

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

«РОЗРОБКА АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ  
ДІАГНОСТИКИ»

Виконав: студент 4 курсу,  
групи БМІ-186,  
спеціальності 163 Біомедична інженерія  
\_\_\_\_\_ Ткаченко А. В.

Керівник: к. т. н., доц., доцент каф. БМІОЕС  
\_\_\_\_\_ Штофель Д. Х.  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022 р.

Рецензент: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022 р.

Допущено до захисту  
Зав. кафедри БМІОЕС  
Коваль Л. Г. \_\_\_\_\_  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022 р.

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
Бакалавр  
163 – Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доцент

Коваль Л.Г. \_\_\_\_\_

«\_\_\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2022

ЗАВДАННЯ

на бакалаврську дипломну роботу

студенту Ткаченку Артуру Вадимовичу гр. БМІ-186

1. Тема БДР «Розробка апаратного комплексу функціональної діагностики» керівник роботи Штофель Д. Х., к. техн. наук, доцент затверджені наказом вищого навчального закладу від “24”березня 2022 року № 66
2. Строк подання студентом роботи до 10.06. 2022 року
3. Вихідні дані:Схема електрична принципова;Інтерфейс зв’язку з ЕОМ – USB 2.0; Живлення приладу 220В; Струм споживання не більше 950 мА; Реальні розміри плати 55×70×25,5 мм; Маса пристрою 1080,1 г;Об’єм пристрою 875,4 см<sup>3</sup>
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки:1. Аналітичний огляд питання; 2. Опис схеми електричної принципової; 3. Компоновка пристрою; 4. Розробка програмного забезпечення; 5. Охорона праці
5. Перелік графічного матеріалу: 1) схема електрична принципова; 2) топологічне креслення плати; 3) складальне креслення плати.

## 6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д.Х., к.т.н., доцент. кафедри БМІОЕС		
Охорона праці	Дембіцька С.В., к.п.н., професор кафедри БЖ та ПБ		

7. Дата видачі завдання «25» березня 2022р.

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Формування та затвердження теми бакалаврської дипломної роботи (БДР)	До 08.03.2022	
2	Виконання спеціальної частини БДР. Перший рубіжний контроль виконання БДР	До 30.04.2022	
3	Виконання спеціальної частини БДР. Другий рубіжний контроль виконання БДР	До 15.05.2022	
4	Виконання розділу «Охорона праці»	До 25.05.2022	
5	Попередній захист БДР	10.06.2022	
6	Нормоконтроль БДР	10.06.2022	
7	Рецензування БДР	21.06.2022	
8	Захист БДР	23.06.2022	

Студент

\_\_\_\_\_ (підпис)

Ткаченко А.В.

Керівник роботи

\_\_\_\_\_ (підпис)

Штофель Д.Х.

## АНОТАЦІЯ

В даній дипломній роботі було проведено розробку апаратного комплексу функціональної діагностики. Пристрій розроблений в дипломній роботі, призначений для використання в клінічних умовах. В даній дипломній роботі було проаналізовано сучасні засоби і пристрої забезпечення дистанційного вимірювання параметрів біологічних об'єктів.

## ABSTRACT

In this diploma work, the development of the hardware complex of functional diagnostics was carried out. Attachment of divisions in the diploma work, appointments for victoria in clinical minds. In this thesis work, the current work and facilities for remote monitoring of parameters of biological objects were analyzed.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	4
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ .....	6
1.1 Аналіз сучасних засобів і пристроїв забезпечення дистанційного вимірювання параметрів біологічних об'єктів .....	6
1.2 Прилади для дистанційної реєстрації біосигналів .....	16
2 ОПИС СХЕМИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ .....	23
2.1 Опис структурної схеми пристрою .....	23
2.2 Аналіз елементної бази.....	26
3 КОМПОНУВАННЯ ПРИСТРОЮ.....	31
3.1 Задачі компонування.....	31
3.2 Визначення розмірів і маси конструкцій.....	32
3.3 Вибір оптимального варіанту конструкції .....	36
3.4 Вибір типу друкованої плати .....	37
3.5 Вибір і обґрунтування класу точності друкованої плати.....	37
3.6 Вибір матеріалу друкованої плати .....	37
3.7 Вибір методу проектування друкованої плати .....	39
3.8 Розрахунок діаметрів контактних площадок .....	39
3.9 Розрахунок ширини друкованих провідників .....	41
3.10 Вибір розрахунок плати.....	42
3.11 Розрахунок на завадостійкість .....	43
4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ .....	45
4.1 Розподіл ресурсів мікроконтролерної системи.....	45
4.2 Функціональна схема мікроконтролера та її опис.....	47
4.3 Написання тексту програми керування на мові асемблер .....	51
5 ОХОРОНА ПРАЦІ .....	52
5.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи.....	53
5.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії .....	55
5.2.1 Мікроклімат .....	55
5.3. Склад повітря робочої зони.....	56

