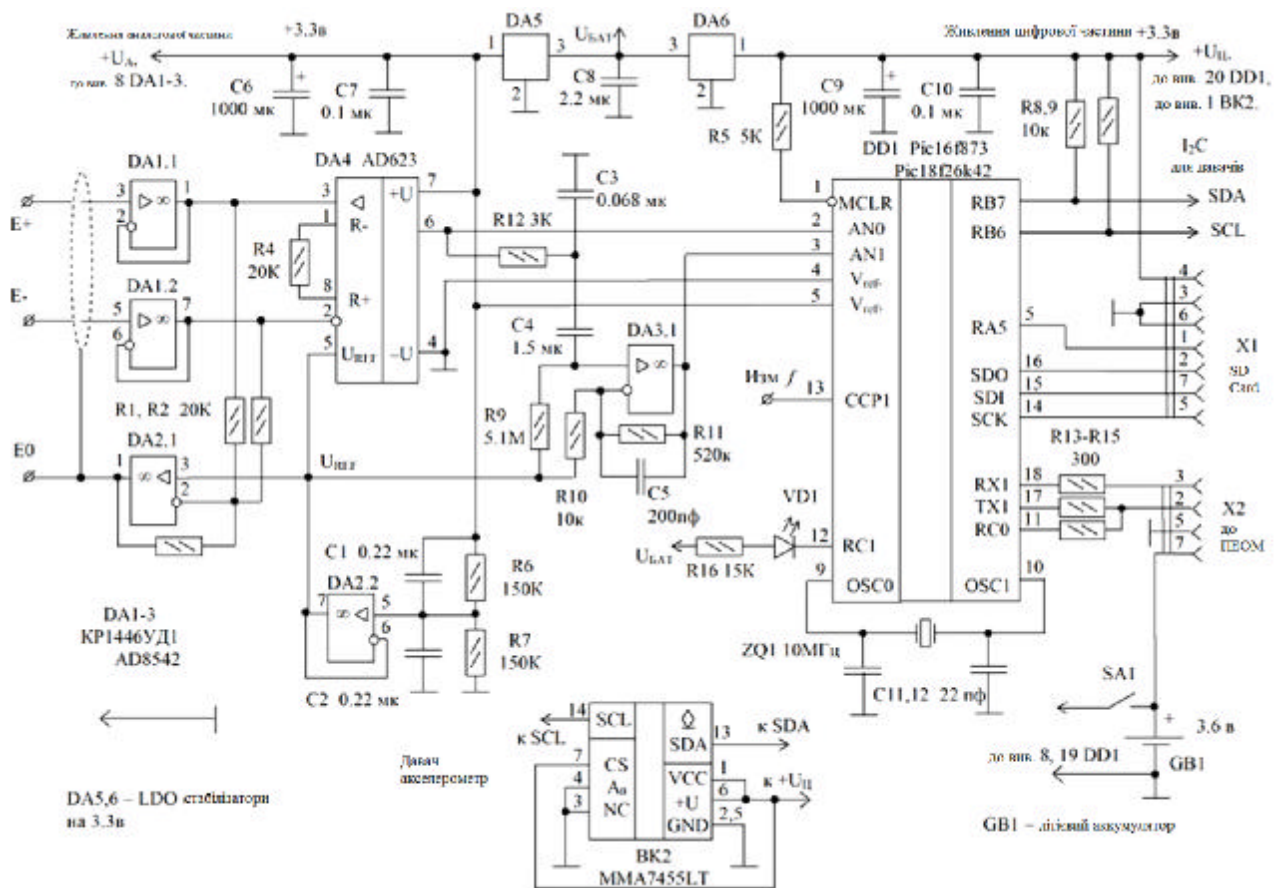


Рисунок 2.1 – Схема ЕКТ

Головне поліпшення схеми - перед подачею на МК АЦП кардіосигнал додатково посилюється ОУ DA3.1 ~50раз, що відповідно зменшує помилки дискретизації. Перед посиленням сигналу фільтром ВЧ на C4,R10 виключається постійна складова.

В результаті динамічний діапазон АЦП повноцінно використовується для оцифрування корисного кардіосигналу сигналу, а не зсувів ізолінії, що виникають через розбаланс електродів.

Також для зменшення шумів застосований ФНЧ на R12, C3, а також посилення DA3.1 на високих частотах обмежено C5 в ланцюгу зворотного зв'язку.

За стандартами, щоб уникнути спотворення кардіосигналу, фільтр постійної складової повинен мати постійну часу не менше 5 сек. Це легко забезпечити за рахунок високого входного опір ОУ DA3.1. Недоліком додаткового посилення кардіосигналу є те, що при різкій зміні напруги

розбалансу електродів, наприклад, у процесі встановлення електродів на тіло, виникне перевантаження підсилювача і кардіограф виявиться сліпим на час декількох т. Звичайно, корисна інформація при цьому фактично не втрачається, але цю особливість поведінки варто мати на увазі при інтерпретації кардіографічних даних.

Для подальшого покращення якості кардіосигналу вжито заходів щодо зменшення перешкод, які SD-карта та МК створюють при своїй роботі. Для цього застосований стабілізатор напруги живлення аналогової частини DA5. Відповідно, ця стабільна напруга подано на МК як опорне для АЦП (VREF). Для живлення цифрової частини (МК, SD-карта, датчики) також застосований окремий стабілізатор DA6 на 3.3в, це дозволяє SD-карті та акселерометру завжди працювати при номінальних напругах.

У порівнянні з першою версією кардіографа, на схемі відсутній термодатчик на DS1621, так як користь від нього сумнівна. Вимірювання температури тіла взагалі завдання складне. Але за бажання цей датчик можна поставити та включити опитування у прошивці. Акселерометр BK1 також не обов'язковий. Однак досвід показує безперечну користь від нього при інтерпретації довгих записів, тому що при цьому завжди виникають питання: зміни кардіограми пов'язані з руховою активністю або виникли власними силами.

Також у першій версії кардіографа вивід МК RA3 (вив. 5) використовувався як вихід сигналу CS вибірки SD карти. Тепер RA3 необхідний як вхід опорної напруги АЦП МК. Тому сигнал CS для SD карти видається з вив. МК RA5 (вив. 7). Також сигнал із виходу додаткового підсилювача подається на другий вхід АЦП AN1. На перший вхід AN0 подається сигнал безпосередньо з виходу інструментального підсилювача DA4. Це дозволяє програмно перемикатися між старим і новим підсиленими сигналами, щоб наочно переконатися в користі від додаткового підсилювача. Все це вплинуло на зміни прошивки контролера. Нова прошивка видає CS для SD карти на RA5 (вив. 7), а також за замовчуванням записує посилений сигнал

другого (AN1) входу АЦП. Прошивка підтримує перемикання по команді з комп'ютера з AN1 на AN0,

Додатковий ОУ DA3 - практично будь-який, бо вимоги до шумових характеристик для нього нижчі, ніж для підсилювачів у попередніх каскадах. Як DA4, DA5 можна використовувати будь-які аналогові мікросхеми - стабілізатори живлення на 3.3в і струмом до 100мА з низьким падінням напруги (LDO). Не варто використовувати стабілізатори, розраховані на великий струм, тому що падіння напруги на них та власне енергоспоживання значні.

Для живлення кардіографа найбільше доцільно використовувати літієві акумулятори відповідної ємності та розмірів, які можна заряджати від USB через стандартні схеми зарядки. Можна розмістити схему заряджання та перехідник USB-COM у корпусі кардіографа, щоб отримати прилад з інтерфейсом USB. Втім, можливо для економії розмірів переносного приладу перехідник і схему зарядки доцільно зробити зовнішніми. Це також дозволяє мати два перехідники: перший із гальванічною розв'язкою на оптопарах для спостереження за кардіосигналом у реальному часі та другий без розв'язки для заряджання та скачування кардіограм у комп'ютер.

### **2.2.3 Версія кардіографа 2.1 на базі мікроконтролера із АЦП 12 біт.**

Після доопрацювання аналогової частини логічно оновити цифрову, використавши замість морально застарілого PIC16F873A більш сучасний МК із 12-бітним АЦП. Якщо новий МК буде сумісний із вихідною схемою виводів, проте це обмежує вибір МК, зокрема виключає МК з USB. Але без USB новий МК дозволить забезпечити кращу якість кардіосигналу. Крім того, COM-порт має свою перевагу: простіше зробити оптоелектронну гальванічну розв'язку.

Прошивка успішно імпортована на PIC18F26K42. Це один із найновіших 8-бітних МК від мікрочіпів. При цьому кварцовому резонаторі на 10Мгц робоча частота МК в 4 рази вище. За рахунок цього до 39062.5 Гц збільшено частоту опитування АЦП, при цьому одна вибірка кардіосигналу формується



підсумовуванням 40 вибірок АЦП. Висока частота опитування АЦП знижує вимоги до аналогових фільтрів по входу АЦП і дещо підвищує "бітність" приблизно на  $\log_2(400.5) \approx 2.6$  біта.

Розмір буфера для кардіосигналу збільшений до 512 байт, це знижується вимоги до швидкісних характеристик SD-карти і дозволяє потенційно підвищити частоту опитування кардіосигналу, яка є досить висока,  $\sim 1$ кГц і число каналів, що записуються.

Замість МК PIC18F26K42 можна використовувати PIC18F27K42 чи PIC18F25K42.

Також у нову прошивку додано функцію аналізу кардіосигналу з розпізнавання R-зубців. Це розпізнавання використовується лише для індикації світлодіодом VD1 якості кардіосигналу. Кожен R-зубець відзначається спалахом світлодіода тривалістю 10мс, якщо йде запис на SD-карту. Якщо ж запис на SD-карту не виконується, це індикується подвійним спалахом світлодіода. Як показує практика, індикація працездатності кардіографа є дуже корисною функцією.

Для підвищення якості записів кардіограф слід збирати на двосторонній платі з перехідними отворами та великими полігонами.

Для прошивки нового МК розроблено допоміжні програми.

### **Двоканальна версія кардіографа 2.1DUO**

Використання потужного МК PIC18F26K42 дозволяє без проблем оцифрувати кілька каналів кардіограми. Розроблено версію прошивки, яка одночасно оцифрує сигнали по входах AN0 та AN1 МК та відповідна програма візуалізації та обробки кардіограм.

Двоканальну прошивку 2.1DUO можна використовувати з апаратною частиною одно каналної версії 2.1 кардіографа, при цьому фіксуватиметься сигнал до і після додаткового підсилення, що може бути корисно для перевірки роботи підсилювача, а також розширює динамічний діапазон кардіографа.

Також можна додати в апаратну частину другий канал: два нових електроди, вхідний ОУ, інструментальний підсилювач та при необхідності

додатковий підсилювач. Схеми віртуальної та активної землі дублювати не потрібно. Сформовані аналоговою частиною сигнали двох каналів подаються на входи AN0 та AN1 МК. На схемі двоканального кардіографа нижче датчик прискорення не показаний, його підключення таке саме, як і в одноканальній версії.

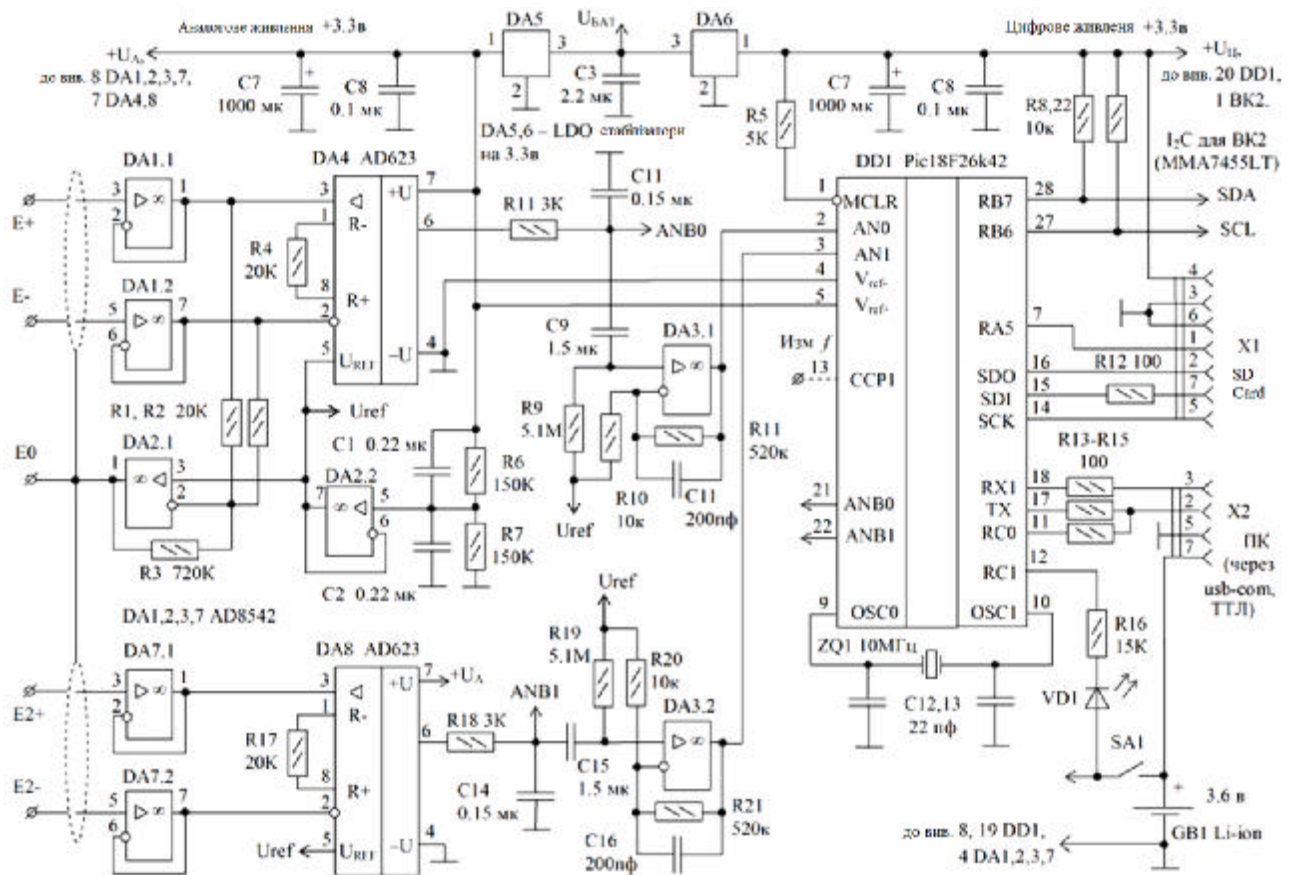


Рисунок 2.2 – Схема двоканального ЕКГ

При накладанні електродів потрібно досягати, щоб на вхід AN0 МК подавався сигнал з найбільш високими R-зубцями, оскільки саме цей канал використовується для виділення R-зубців при керуванні світлодіодом та обробці на комп'ютері.

У прошивці можна перемикається з пари входів AN0, AN1 на входи ANB0, ANB1, на які подається сигнал без додаткового підсилювача. Це дозволяє оцінити роботу додаткового підсилювача та за необхідності змінити його посилення під конкретні завдання.

## **2.2.4 Версії файлів прошивок мікроконтролера для кардіографа.**

Ver. 1.0 (PIC16F873)

Вхід кардіосигналу – AN0. Додатково прошивка забезпечує опитування термометра DS1621 та акселерометра MMA7455LT, а також вимірювання частоти сигналу на вході RC2 (CCP1)

Ver. 2.0 (PIC16F873)

Керування входом CS SD-карти перенесено на виведення RA5. Опитування термометра DS1621 вимкнено. Кардіосигнал оцифровується на вході AN1, входи AN2,3 використовуються як опорні напруги для АЦП МК. Підтримуються команди з комп'ютера по перемикачню входу кардіосигналу (AN1 або AN0), вибору опорних напруг АЦП (з входів AN2,3 або від живлення МК), з накопиченням сигналу або з проріджуванням. Якщо вставлена SD-карта, то при виникненні помилки запису на SD-карту пристрій перезавантажується: якщо вже заплановано вимірювання, то вони повинні вестись

Ver. 2.1 (PIC18F26K42)

Кардіосигнал займає повні 16 біт (12 біт АЦП + накопичення по 40 вибірок). Опитування термометра та вимірювання частоти не підтримуються. Додано управління світлодіодом по RC1 (CCP2), який блимає відповідно до виділених R-зубців (алгоритм виділення R-зубців реалізований у прошивці)/

Ver. 2.1\_duo (PIC18F26K42)

Оцифровується одночасно сигнал по входах AN0 та AN1. Формат запису на SD-карту не змінився, AN0 пишеться у парні вибірки, AN1 у непарні. Частота опитування кардіосигналу не змінилася (976.5625 Гц), у кожному каналі вибірка формується накопиченням 20 відліків АЦП. Потік запису на картку SD збільшився вдвічі.

## **2.2.5 Допоміжні програми для прошивки МК PIC18F26K42**

NikyComProgPIC18F26K42, програма для оновлення прошивок pic18f26k42 через COM-порт.

Для нового МК змінилися максимальний розмір прошивки та розмір станиці flash-пам'яті МК, тому програма для оновлення прошивок через СОМ-порт не вбудована у програму обробки кардіограм, а реалізована окремо.

NiKuJMDProgPIC26K42, програма для первинної (високовольтної) прошивки PIC18F26K42 через JMD-сумісний (підключається до com-порту) програма тора.

Цей МК досить новий, тому були складнощі з прошивкою його через JMD-сумісний з підключенням до com-порту програматор через відсутність підтримки в софті (наприклад, PicPgm). Фірма MicroCHIP має на увазі, що треба купити новий програматор. Проте протокол високовольтного програмування сучасних PIC МК настільки простий, що було розроблено власну програму для високовольтного програмування через com-порт

### **2.2.5 Підключення до кардіографа замість електродів пояса пульсомера**



Рисунок 2.3 – Електроди пояс спортивного пульсомера.

Можна підключити до кардіографа замість електродів пояса спортивного пульсомера. При цьому два контакти пояса підключаються до входів E+ та E-. Оскільки заземлювальний електрод біля пояса відсутній, необхідно встановити 2 симетруючі резистори від E+ та E- до віртуальної землі UREF. Опори резисторів мають бути близько 560КОм (підібрані експериментально, хоча теоретично можливі й великі значення).

Оскільки активна земля (E0) у такому включенні не використовується, при підключенні кардіографа до комп'ютера без гальванічної розв'язки візуалізація кардіограми стає неможливою через переведення наводок завод. Тому доцільно вивести контакт E0 назовні - при дотику до нього можна дивитися кардіограму. Також можна зробити гальванічну розв'язку COM-інтерфейс на оптопарах. Втім, при штатній роботі, батарейному живленні та відсутності підключення до комп'ютера, завади ефективно придушуються без активної землі.

Також відсутність заземлювального електрода до пояса є загрозою для вхідних ланцюгів кардіографа. У момент підключення до комп'ютера єдиний шлях статичного заряду, накопиченого на тілі, іноді дуже значного, лежить через входи ОУ DA1. Тому доцільно поставити послідовно з входами E+, E- резистори на 20-100 КОм, а також перед підключенням кардіографа до комп'ютера попередньо розряджати "статика" на корпус комп'ютера.

Пояс пульсомера хороший тим, що легко і швидко надягається, і в поєднанні з кардіографом дозволяє отримувати надійні вимірювання пульсу: на відміну від спортивних пульсомірів, ділянки кардіограми, які часто виникають під час руху, можна достовірно виявити і відбракувати. Однак не оптимальний вибір місць накладання електродів у пояса зменшує амплітуду корисного кардіосигналу і знижує перешкоди від "рухів" електродів. У цьому конструкція пояса така, що електроди пояса реагують великий спектр рухів тіла.

### **2.3 Вибір та розробка модемного пристрою.**

В розроблюваній системі кардіологічного моніторингу використовуємо радіочастотний модем PacificCrest. За технічними характеристиками, вирішено обрати радіомодем типу RFM96 .

Даний модем RFM96 спроектовано для систем телекерування, – вимірювання, відповідно, забезпечує високу надійність організації каналів зв'язку для передачі даних між мобільними, віддаленими станціями.

Модем містить цифрову частину, котра забезпечує передачу інформації

інтерфейсом USB, RS232. Процесорний блок радіомодема здійснює управління його режимами роботи.

Радіочастотний трансивера здійснює генерацію високочастотних модульованих сигналів передачі сигналу у ефірі. У комплект включено вихідний підсилювач, – потужність передавача зростає до 35 Вт. У різних комплектуваннях радіомодема, антена підключають до виходу модема або до виходу підсилювача, безпосередньо.

Схема модема побудована на базі програмованого частотного цифрового синтезатора, це дає можливість його налаштування на будь-які частоти в межах діапазону цивільної апаратури.

Основні технічні характеристики радіомодему приведено в таблиці 2.1.

Згідно інформації PacificCrestCorporation, радіомодем RFM96 дають рівень помилок прийому-передачі сигналів менше 1%, при рівні вхідного сигналу 0,5 мкВ. За допомогою кодування по Хемінгу при застосуванні 16-bit-коду CRC, імовірність помилкового розпізнавання даних передачі зведено до мінімуму. Це забезпечує відповідну стійкість роботи радіомодему від різного типу перешкод і завад, наприклад, – електрозварка, іскріння контактів, і.т.п.

Використання модему з апаратним кодуванням інформації спрощує алгоритми функціонування для мікроконтролерної системи і зменшує витрати машинного часу на передачу даних.

Максимальну робочу відстань радіомодему визначають параметри потужності передавача та типу антени. Для автомобільної антени, потужності підсилювача ВЧ – 15 Вт, стійкий зв'язок здійснюється на віддалі до 11-15км. Максимальна відстань передачі даних – 19-21км, проте завдяки великому ослабленню сигналів відсоток помилок суттєво зростає, що відповідно впливає тривалості сеансів зв'язку. Рахуємо, що між автомашиною та клінічним пунктом відсутні значні перешкоди, наприклад, великих будівлі, пагорби, гори, і.т.п.. У зоні “прямої видимості” можливий зв'язок на відстані 25 км.

Застосування даного модему RFM96 забезпечує його застосування для середнього за розмірами населеного пункту України, та близьких до нього

селищ. Для забезпечення прийому/передачі інформації на більші відстані радіомодем комплектується підсилювачем ВЧ потужністю 35 Вт.