5.3.1 Виробниче освітлення .....	57
5.4 Виробничий шум.....	58
5.5 Виробничі випромінювання.....	59
5.6 Пожежна безпека.....	60
5.6.1. Технічні рішення системи запобігання пожежі .....	60
ВИСНОВКИ.....	63
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	64
ДОДАТКИ.....	65

## ВСТУП

Актуальність теми. Одним з головним завданням функціональної діагностики насамперед, як в галузі фізичного виховання так і в галузі спорту є поставлені питання, які насамперед пов'язані, перш за все, з оцінкою рівня новітнього розвитку наступних функціональних компонентів, таких як фізична працездатність, а також функціональна підготовленість, та загальні адаптивні можливості тощо. Природним є те що своєчасна реєстрація певних потенційних, а також резервних можливостей організму, дуже тісно пов'язана з необхідністю як для правильної організації певних тренувальних занять, так і для більш оптимального планування безпосередньої діяльності людського організму. Разом із тим, постає питання контролю за станом функціонування окремих систем та певних органів осіб, також будуть залишатися надзвичайно, важливими.

Предметом бакалаврської дипломної роботи є створення апаратного комплексу функціональної діагностики.

Об'єктом даної бакалаврської дипломної роботи є певний рівень функціонування базових фізіологічних систем людського організму (апаратів кровообігу, а також зовнішнього дихання, та центральної нервової системи тощо.), для медичного персоналу – аспекти, які тісно пов'язані із загальним станом здоров'я для спортсменів, з наявністю або відсутністю значних патологічних змін в людському організмі. Для спеціалізованих психологів неабиякого значення набуває певний психологічний стан людини. Отже, всі ці фахівці розглядають стан людського організму як певне інтегральне поняття, що охоплює деякий рівень стану здоров'я, та досить високий ступінь функціональної, а також технічної, та тактичної і психологічної підготовленості.

Комплексний підхід для певної оцінки функціонального стану здоров'я організму має досить велике значення як на початковій стадії занять спортом, так і на різних наступних етапах навчально-тренувальний процес та

діяльності у майбутніх змаганнях. На певних засадах цих досліджень усі фахівці в галузі спортивної фізіології, а також лікарі для занять спортом можуть реєструвати не тільки позитивний вплив, фізичних занять та комплексу вправ, але і так званій донозологічний та певним чином навіть патологічний стани, які також можуть виникнути при застосуванні нераціонального планування в об'ємі й інтенсивності певних тренувальних навантажень. Буде очевидно, що в цьому випадку можуть бути також рекомендовані певні заходи щодо корекції певного тренувального процесу з подальшою метою його оптимізації. Вище зазначене дозволяє певним чином скласти певне уявлення про стан функціональної діагностики як предмет та її специфіку в цілому. Перш ніж перейти до розгляду всіх методичних підходів для оцінки функціонального стану в різних фізіологічних системах організму в процесі деяких систематичних занять для занять фізичними вправами, і слід зупинитися певним чином на деяких найбільш значущих питаннях для проведення функціональної діагностики.



## 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПИТАННЯ

1.1 Аналіз сучасних методів і пристроїв для повного забезпечення дистанційного вимірювання певних параметрів біологічних об'єктів

На даний час суттєво розширюється область для застосування методів та засобів реєстрації параметрів біосигналів як в практичних так і дослідницьких задачах. Сучасний рівень розвитку наукових досягнень і новітніх технологій які відкриває нові деякі перспективи для створення деяких портативних систем для забезпечення дистанційним аналізом. Вимірювання різних фізіологічних характеристик людського організму а саме: артеріального пульсу та тиску, основних функцій дихання, та реакції кори головного мозку як на зовнішні стимули так температурних аномалій для внутрішнього біологічного об'єкта і так далі. Різниця різних приладів полягає в певних засобах передачі, та реєстрації а також обробці сигналів, в середовищі в якому він розповсюджується. Застосовується тільки апаратура для вимірювання певних параметрів біологічних об'єктів на деякій відстані та можна розділити на два прогресивно розвинутих класи:

1. Прилади які використовуються в медицині
2. Прилади які використовуються в спортивній медицині.

Засобу для реєстрації пульсу та частоти дихання. Винахід також було направлено на створення певним чином надійної методики для дистанційного спостереження за деякими процесами дихання та пульсу з застосуванням доплерівського локатора, тому заснованого на реєстрації мікропереміщення шкіри з певним роздільним визначенням певних параметрів процесу дихання та пульсу для придатного, наприклад, для проведення подальшого дослідження для психофізіологічного стану над об'єктом що контролюється.