Таблиця 2.1 – Технічні, експлуатаційні характеристики радіомодема PacificCrest RFM96

Параметр	Одиниця	мін.	тип.	макс.	Примітка
Робочий діапазон частот, дозволений Державною Комісією з Радіочастот	МГц	150	—	170	VHF 15
		415	—	427	UHF 41
		442	—	447	UHF 43
Тип модуляції	GMSK (Гаусовська частотна модуляція)				
Ширина каналу	кГц	—	25	—	—
Загальна кількість синтезованих частотних каналів	—	—	1600	—	—
Випромінювана потужність	Вт	—	2	—	—
		—	15	—	—
		—	35	—	—
Швидкість передачі даних	бод	—	4800	—	—
		—	9600	—	—
Час ініціалізації передавача	мс	—	12	18	—
Тривалість неперервної передачі	с	—	—	60	—
Чутливість приймача	мкВ	0,45	—	—	—
Час ініціалізації приймача	мс	—	12	18	—
Кодування інформації	Код Хемінга, CRC 16 біт				
Зовнішній інтерфейс	RS232, з'єднувач DB9, або герметизований (аналог 2PM)				
Антенний інтерфейс	З'єднувач типу BNC, 50 Ом				
Робочий діапазон температур	°C	-30	—	+60	—
Напруга живлення	В	10	—	16	—
Споживана потужність при напрузі живлення 13,6 В	Вт	—	1,2	—	В режимі прийому
		—	10,2	—	В режимі передавача з потужністю 2 Вт
		—	59	—	В режимі передавача з потужністю 15 Вт
		—	129	—	В режимі передавача з потужністю 35 Вт
Габаритні розміри	мм	71x33x132			Без підсилювача (2 Вт)
		90x94x132			З підсилювачем (15/35 Вт)
Маса	кг	—	0,26	—	Без підсилювача (2 Вт)
		—	1,25	—	З підсилювачем (15/35 Вт)

## 2.4 Розробка LCD-індикатора

Для візуалізації режимів роботи системи кардіомоніторингу стану пацієнта, виводу повідомлень у текстовому режимі застосуємо LCD графічний дисплей BOLYMIN типу SC32240A, з розширенням 320x240 символів 1/4VGA. Переваги LCD графічного дисплею BOLYMIN є малі споживана потужність та габаритні розміри, вбудований драйвер керування, виконаний на простому 8-бітному інтерфейсі, живлення типовою напругою +5В. В системі кардіомоніторингу стану пацієнта використовуємо тип SED1335. Дисплей градацій сірого кольору з жовтою LED під світлою, Експлуатаційний діапазон температур від -20 до +60 °С. Тип прошивки ПЗП – кирилиця /англійський.

Технічні характеристики індикаторів подані в таблицях 2.2 і 2.3.

Таблиця 2.2 –Характеристики SED1335

Параметр	Одиниця	Значення
Розмір модуля	мм	152,0x109,0x12,7
Площа огляду	мм	115,19x86,39
Розмір символу	мм	3,20x5,55
Крок розміщення символів	мм	3,7x5,95
Розмір точки	мм	0,34x0,34
Крок розміщення точок	мм	0,02x0,020

Таблиця 2.3 –Характеристики SED1335

Параметр	Одиниця	мін.	тип.	макс.	Примітка	
Керуюча напруга	В	—	4,8	—	При температурі 0°C	
		—	4,5	—	При температурі 25°C	
		—	4,2	—	При температурі 50°C	
Напруга живлення (U <sub>ж</sub> )	В	4,7	5	5,3	—	
Вхідна напруга	Високий рівень	В	2,2	—	U <sub>ж</sub>	—
	Низький рівень	В	0	—	0,6	—
Вихідна напруга	Високий рівень	В	2,4	—	—	—
	Низький рівень	В	—	—	0,4	—



Індикатори працюють без конденсації при вологості до 90% та вібраційних навантаження амплітудою – 2мм та частотою 9–50Гц. Ударна міцність – 20g вздовж будь-якої осі.

Значення часових інтервалів роботи дисплея наведені в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 – Динамічні характеристики дисплеїв

Параметр	Позначення	мін.	макс.	Одиниця
Тривалість циклу запису/читання	$T_{\text{ц}}$	500	—	нс
Тривалість тактового імпульсу	$T_{\text{т.і.}}$	220	—	нс
Тривалість фронту/тилу	$T_{\text{ф}}, T_{\text{т}}$	—	25	нс
Час встановлення адреса реєстра	$T_{\text{вст.а.}}$	40	—	нс
Час утримування адреса реєстра	$T_{\text{утр.а.}}$	10	—	нс
Час встановлення даних	$T_{\text{вст.д.}}$	60	—	нс
Час утримування даних (запис)	$T_{\text{утр.д.}}$	10	—	нс
Час затримки встановлення даних	$T_{\text{з.д.}}$	60	120	нс
Час утримування даних (читання)	$T_{\text{утр.д.}}$	20	—	нс

## 2.5 Розрахунок похибки приладу

Розраховано похибки аналогового каналу системи кардіомоніторингу.

Похибки визначають за виразом:

$$\delta_{\text{Пр.}} = \delta_{\text{Вх.к.}} + \delta_{\text{АЦП.}} \quad (2.1)$$

де:  $\delta_{\text{АЦП.}}$  - похибки АЦП квантування,  $\delta_{\text{Вх.к.}}$  - похибки вхідних каскадів;

Похибки по входу розраховані як відхилення опорів R1, R7 від номіналу.

Функція коефіцієнта передачі каскаду:

$$K = \frac{U_{\text{Вих.}}}{U_{\text{Вх.}}} = -\frac{R7}{R1} \quad (2.2)$$

Абсолютна похибка буде рівна:

$$\Delta K = \frac{R7}{R1^2} \cdot \Delta R1 + \frac{1}{R1} \cdot \Delta R7 \quad (2.3)$$

Визначимо відносну похибку за формулою:

$$\delta K = \frac{\Delta K}{K} = \frac{\Delta R1}{R1} + \frac{\Delta R7}{R7} = \delta R1 + \delta R7. \quad (2.4)$$

У схемі використано резистори з похибкою 1%, тому похибка коефіцієнту масштабування складе  $\delta K = 1 + 1 = 2\%$ .

Похибка зміщення напруги нульового рівня викликана відхиленнями номіналів подільника R5, R2 та дрейфом напруги живлення. Напруга зміщення визначається за формулою:

$$U_3 = U_{ж} \cdot \frac{R5}{R2 + R5}. \quad (2.5)$$

Похибка по напрузі прийме вигляд:

$$\Delta U_3 = U_{ж} \cdot \frac{R5}{(R2 + R5)^2} \cdot \Delta R2 + U_{ж} \cdot \frac{R2 + 2 \cdot R5}{(R2 + R5)^2} \cdot \Delta R5 + \frac{R5}{(R2 + R5)^2} \cdot \Delta U_{ж} \quad (2.6)$$

Якщо резистори  $R2=R5=R$ , тоді записуємо:

$$\Delta U_3 = U_{ж} \cdot \frac{R}{2 \cdot R^2} \cdot \Delta R + U_{ж} \cdot \frac{3 \cdot R}{2 \cdot R^2} \cdot \Delta R + \frac{R}{2 \cdot R^2} \cdot \Delta U_{ж}, \quad (2.16)$$

або:

$$\Delta U_3 = U_{ж} \cdot \frac{1}{2} \cdot \delta R + U_{ж} \cdot \frac{3}{2} \cdot \delta R + \frac{1}{2 \cdot R} \cdot \Delta U_{ж}, \quad (2.7)$$

Допуск номіналів резисторів – 1%, похибка напруги встановлення живлення – 2.5% ( $\Delta U_{ж} = 0,075$  В), тоді:

$$\Delta U_3 = 5 \cdot \frac{1}{2} \cdot 0,01 + 5 \cdot \frac{3}{2} \cdot 0,01 + \frac{1}{2 \cdot 1000} \cdot 0,075 = 4,2 \text{ (мВ)}.$$

Знаходимо відносну похибку по діапазону вимірювань:

$$\delta U = \frac{4,2}{500} = 0,0084 \approx 0,84 \text{ \%}.$$

АЦП дає похибку через обмежену розрядність. Обране АЦП розрядність – 8. Квантування сигналу здійснюється по  $n = 2^8 = 256$  рівням. Отримана похибка кроку квантування:

$$\Delta U = U_{\text{макс.}} \cdot \frac{1}{2^n}, \quad (2.8)$$

де:  $n$  - розрядність АЦП,  $U_{\text{макс.}}$  - амплітуда максимального вхідного сигналу.

Після підстановки:

$$\Delta U = 500 \cdot \frac{1}{2^8} = 1.8 \text{ (мВ)}.$$

Знаходимо відносну похибку по діапазону вимірювань:

$$\delta U = \frac{1,8}{500} = 0,0036 \approx 0,36 \text{ \%}.$$

Загальна похибка при АЦП перетворенні сигналу:

$$\delta_{\text{пр.}} = 2 + 0,84 + 0,36 = 3,2 \text{ \%}.$$

За вимогами до моделей кардіографів з аналоговими лінійними виходами, похибка реєстрації ЕКГ – до 20 %. Розроблена система кардіомоніторингу забезпечує передачу та перетворення даних і сигналів практично без втрат.

## 3 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

### 3.1 Призначення програми EKG\_SD\_2022

Програма EKG\_SD\_2022.exe призначена для використання спільно з пристроєм кардіограф для фіксації вимірювань ЕКГ на карті пам'яті SD" (далі "пристрій"). Частина функцій виконується пристроєм самостійно, частина під керуванням EKG\_SD\_2022.exe.

Пристрій (схема + програма мікроконтролера) забезпечує:

- зчитування, посилення та оцифрування кардіосигналу в одному каналі;
- Вимірювання температури в заданій точці інтегральним цифровим термометром DS1621;
- Вимірювання прискорень, головним чином положення вектора сили тяжіння для визначення орієнтації пристрою в просторі;
- Вимірювання частоти сигналу від додаткового датчика на вході мікроконтролера CCP1;
- запис потоку вимірювань на картку пам'яті micro-SD (якщо вона встановлена);
- взаємодія із комп'ютером (програмою EKG\_SD\_2022.exe) через інтерфейс RS-232.

Програма EKG\_SD\_2022.exe виконується на персональному комп'ютері та забезпечує виконання наступних функцій:

- Завдання режиму роботи пристрою: або режим запису кардіограми на картку пам'яті SD; або режим копіювання раніше записаних даних на комп'ютер;
- візуалізація кардіограми, температури, прискорень, частоти та стану пристрою у процесі запису даних на SD-карту;
- Зчитування списку записаних на SD-карту файлів;
- Копіювання на комп'ютер вибраних файлів;

- збереження оцифрованого кардіосигналу у широко поширеному форматі WAVE PCM;
- цифрову фільтрацію кардіосигналу, розпізнавання R-зубців та розрахунок частоти пульсу як функції часу;
- ідентифікацію ділянок відсутності чи спотворення кардіосигналу;
- спільну візуалізацію вихідного кардіосигналу, фільтрованого кардіосигналу, розпізнаних R-зубців, частоти пульсу, температури, прискорень та частоти на вході СС1 для їхнього аналізу оператором;
- експорт цих даних як функцій часу в текстові файли, які можуть бути використані в сторонніх програмах (наприклад, Excel).

### **3.2 Режими роботи програми**

Програма може функціонувати у трьох режимах:

- режим візуалізації кардіограми, показань датчиків, стану запису в процесі запису даних на картку SD;
- режим копіювання раніше записаних даних на комп'ютер;
- режим обробки та аналізу кардіограм.

Перші два режими відповідають двом режимам, у яких може бути пристрій. Для роботи в цих режимах до СОМ-порту комп'ютера має бути підключено пристрій, а номер відповідного порту має бути вибраний у програмі.

Третій режим включає аналіз кардіосигналу з метою обчислення частоти пульсу та спільну візуалізацію пульсу та показань датчиків для їх аналізу оператором.

### **3.3 Режим візуалізації кардіограми**

Відразу після запуску програми вона перебуває у режимі візуалізації кардіограми, рис. 3.1. Режим призначений для контролю якості кріплення електродів на тілі або використання пристрою без SD-карти для перегляду кардіосигналу в реальному часі. Для переходу в цей режим також можна

натиснути кнопку «Почати відображення ЕКГ» (при цьому пристрої надсилається відповідна команда).

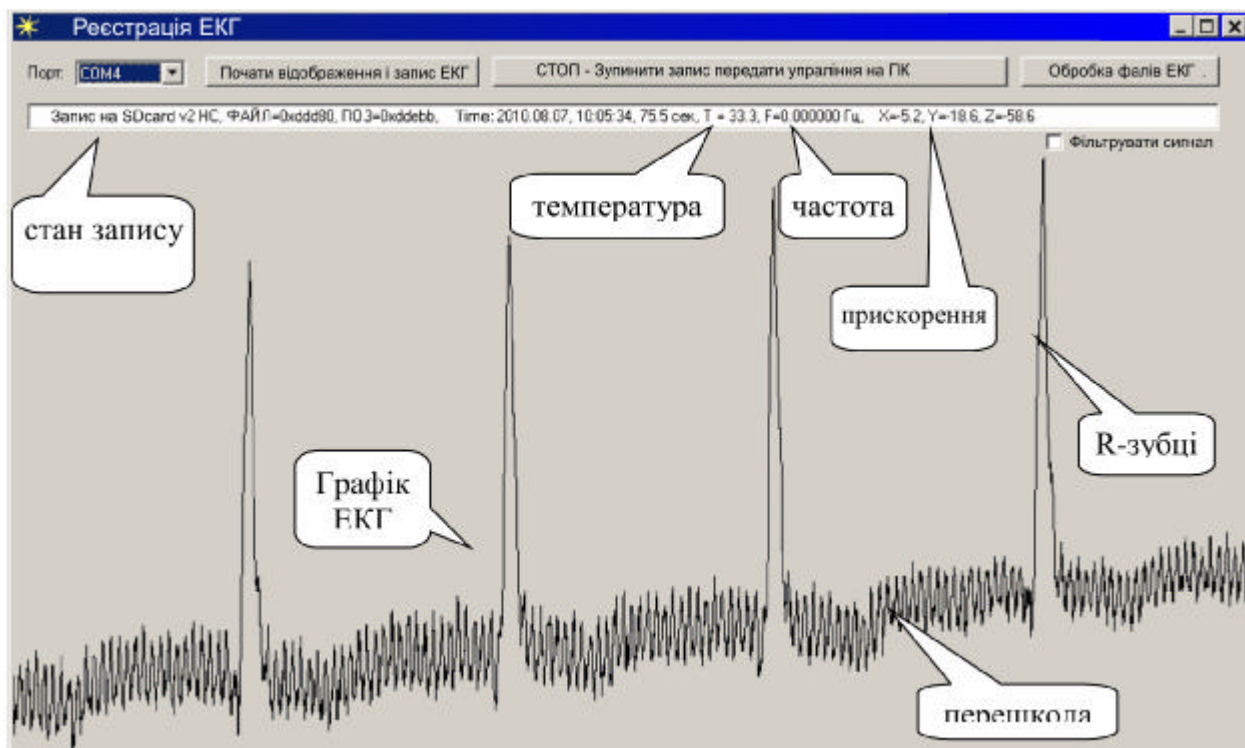


Рис. 2.1 – Програма у режимі візуалізації ЕКГ

Якщо пристрій увімкнено і дійсно знаходиться в режимі запису, то у верхній частині вікна відображається рядок стану процесу запису на SD-карту, вимірювання температури, частоти на вході CCP1 та прискорення X,Y,Z. Нижче відображається графік оцифрованого кардіосигналу за останні 3 секунди. Масштаб графіка по вертикалі програмою вибирається автоматично. Стан запису на SD-карту включає тип SD-карти (наприклад, SDv2 HC), номер першого сектора файлу (ФАЙЛ=0xddd80), перший вільний для запису сектор EmptyPos (ПОЗ=0xddebb), який постійно збільшується. Також відображається дата і час початку запису, та її тривалість (ЧАС 2022.08.07, 10:33:47, 519.5 сек). Опція "Фільтрувати сигнал" запускає механізм фільтрації кардіосигналу перед його відображенням. При цьому використовуються поточні параметри обробки кардіосигналу (див. п. 5 нижче).

### 3.4 Режим копіювання файлів

Для переходу в режим копіювання даних, що були раніше записані на комп'ютер, необхідно натиснути кнопку «СТОП». При цьому пристрій припиняє запис даних на картку SD і готується до прийому команд від комп'ютера. Головне вікно програми набуває вигляду, показаного на рис. 3.2.

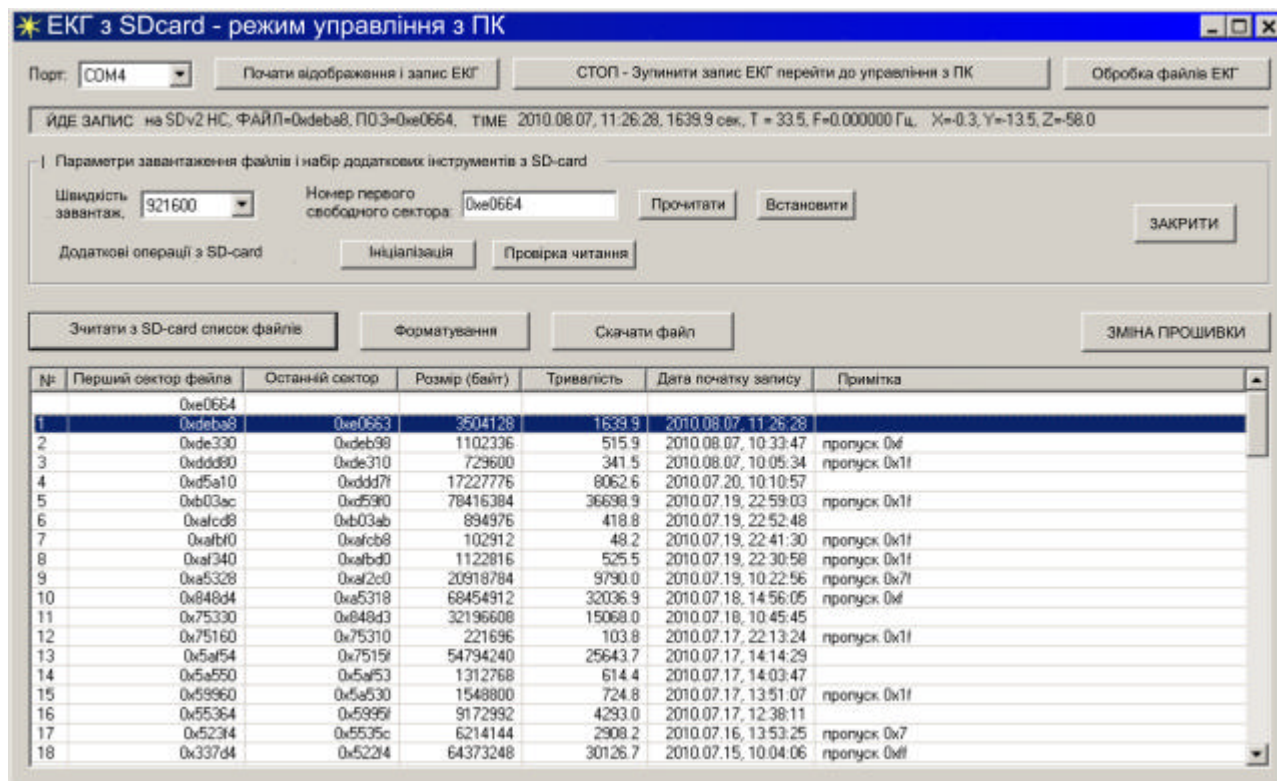


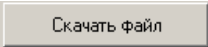
Рис. 3.2 – Програма у режимі зчитування файлів

Основні операції в цьому режимі – завантаження списку файлів та копіювання вибраного файлу на комп'ютер.

Для завантаження із SD-карти списку записаних файлів необхідно натиснути кнопку «Зчитати з SD-Card». Список файлів формується послідовно, починаючи з записаного останнім. Спочатку програма запитує пристрій номер EmptyPos першого вільного для запису сектора. Тоді сектор, що передує EmptyPos, є останнім сектором записаного останнім файлом. Прочитавши цей сектор, можна визначити перший сектор файлу. Тоді попередній сектор є останнім сектором передостаннього файлу, і так далі. Додатково враховується, що через буферизації картою SD даних, що записуються на неї, у разі раптового

відключення живлення останні кілька секторів файлу можуть бути втрачені, причому МК не знатиме про це. Тому при переході до попереднього файлу завжди аналізується ціла група секторів, що передують першому сектору поточного файлу або EmptyPos.

Як ім'я файлу виступає шістнадцятковий номер першого сектора файлу. Для файлів, під час запису яких виконувалася візуалізація даних, до такого імені додаються час та дата початку запису файлу. Пристрій не містить годинника реального часу, тому для прив'язки файлу до часу необхідно під час його запису підключити пристрій до комп'ютера; при цьому програма запам'ятовує відповідність між номером першого сектора та часом початку запису (відповідність між номером початкового сектора та датою зберігається у каталозі DATECACHE поруч із програмою).

Для завантаження файлу в комп'ютер необхідно вибрати файл у списку та натиснути кнопку . Завантаження здійснює на тій швидкості, яка обрана в спадному списку (921 600, 806 400, 460 800 або 57 600 бод). Якщо виникають проблеми, слід використати мінімальну швидкість 57 600 бод.

Збереження здійснюється або у файли з розширенням «екг», які є точною посекторною копією записаних на SD-карту даних (включаючи кардіосигнал і показання датчиків, див. п. 6). Файли «екг» можна їх відкрити і обробити програмою EKG\_SD\_2022.exe, див. п. 5. Також збереження (тільки кардіосигналу) може бути здійснене у форматі WAVE PCM, який «розуміє» безліч програм (зокрема, звукові редактори).

Замість операцій форматування, при встановленні нової SD-карти та видалення файлів при закінченні об'єму карти користувач виконує операцію встановлення змінної EmptyPos в EEPROM МК на початковий сектор №65536. Для цього призначена кнопка «ФОРМАТУВАННЯ». Початкові 65536 секторів карти не використовують для зберегання існуючої на карті «справжньої» файлової системи.