Для рішення поставлених задач, що певним чином забезпечується тим, що для засобів спостереження за значенням артеріального пульса і деякими інтервалами дихання людини шляхом реєстрації значень переміщення

тканин для ділянки тіла, які були обумовлені комбінованим впливом деяких пульсацій кровотоку та дихання, з подальшим коефіцієнтом фільтрації корисного сигналу, що дистанційно опромінюють шкірний покрив людини з використанням доплерівського локатора та деякої електромагнітної хвилі, з надвисокої частоти що застосовується в діапазоні від 10 до 100 ГГц і шляхом певного розкладання відбитого сигналу в доплеровської частоті на деякі квадратурні складові, тому виділяючи деякі зміни його фази. При цьому маємо з відбитого сигналу попередньо можуть видаляти низькочастотні складові сигналу, які будуть зумовлені можливими переміщеннями з деякої опроміненої ділянки, а значення по психофізіологічного стану об'єкта що досліджується виносять значення на підставі аналізу для статистичного розподілу кардіоінтервалу.

Дистанційна реєстрація значень для переміщень шкірного покриву дає досить достовірну та повну інформацію про сам процес дихання людини і стан самої серцево-судинної системи організму, яка певним чином визначається на основі повного аналізу кардіоінтервалів, що будуть реєструватися доплерівським локатором, для роботи що працюють в діапазоні частот від 10 до 100 ГГц.

При цьому точність даних та достовірність для визначення мікропереміщення буде забезпечуватися у винаході як фазометричний метод для подальшої обробки відбитого сигналу (тому фаза для відбитого сигналу буде лінійно пов'язано зі певною зміною відстані від значень антени та локатора до певного опромінюваного об'єкта та буде володіти великою крутизною характеристики) в режимі опромінення об'єкта буде безперервним монохроматичний сигнал, який буде немодульованим, так і певним чином вибором робочої частоти, яка буде в заявленому СВЧ діапазоні, і надалі буде обумовлена значною фазовою модуляцією для відбитого сигналу при значній зміні пульсу на деякій відстані до 5 м при наявності перешкод у послідовному вигляді одягу, а також постільної білизни, та легких ширм і т.д.

Крім того, саме електромагнітне опромінення на окремих ділянках буде певним чином обраного діапазону (від 10 до 100 ГГц), як будуть показані медичні дослідження, будуть певним чином покращувати загальне як самопочуття спортсменів так і виліковувати певним чином деякі хвороби. Маючи блок корекції певного тренда буде підвищувати достовірність реєстрації як "дихального" так і "серцевого" кардіосигналу, тому що для попередньо відфільтрованого (відніманням) з деяким квадратурним сигналом будуть мати складову, яка обумовлена випадковим макропереміщеннями для тіла або його деяких окремих ділянок, та систематичне зміщення відносно нуля. Засоби для дистанційного значення функцій дихання людини. Відомо, що за основу буде метод дослідження вентиляційної функції легень організму та спірометрія, яка певним чином дозволяє об'єктивно оцінювати життєву місткість легенів (ЖМЛ), а також хвилинний об'єм дихання (ХОД), Тому враховуючи форсовані обсяги (ФЖЕЛ, ОФВ1, МВЛ, РД). Потрібно виміряти певним чином швидкість повітряного потокущо буде при форсованому вдиху, величини ПОС, МОС25, МОС50, МОС75, та побудувати криву потоку - об'єм який буде дозволити пневмотахометричний метод.

Зниженням функціональної активності м'язів, що беруть участь в дихальних процесах, дискоординація та торакоабдомінальних рухів буде реєструвати метод магнітометрії (плоскі електроди що будуть приклеюються до шкіри) [1].

Наступним результатом винаходу буде можливість певної реєстрації та вимірювання пульсації обсягу повітря під час дихання, та реєстрації пульсу. Результат що забезпечується внаслідок того, що буде для кожного пацієнта проводиться певним чином процедура калібрування, яка буде забезпечувати вимірювання, та аналіз певних параметрів простору що вимірюється в паралельних шарах (по трох вимірах X, Y, Z) та буде служити для побудови деякої таблиці для перетворення даних в режиму вимірювання та реєстрації в цифрові одиниці об'єму [2]. Запропонований спосіб для дослідження