Інші функції програми – допоміжні, призначені для діагностики та усунення несправностей. Можна прочитати або встановити номер початкового вільного сектора – EmptyPos. Наприклад, можна запам'ятати номер початкового сектора останнього файлу та EmptyPos, щоб у разі порушення зберігання EmptyPos у пам'яті МК можна було відновити EmptyPos. Також можна перевірити, як пристрій розпізнає картку SD (кнопка «Ініціалізація»), при цьому відображаються відгуки картки на команди ініціалізації, рис. 3.3.

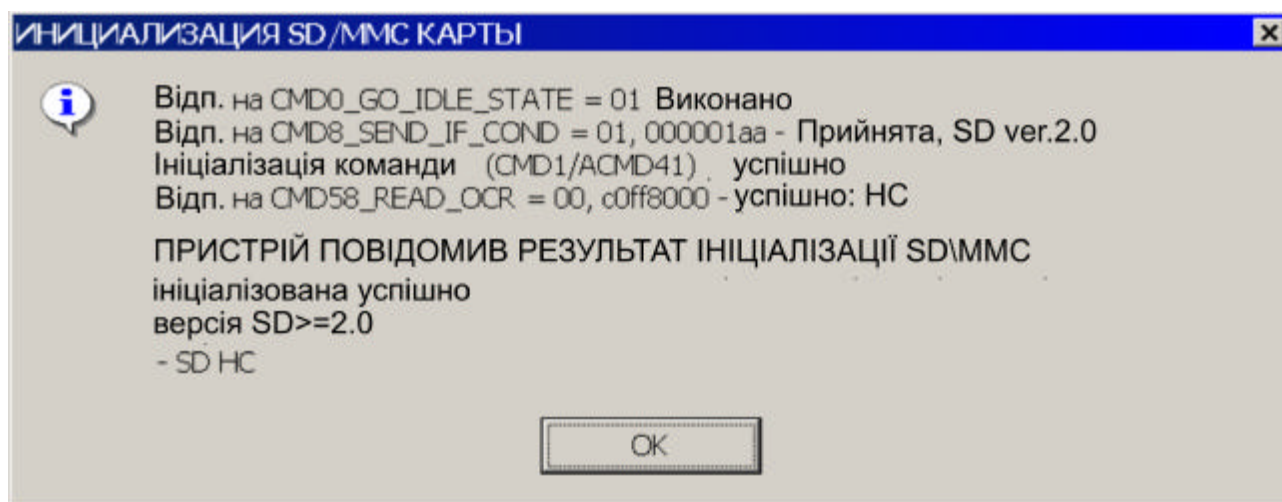


Рис. 3.3 – Відкликання пристрою на команду ініціалізації картки SD

Кнопка «Зміна прошивки» переводить програму в режим перепрограмування пристрою для завантаження нової версії прошивки (але спочатку в мікроконтроллер у режимі високовольтного програмування має бути занесена прошивка EKG\_SD\_2022.hex).

### 3.5 Режим обробки кардіограм

Натискання на кнопку «Обробка файлів» переводить програму режим обробки раніше записаних кардіограм. При цьому насамперед у користувача запитується ім'я файлу (з розширенням \*. Екг). Далі протягом деякого часу

виконується обробка файлу, а потім результати обробки відображаються у вигляді графіків, рис. 3.4.

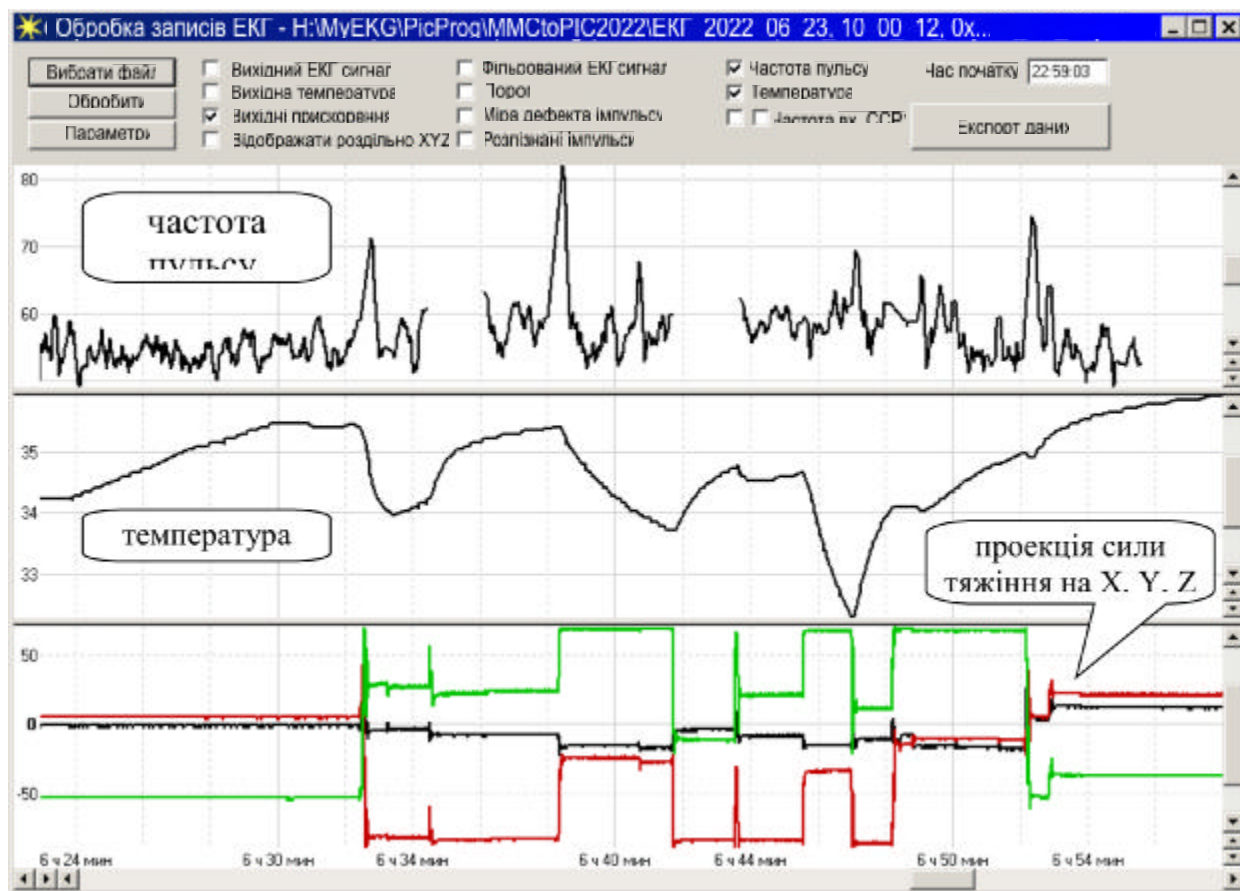


Рис. 3.4 – Режим обробки кардіограм

Автоматична обробка кардіосигналу зводиться до розпізнавання R-зубців та розрахунку по кардіограмі частоти пульсу. Інші параметри (температура, частота, прискорення або кардіосигнал) лише візуалізуються.

Зверху вікна розташована панель вибору графіків для відображення. Можна відобразити вихідний оцифрований кардіосигнал, вимірювання температури та прискорень по осях X, Y, Z.

Також можна відобразити оброблений (фільтрований) кардіосигнал, на його фоні – поріг виділення R-зубців (рис. 3.5) та розпізнані імпульси.

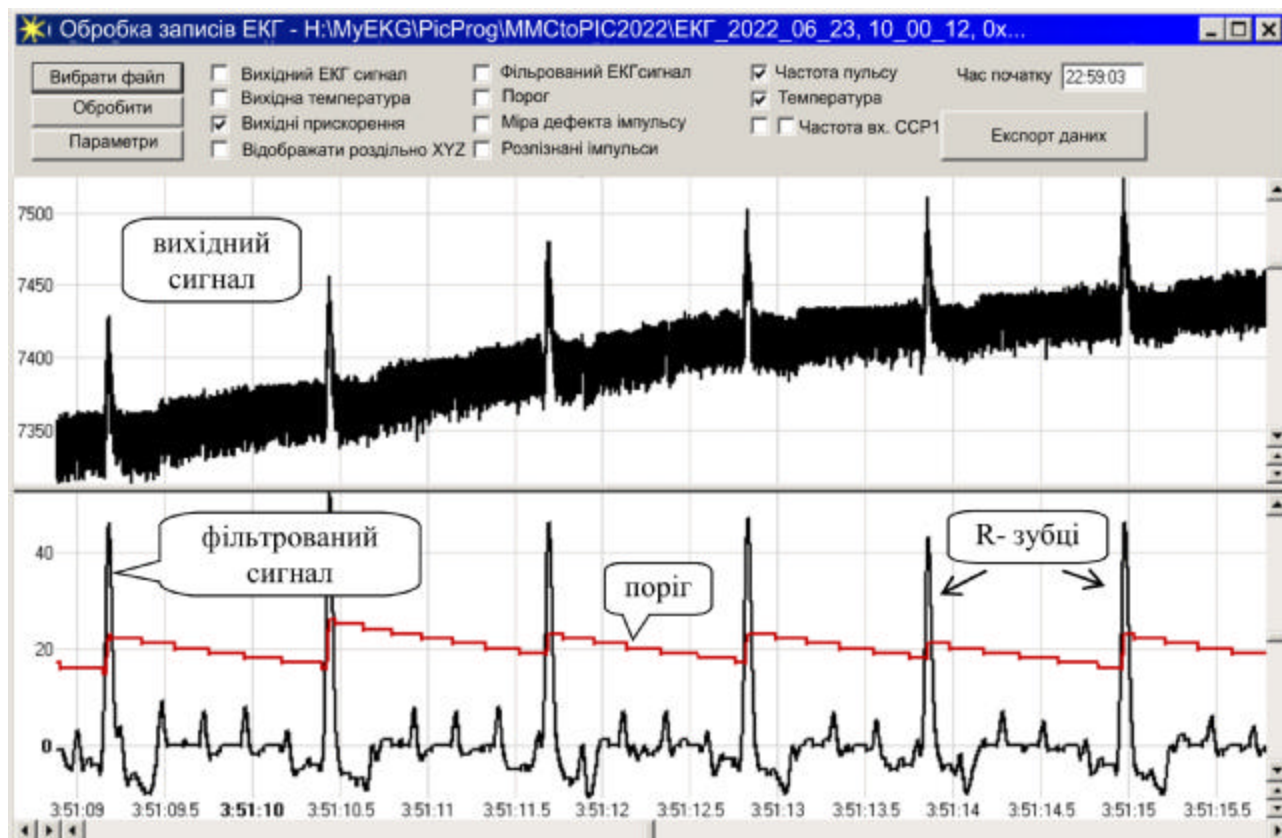


Рис. 3.5 – Вихідний та відфільтрований кардіосигнал та поріг для виділення R-зубців

При русі електродів щодо тіла можуть бути перешкоди, значно перевищують корисний сигнал; це нормальна ситуація. Для відбраковування таких ділянок сигналу обчислюється міра дефекту імпульсів (селектор "Міра дефекту імпульсу"). На дільницях, визнаних дефектними, частота пульсу не вимірюється.

Також можна відобразити графіки згладженої температури та вимірювання частоти на вході ССР1.

Для зміни масштабу відображення даних слід використовувати колесо миші та кнопки поблизу смуг прокручування. Для прокручування графіки можна перетягувати мишею або використовувати смуги прокручування. При натисканні правою кнопкою на смузі прокручування відображається контекстне меню (мал. 3.5), в якому задаються додаткові параметри відображення. Зокрема, можна вибрати або скасувати пункт «автовибір масштабу».

Кнопка «Вибрати файл» призначена для вибору файлу для обробки та візуалізації.

У полі "Час початку" вводиться у форматі "годинник:хвилини:секунди" час початку запису файлу. Воно використовується для відображення підписів на осі часу. Поле заповнюється автоматично, якщо ім'я файлу має формат «ЕКГ\_рік\_міс\_день, години\_мін\_сек\*.».

Кнопка «Експорт даних» зберігає частоту пульсу, температуру, частоту на вході ССР1 та прискорення у текстових файлах із роздільниками – символами табуляції для використання у сторонніх програмах. Файли ім'я – ССР.txt, ім'я – температура.txt, ім'я – прискор.txt, ім'я – частота пульсу.txt зберігаються поряд з вихідним файлом ім'я.екг. У кожному рядку файлу розташовується час у годинах від початку доби, в які почався запис файлу, а далі через символ табуляції інші параметри.

Натискання кнопки «Параметри ...» призводить до появи діалогу налаштування параметрів обробки кардіосигналу, рис. 6. Поруч із кожним параметром є коротке пояснення його призначення.

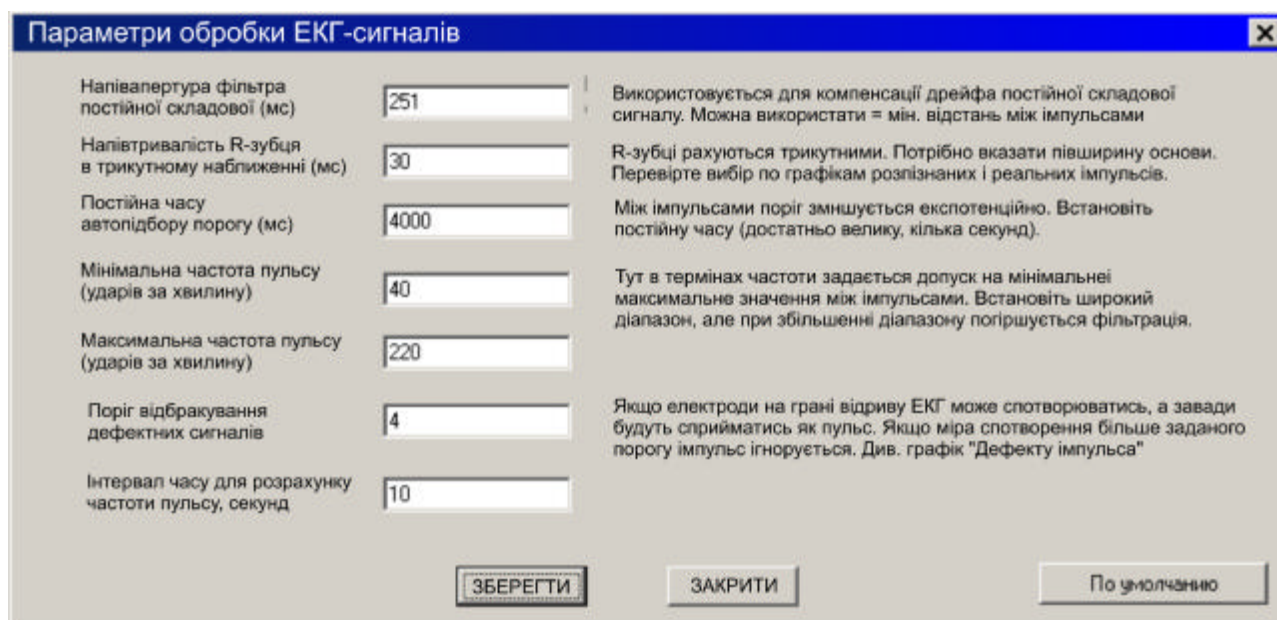


Рис. 3.6 – Діалог параметрів обробки кардіосигналу

### 3.6 Формат запису даних на карту SD формат файлів \*.екг.

Пристрій зберігає дані на SD-карті у вигляді файлів, що є послідовністю 512-байтних секторів; файли \*.екг є точну копію цих даних.

Дані, що зберігаються в кожному секторі картки SD, мають наступну структуру довжиною 512 байт:

Таблиця 3.1 – Формат запису даних на карту SD формат файлів

Поле	Тип	Опис
PSP	DWORD	Ознака файлу ЕКГ для розпізнавання типу файлу та початку сектора, що дорівнює 0ха73955аа
FileStartAdr	DWORD	Номер першого сектора файлу. Дозволяє швидко знайти перший сектор файлу та швидко рахувати з карти список файлів, починаючи з останнього
OldFile_StartAdr	DWORD	Пишеться номер поточного сектора, що записується (поточний EmptyPos). Не використовується.
SysTime	DWORD	Час від початку запису файлу в одиницях 102.4 мкс. Використовується в режимі візуалізації кардіограми для того, щоб визначити, виходячи з поточного часу комп'ютера, час початку запису файлу і запам'ятати відповідність між номером першого сектора файлу FileStartAdr і часом початку зйомки.
TH_Config	BYTE	Результати опитування термометра DS1621 на шині I2C. Використовуються для обчислення температури, якщо датчик підключено. При проблемах з обміном по шині I2C поле TH_I2C_Error заносяться прапори помилок. Регістри DS1621 опитуються часті, ніж реально оновлюються.
TH_Temperature	signed char	
TH_TemperatureLo	BYTE	
TH_Counter	BYTE	
TH_Slope	BYTE	
TH_I2C_Error	BYTE	
ACP_CH2	WORD	Поле зарезервовано для збереження усередненого коду АЦП в альтернативному каналі (AD1)

Продовження таблиці 3.1

Поле	Тип	Опис
FM_T0	DWORD	Поля характеризують частоту сигналу на вході CCP1. На інтервалі часу формування одного сектора SD підраховується: число імпульсів FM_N на вході CCP1, час приходу першого імпульсу по системному годиннику в тактах МК (FM_T0), сумарний по всіх імпульсах час їхнього приходу (FM_S).
FM_S	DWORD	
FM_N	DWORD	
XOut	WORD	На інтервалі часу формування одного сектора SD XOut, YOut, ZOut накопичуються показання акселерометра MMA7455LT, причому в XYZN≤64 число накопичених звітів. У AX_I2CError ознака помилки обміну даними по шині I2C.
YOut	WORD	
ZOut	WORD	
AX_I2CError	BYTE	
XYZN	BYTE	
EKGData	Масив із 234 звітів типу WORD	

### 3.7 Протокол взаємодії програми з пристроєм

Пристрій та комп'ютер (програма EKG\_SD\_2022.exe) взаємодіють за інтерфейсом RS-232 на швидкості 57 600 бод. Як уже зазначалося, пристрій може перебувати у двох режимах:

– режим візуалізації кардіограми, показань датчиків, стан запису в процесі запису даних на карту SD (відразу після включення);

– режим копіювання раніше записаних даних на комп'ютер (після команди 0xcd, 11).

У першому режимі пристрій за власною ініціативою відсилає в комп'ютер дані, які пишуться на карту SD (див. п. 6). У цьому потоці після даних кожного сектора додатково передаються три байти, що характеризують стан процесу запису на карту SD: прапори ініціалізації карти SD, відповідь на команду CMD25, Data Response Token. Єдина команда від комп'ютера, яку пристрій приймає в цьому режимі – команда 0xcd, 11 зупинки запису та переходу в режим копіювання раніше записаних даних.

У режимі копіювання раніше записаних даних пристрій може надсилати дані на комп'ютер лише у відповідь на певні команди. Прийом команд від комп'ютера здійснюється тільки швидкості 57600 бод, а видача інформації в комп'ютер зазвичай виконується швидкості 57600 бод, крім відповіді команду 0xcd, 25, на яку відповідь може виконуватися більшої швидкості. Команди, оброблювані пристроєм, перелічені у таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Команди, оброблювані пристроєм.

Команда від ПК	Відповідь пристрою	Опис
0xcd, 10	0xbb, 0xcc, 0xdd, 0xee, 0xff	Перезавантаження пристрою, тобто. перехід у режим запису нового файлу на SD-карту
0xcd, 11	0x5e, 0x44, 0xe7, 0x23	Команда зупинки запису та переходу в режим скачування файлів з SD-карти. Також команда зупинки читання групи секторів
0xcd, 12, DWORD Sector, BYTE Size	0xfe + дані з SD картки або код помилки	Прочитати з SD карти заданий сектор StartSector (перші Size*2 байт) + CRC

Продовження таблиці 3.2

Команда від ПК	Відповідь пристрою	Опис
0xcd, 13, DWORD Sector, BYTE Fill	відповідь карти SD	Команда запису в сектор SD карти Sector заданого байта Fill. При нормальній роботі не використовується.
0xcd, 16	<p>0x57, (Відповідь на CMD0)-1, відповідь на CMD8: R1 + 4 байти;</p> <p>відповідь R1 на CMD1; відповідь на CMD58_READ_OCR: R1+4 байти.</p> <p>В кінці завжди надсилається байт MMC_Init_Status</p>	Ініціалізація SD-картки. Ініціалізація завжди виконується під час запуску пристрою. Ініціалізація вручну корисна для перевірки, як пристрій розпізнає карту SD
0xcd, 23, DWORD Sector, BYTE Data[512]	Відповідь SD на команду запису сектора, відповідь SD на надісланий блок даних	Команда запису даних Data в секторі Sector на SD карті. При нормальній роботі не використовується.
0xcd, 25, DWORD Sector, BYTE BlockSz2, BYTE Speed	<p>0x53;</p> <p>відповідь SD R1;</p> <p>код швидкості обміну;</p> <p>пауза 1 с;</p> <p>перемикання швидкості;</p>	<p>Команда запуску читання групи секторів з Sector. Пристрій у циклі читає сектори та видає перші BlockSz2*2 байт + CRC кожного сектора на швидкості Speed (0 – 57600, 4 – 460800, 7 – 806400, 8 – 921600 бод).</p> <p>Вийти з цього режиму можна лише командою 0xcd, 11.</p>



Продовження таблиці 3.2

0xcd, 34	0x71, DWORD EmptyPos	Команда читання змінної EmptyPos. З неї починається зчитування списку файлів.
0xcd, 35, DWORD EmptyPos	0x71	Команда установки змінної EmptyPos. Використовується для форматування або відновлення доступу до даних.
0xcd, 0xcd		Ці команди використовуються тільки для оновлення мікропрограми МК і описані у вихідному тексті мікропрограми.
0xcd, 0xe6		
0xcd, 0xe7		
0xcd, 0xe8		
0xcd, 0xe9		
0xcd, 0xeb		

## **4 БЕЗПЕКА ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ, ОСНОВИ ОХОРОНИ ПРАЦІ**

Функціонування підприємств в умовах ринкових відносин означає, що нещасні випадки і захворювання на виробництві викликають суттєві економічні втрати не тільки держави, а й конкретного підприємства, вони впливають на рентабельність та конкурентоздатність підприємств, на прибутки трудового колективу.

Незадовільні умови праці негативно відбиваються на продуктивності праці, якості і собівартості продукції. Тому всебічна турбота про охорону праці, проведення активної соціальної політики, впровадження більш дієвих заходів щодо підвищення рівня безпеки виробництва стає важливою проблемою для власників і керівників підприємств, державних та профспілкових органів.

Охорона праці – це система правових, соціально-економічних, організаційно-технічних, санітарно-гігієнічних та лікувально-профілактичних заходів і засобів, спрямованих на збереження здоров'я та працездатності людини в процесі праці. Головними об'єктами її дослідження є людина в процесі праці, виробниче середовище, організація праці та виробництва. На підставі цих досліджень розробляються заходи щодо підвищення рівня охорони праці на виробництві.

### **4.1 Розрахунок природного освітлення для цеху, дільниці, що проектується.**

Природне освітлення має важливе фізіолого-гігієнічне значення для працюючих. Воно сприятливо впливає на органи зору, стимулює фізіологічні процеси, підвищує обмін речовин та покращує розвиток організму в цілому. Сонячне випромінювання зігріває та знезаражує повітря, очищуючи його від збудників багатьох хвороб. Окрім того, природне освітлення має і психологічну дію, створюючи в приміщенні для працівників відчуття безпосереднього зв'язку з довкіллям.

По конструктивних особливостях природне освітлення поділяється на:

- бокове, яке здійснюється через світлові пройоми (вікна в зовнішніх стінах);
- верхнє освітлення, яке здійснюється через світлові пройоми в покритті, а також через світлові пройоми в місцях перепаду висоти суміжних будівель;
- комбіноване освітлення – це сукупність верхнього і бокового природного освітлення.

Природне освітлення характеризується коефіцієнтом природного освітлення (КПО). Основним завданням світлотехнічного розрахунку для природного освітлення є визначення необхідної площі світлових проємів (вікон, ліхтарів).

В даному випадку використовується бокове освітлення. Попередній розрахунок площі вікон при боковому освітленні проводиться за допомогою наступного співвідношення згідно СНіП II-4-9 [20]:

$$100 \cdot (S_0/S_n) = (e_n \cdot K_3 \cdot \eta_0 \cdot K_{зд}) / (\tau_0 \cdot r_1),$$

де  $S_0 = 5 \text{ м}^2$  – площа світлових проємів при боковому освітленні (вікон);

$S_n = 250 \text{ м}^2$  – площа підлоги приміщення;

$e_n = 1.5$  – нормоване значення КПО; [20, табл. 1, с.5]

$K_3 = 1.2$  – коефіцієнт запасу; [20, табл. 3, с.16]

$\eta_0 = 15$  – світлова характеристика вікна; [20, табл.26, с.34]

$K_{зд} = 1.7$  – коефіцієнт, який враховує затемнення вікон будівлями, які стоять навпроти; [20, табл.27, с.34]

$\tau_0$  загальний коефіцієнт світлопропускання, який визначають з формули

$$\tau_0 = \tau_1 \cdot \tau_2 \cdot \tau_3 \cdot \tau_4 \cdot \tau_5;$$

де  $\tau_1 = 0.8$  – коефіцієнт світло пропускання матеріалу; [20,табл. 28, с.34]

$\tau_2 = 0.65$  – коефіцієнт, який враховує втрати світла в переплетеннях світлових проємів; [20, табл. 28, с.34]

$\tau_3 = 1$  - коефіцієнт, який враховує втрати світла в несучих конструкціях; [20,табл. 28, с.34]

$\tau_4 = 1$ - коефіцієнт, який враховує втрати світла в сонцезахисних пристроях; [20, табл.29, с.35]

$\tau_5 = 0.9$  - коефіцієнт, який враховує втрати світла в захисній сітці, яка встановлюється під ліхтарями;

$r_1 = 1.15$  – коефіцієнт, який враховує підвищення КПО при боковому освітленні від світла, яке відбите від поверхонь приміщення і прилягаючого шару, який прилягає до будівлі; [20, табл. 28, с.36]

Отже, знаходимо

$$100(S_0/250)=(1.5*1.2*15*1.7)/(0.8*0.65*1*1*1.15)$$

$$S_0 = 120\text{м}^2$$

По конструктивним даним приймаємо світлові пройоми розміром 3\*2,5м загальній кількості 16 штук, які забезпечують нормоване освітлення на робочому місці

#### **4.2 Розрахунок заземлюючого пристрою**

Захисне заземлення – це вимушене електричне з'єднання з землею, або її еквівалентом металічних не струмоведучих частин, які можуть опинитися під напругою внаслідок переходу на них напруги з струмоведучих частин з метою забезпечення електробезпеки.

Заземлюючим пристроєм називається сукупність заземлювача (металічного провідника або групи провідників, з'єднаних між собою металічно, що знаходяться в безпосередньому з'єднанні з землею) та заземлюючих провідників, що з'єднують заземлювальні частини електроустановки з заземлювачем.

Принципова схема захисного заземлення представлена на рис.4.1.

Допустимий опір заземлюючого пристрою при напрузі до 1000В в загальному випадку  $R=4$  Ом (стор.75 [23]).

В якості штучного заземлювача вибираємо заземлювач типу стержневий круглого перерізу в ґрунті (стор.23 [24]).

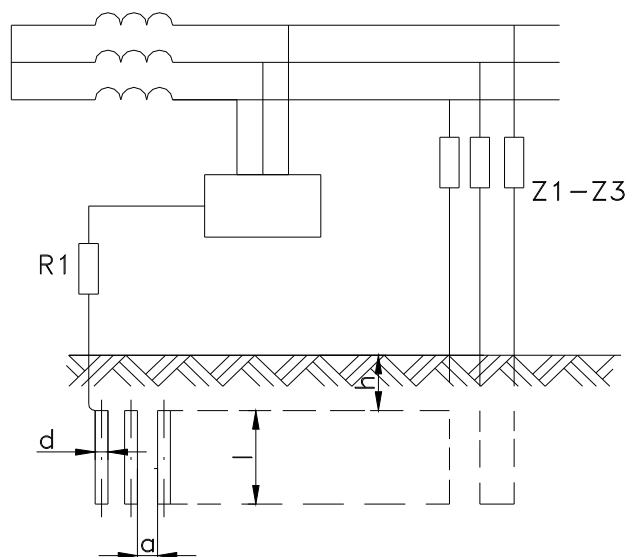


Рис.4.1 – Принципова схема захисного заземлення.

Загальний вигляд такого заземлювача представлений на рис.4.2.

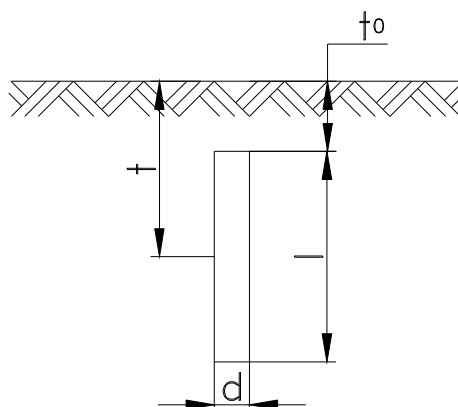


Рис.4.2 – Заземлювач стержневий круглого перерізу в ґрунті.

Приймаємо  $l=3\text{м}$ ,  $d=0,04\text{м}$ .

Питомий опір землі для глинозему становить  $25 \text{ Ом} \cdot \text{м}$  (стор.78, [23]).

Розрахуємо відстань від поверхні землі до середини заземлювача:

$$t = t_0 + \frac{l}{2} \quad (4.1).$$

Приймаємо  $t_0 = 1,0 \text{ м}$ ,

$$t = 1,0 + \frac{3}{2} = 2,5 \text{ м}.$$

Визначаємо опір струму розтікання з одного заземлювача:

$$R_{з1} = \frac{\rho}{2\pi l} \left( \ln \frac{2l}{d} + \frac{1}{2} \ln \frac{4t+l}{4t-l} \right) \quad (4.2),$$

де  $\rho$  - опір землі.

$$R_{г1} = \frac{25}{2 \cdot 3,14 \cdot 3} \left( \ln \frac{2 \cdot 3}{0,04} + \frac{1}{2} \ln \frac{4 \cdot 2,5 + 3}{4 \cdot 2,5 - 3} \right) = 7,06 \text{ Ом.}$$

Для з'єднання вертикальних електродів використовуємо горизонтальні електроди. Діаметр горизонтального електрода  $d=0,04\text{м}$ . Відстань між вертикальними електродами становить 3 м.

Визначимо довжину горизонтального електрода при розміщенні заземлення по контуру:

$$L = 1,05 \cdot a \cdot n \quad (4.3),$$

де  $a$  - відстань між вертикальними електродами;

$n$  - необхідна кількість паралельно з'єднаних заземлень.

$$n = R_{з1} \cdot \eta_{сез} / R_{зн} \cdot \eta_{е} \quad (4.5),$$

де  $R_{зн}$  - допустимий опір заземлюючого пристрою;

$\eta_{сез}$  - коефіцієнт сезонності;

$\eta_{сез} = 1,3$  (табл. 23, стор.38 [24]);

$\eta_{е}$  - коефіцієнт використання заземлень, враховуючи їх взаємне розташування.

$\eta_{е} = 0,40$  (стор.79, [23]).  $n = 7,06 \cdot 1,3 / 4 \cdot 0,40 = 5,74$ .

Приймаємо кількість заземлювачів  $n = 6$ .

$$L = 1,05 \cdot 3 \cdot 6 = 18,9 \text{ м.}$$

Опір розтікання струму горизонтальних електродів для заземлення круглого перерізу:

$$R_T = \frac{\rho}{2\pi l} \ln \frac{L^2}{t_0 \cdot d} \quad (4.6),$$

$$R_T = \frac{25}{2 \cdot 3,14 \cdot 3} \cdot \ln \frac{18,9^2}{1,0 \cdot 0,04} = 12,07 \text{ Ом.}$$

Еквівалентний опір штучних заземлювачів:

$$R_{н} = \frac{R_{з1} \cdot R_T}{R_{з1} \cdot \eta_T + R_T \cdot n \cdot \eta_{е}} \quad (4.7),$$

де  $\eta_T$  - коефіцієнт використання горизонтального електрода з врахуванням вертикальних електродів.

$$\eta_T = 0,5 \text{ (стор. 79, [23])}.$$

$$R_i = \frac{7,06 \cdot 12,07}{7,06 \cdot 0,5 + 12,07 \cdot 6 \cdot 0,40} = 2,62 \text{ Ом, що відповідає ПУЄ.}$$

#### 4.3 Правила безпеки при експлуатації обладнання

Обладнання може обслуговувати особа, яка має кваліфікацію оператора і ознайомлення з інструкцією по експлуатації. Обладнання не потребує постійного нагляду обслуговуючого персоналу.

Вимоги безпеки при роботі обладнання наступні:

- Не можна приводити в рух поламаєне обладнання.
- Усунення неполадок дозволяється тільки персоналом служби головного механіка.
- Не дозволяється робота обладнання в випадку відсутності захисних огорожень .

При виявленні неполадки роботи обладнання слід заявити про ремонтній службі з метою усунення. Обладнання перед передачею в експлуатацію слід:

- заявити в Інспекцію Технічного нагляду;
- перевірити стан ізоляції і заземлення електропроводки.

Експлуатація установки недопускається:

- після закінчення терміну чергового огляду, якщо немає дозволу на експлуатацію;
- при відсутності в паспорті установки дозволу на експлуатацію;
- при виявленні неповної кількості кріпильних деталей.

Про заборону експлуатації установки повинен бути зроблений запис у паспорті установки з наведенням причини та повідомлено власника підприємства.

Для реєстрації та дозволу на пуск установки в експлуатацію особі , яка здійснює нагляд за установками , повинні бути подані:

- установки (за відсутності паспорта заводу – виготовляча власником установки повинно бути складено паспорт встановленої форми);
- акт, який засвідчує, що монтаж (встановлення) виконати у відповідності з проектом і всі елементи установки встановлено правильно;
- схема включення.

Після реєстрації паспорт установки зі всіма вказаними вище документами повертається власнику установки.

Виконання правил безпеки експлуатації забезпечить зменшення травматизму на підприємстві

Організаційні заходи щодо забезпечення безпеки проведення робіт в електроустановках є наступні:

- оформлення робіт нарядом чи розпорядженням;
- оформлення в наряді допуску до роботи;
- нагляд під час роботи;
- оформлення в наряді терміну закінчення роботи;
- закриття наряду.

Технічними заходами щодо забезпечення безпеки робіт є:

- відключення ремонтного електроустаткування і вживання заходів проти помилкового його включення;
- установка тимчасових огорожень струмоведучих частин і вивішування плакатів, що забороняють, “Не включати - працюють люди” чи “Не включати - роботи на лінії”;
- приєднання переносного заземлення до заземлювальної шини стаціонарного пристрою, що заземлює, і перевірка відсутності напруги на струмоведучих частинах, що для безпеки провадження робіт підлягають замиканню на коротко і заземленню;
- накладення переносних заземлень на відключені струмоведучі частини електропривода відразу після перевірки відсутності чи напруги включення спеціальних роз'єднувачів, що заземлюють;



– огороження робочого місця і вивішування на огороженні дозволяючі написи, - “Працювати тут”.

Ці технічні заходи виконує допущений до роботи з числа оперативного ремонтного персоналу з кваліфікаційною групою не нижче III рівня дозволу, і віддає розпорядження на провадження робіт.

Право видачі нарядів і розпоряджень на провадження робіт з електроустановками представляється лицем електротехнічного персоналу вальцетокарної майстерні (начальник майстерні, майстер дільниці), уповноважені на це спеціальними розпорядженнями головного енергетика комбінату. Ці особи повинні мати кваліфікаційну групу не нижче IV.

Запобігання аварій і забезпечення термінового усунення несправностей виконуються оперативно-ремонтним персоналом без нарядів.

Безпека роботи в електроустановках забезпечується застосуванням електротехнічних засобів захисту.

При роботі з електричними мережами напругою до 1000 В застосовуються наступні основні захисні засоби:

- діелектричні рукавички;
- вимірювальні оперативні штанги;
- електровимірювальні кліщі;
- покажчики напруги;
- слюсарно - монтажний інструмент.

До додаткових захисних засобів в електроустановках нижче 1000 В відносять калоші, гумові коврики, ізолюючі підставки.

Всі електротехнічні захисні засоби періодично проходять перевірку і на них указується термін безпечного застосування.

### **Висновки розділу:**

В даному розділі проведено аналіз потенційних небезпек розробленої конструкції, а також проведені розрахунки природнього освітлення та заземлюючого пристрою.

Проведені заходи по покращенню охорони праці забезпечують надійне функціонування розробленої конструкції протягом тривалого часу роботи та сприяють створенню безпечних умов роботи персоналу. Чітке дотримання описаних заходів охорони праці забезпечує низький рівень травматизму при роботі з обладнанням і дозволяє уникнути нещасних випадків на виробництві.

Для безпечної експлуатації установок слід дотримуватись розроблених заходів п.4.3 та реалізувати захисне заземлення розраховане в п.4.2

## ВИСНОВКИ

В даній кваліфікаційній роботі розроблено систему мобільного та стаціонарного моніторингу кардіологічного стану пацієнтів. Система за функціональними блоками розділена на мобільний, переносний компактний блок та пост центральної реєстрації, візуалізації, зберігання, опрацювання інформації стану серцево-судинної, кардіологічної системи пацієнта.

Мобільний блок кардіомоніторингу за функціональними призначенням здійснює реєстрування кардіологічної інформації (ЕКГ, ПХВ). Для цього використовують кардіограф багатоканальний з диференціальною розв'язкою входів.

Аналогова інформація електрокардіографа подається на блок погодження по рівням сигналів та АЦП, котре перетворює електрокардіограму з неперервного сигналу в цифрову форму, забезпечуючи погодження в масштабі реального часу часових форм реєстрації (здійснюється реєстрація відліків реального часу та їх узгодження відліками кардіограм). З блоків узгодження, АЦП інформація у цифровій формі подається на блок прийомопередавача, який працює в GSM, 3G або 4G стандарті мобільного, цифрового формату передавання даних.

Дані засобами мобільного радіоканалу передаються на пост центральної реєстрації, де вони завантажуються за допомогою аналогічного блоку прийомопередавача у систему. Після приймання та декомпресування сигналів дані кардіомоніторингу поступають на центральний МП-комплект поста системи центральної реєстрації, після відповідного опрацювання інформація передається на пост центральної ПЕОМ та блок індикації з LCD-монітором, який відображає інформацію про стан пацієнта у режимі реального масштабу часу з вказанням відліків часу. Блок записує в вбудовану пам'ять інтервали реєстрованої кардіограми.

Розроблено двоканальний кардіограф: з частотою дискретизації 976.5625 Гц, внутрішнім аналогово-цифровим перетворювачем МК 10-12 біт, з реалізацією запису на карту SD результатів вимірювання кардіомоніторингу, введено додаткові давачі, функцію підключення до телефону для відображення кардіограми у версіях, – 1.0 на базі PIC16F873A, 2.0 на базі PIC16F873A, 2.1 на базі PIC18F26K42.

Покращено якість виділення та вимірювання сигналу кардіомоніторингу за рахунок мікроконтролера з 12-бітним АЦП та за рахунок збільшення часу акумулювання даних. Реалізовано алгоритм виділення R-зубців на мікроконтролері та індикація їх світлодіодом.

У роботі розглянуто питання синтезу функційної, структурної схем, вибору елементної бази. Для спроектованої системи розроблено комплект конструкторської документації, відповідні інструкції по експлуатації.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Методичні вказівки до виконання кваліфікаційної роботи бакалавра спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерноінтегровані технології»./ В.Б. Савків., Ю.Б. Капаціла, Р.І. Михайлишин//:- Тернопіль, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021, – 46с.
2. Дощицин В. Л. Практическая электрокардиография. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1987. — 336 с.
3. Дехтярь Г. Я. Электрокардиографическая диагностика. —2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1972. — 416 с.
4. Минкин Р. Б., Павлов Ю. Д. Электрокардиография и фонокардиография. — Изд. 2-е, перераб. и дополн. — Л.: Медицина, 1988. — 256 с.
5. Исаков И. И., Кушаковский М. С., Журавлева Н. Б. Клиническая электрокардиография (нарушения сердечного ритма и проводимости): Руководство для врачей. — Изд. 2-е перераб. и доп. — Л.: Медицина, 1984. — 272 с.
6. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЕКГ: Учеб. Пособие для вузов / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. — М.: Радио и связь, 1993. — 248 с.
7. Алексеев Л.П., Войшвило Г.В. Операционные усилители и их применение – М.: Радио и связь, 1989 – 120 с.
8. Атаманюк В.Г., Ширшев Л.Г., Акимов Н.И. Гражданская оборона, - М: Высшая школа,1986.
9. Гусев В.Г., Гусев Ю.М. Электроника. Учебное пособие для приборостроительных спец. вузов. – М.: Высшая школа, 1991 – 662 с.

10. Духанин Ю.А., Акулин Д.Ф. Техника безопасности и противопожарная техника в машиностроении. Учеб. Пособие для техникумов. Изд 2-е, переработ. и доп. М.: “Машиностроение”, 1973 – 340 с.
11. Закон України “Про охорону навколишнього і природного середовища” від 25 червня 1991 року із змінами від 05.03.98 р., 14.12.99 р.
12. Методичні вказівки по розрахунку технологічності. – Тернопіль, ТДТУ імені І. Пулюя, 1996 – 40 с.
13. Барановский А.Л. Аппаратура непрерывного контроля ЖГ. М.: Радио и связь, 1993. - 248 с.
14. Авербух В. Инструментальные усилители. Светотехника, 2001. -№ 1. - с.26.
15. Гордейчук А.П. Система «активной земли» в электрокардиографах. - Петербургский журнал электроники, 2005. - №2. - С. 37.
16. Сизенцева Г.П. - Методическое пособие по электрокардиографии (в помощь медицинской сестре). - М.: Издательство НЦССХим. Баку лева РАМИ, 1998. - 68 с.
17. Неверов А.В. Экономика природопользования. Учебн. пособие для вузов. – Минск: Вышэйшая школа, 1990. –216 с.
18. Парфёнов Е.М. Проектирование конструкций РЕА. – М.: Радио и связь, 1989 – 257 с.
19. Разработка и оформление конструкторской документации радиоэлектронной аппаратуры. Справочник, под ред. Э.П. Романычевой – М.: Радио и связь, 1989 – 448 с.
20. Резисторы, конденсаторы, трансформаторы, дросели, коммутационные устройства РЕА. – Минск. Беларусь, 1994 – 591 с.
21. Микропроцесоры и микропроцесорные комплекты интегральных микросхем: Справочник. В 2 томах / ред. Н.Н. Аверьянов, В.А. Шахнов. – Радио и связь, 1988. Т1 369с., Т2 395с.
22. Горбунов В.Л., Панфилов Д.И., Преснухин Д.Л., Справочное пособие по процессорам и микроЕОМ / ред. Л.Н. Преснухина, - М. ВШ, 1988, 272с.

23. Цифровые и аналоговые интегральные микросхемы. Под редакцией Якубовского С.В., Справочник. М.: Радио и связь, 1977. – 494с.
24. Самофалов К.Г., Карнейчук В.И., Тарасенко В.П. «Электронные цифровые вычислительные машины». - К.: Высшая школа, 1978 – 479 с.
25. Савельев А.Я. «Арифметические и логические основы цифровых автоматов». - М.: Наука, 1980 - 555 с.
26. Басакер Р., Саати Т. «Конечные графы и сети». - М.: Наука, 1974 - 366с.
27. Берзтисс А.Т. «Структуры данных». - М.: Статистика, 1974 - 410 с.
28. Цифровая и вычислительная техника ( під редакцією Э.В. Евреннова ) - М.: Радио и связь, 1991 -464 с.
29. Васильев В.И., Гусев Ю.М., Миронов В.Н. «Электронные промышленные устройства». - М.: Высшая школа, 1988 - 303 с.
30. Титце У., Шенк К. «Полупроводниковая светотехника». - М.: Мир, 1992 - 512 с.