функції дихання людини, та пульсу буде полягати в наступному. Пацієнт розташовується в деякому просторі електромагнітного поля, приблизно метрового діапазону в певному положенні сидячи, та з допомогою деякого екрана з певною матрицею датчиків (МД) та проводять деяким чином виміри параметрів поля. Кількість датчиків, що бде розміщена на екрані МД, -  $p$ , де  $p$  - 64, 128, 256. При чітко нерухомому положенні верхніх а також нижніх кінцівок, буде відповідно розташовано на деякій підставці для самих ніг крісла, та зміни обсягів як грудної клітки так і живота що викликають модуляцію певних параметрів для електромагнітного поля. Екран встановлюється в просторових координатах  $(X, Y, Z)$  таким чином, щоб  $i$ -й датчик екрану та реєстрував максимальний внесок для біомеханіки як дихання, так і пульсу відповідної  $i$ -ї зони для поверхні біотіла що буде досліджуватися  $(X_i, Y_i, Z_i)$ , де  $i$  - 1 ....  $p$ , у деякому вимірюваному просторі. Вимірювання буде виконуються з деяким екраном датчиків МД з деякої дистанції не менше деякої  $L$  (см) до створеної найбільш виступаючої зони до передньої стінки для тулуба. Сигнал  $F(i, t)$  (сигнал  $i$ -го датчика буде виглядати після демодуляції, та деякої фільтрації і обробки) в єдину функцією часу, що відображає біомеханіку  $i$ -ї зони і пропорційно залежить від налаштування як певних апаратних засобів, що буде на режим вимірювання дихання людини, а також пульсу або перистальтики. Пацієнт при певним чином дистанційній спірометрії буде дихати в природній атмосфері, при цьому носовий затискач та загубник не використовуються. Дані, які певним чином будуть відображатися на екрані монітора, зможуть дати можливість оператору для деякого дослідження функції дихання мати більш детально значення управляти деякою процедурою для запису проби дихання, що певним чином буде забезпечувати можливість вибору для деякої обробки найбільш інформативного циклу.

Аналіз певних даних для рентгенографії, а також спірометрії, радіоізотопних методів, для клініки перебігу певного захворювання та даних для дистанційного способу при дослідженні деякої функції дихання що

певним чином дозволив отримати деякий алгоритм перетворення даних при патологічному відставанню "хворого" для половини грудної клітки при деякому диханні у значно відповідному зменшенні показників правого або лівого легкого пацієнта, що певним чином дозволяє доповнити спірометричні дані з обсягами як правої так і лівої легені окремо, тому можна оцінити який внесок верхнього, та середнього а також нижнього відділів для обох легень за допомогою певних гістограм а також динамічних карт дихання, тому реєструвати ступінь для відхилення від норми та місце локалізації патологічного процесу. Медична радіотермометрія. Радіотермометрія є певним методом для неінвазивного визначення як температурних певних аномалій всередині біологічного об'єкта (тіла людини). Вона може бути заснована на певних законах випромінювання нагрітих тіл, які будуть істинні і для певних біологічних об'єктів. Кожне нагріте певним чином тіло випромінює згідно закону Планка в деякому діапазоні частот, і враховуючи у тому числі і в радіодіапазоні. Тому для цього випадку потужність випромінювання буде пропорційною абсолютній температурі тіла.

Біологічні тканини є відносно прозорими для певних типів хвиль дециметрового діапазону, тому, вони оцінивши певну потужність випромінювання будуть за допомогою антени, яка прикладається до поверхні шкіри (антени - апплікатура), можна буде судити про температуру певних глибинних шарів. У разі досить посиленого метаболізму клітин (при певних онкологічних захворюваннях), тому при запальних процесах температура внутрішніх тканин буде значно підвищуватися, на чому і будуть ґрунтуватися діагностичні особливості методу.

Вперше ця схема пристрою для точного вимірювання температури віддалених органів в радіодіапазоні була запроваджена Р. Дайком і названа на його честь. Дайку належить наступна формула для радіометричного виміру:

$$\delta = \frac{T_b + T_r}{\sqrt{\Delta f \tau}}, \quad (1.1)$$

Де  $\delta$  - середньоквадратичне відносне значення флуктуації температури на виході пристрою;

$T_r$  - температура шумів що буде на вході приймача;

$T_b$  - температура шумів об'єкта;

$\Delta f$  - ширина смуги пропускання високочастотної частини пристрою;

$\tau$  - час накопичення.

При використанні на певних смугах частот в десятки та сотні мегагерц та значного часу накопичення при одиницях секунд та радіометричного значення становить в  $10^4 \dots 10^5$  разів, та значні шуми на виході пристрою радіометра еквівалентні  $0,05 \dots 0,1$  °С.

Формула вченого Дайка знаходить досить широке наступне якісне пояснення. Високочастотний сигнал буде являти собою певний шум, що складається з декількох хаотичних імпульсів що складається різної амплітуди та полярності. Тривалість цих імпульсів в значній мірі буде обернено пропорційна ширині смуги що зможе пропустити приймач. Постійна часу буде періодом для усереднення певної амплітуди імпульсів та при значному збільшенні цей процес усереднення буде значно більше число імпульсів, тому сигнал що буде на виході приладу також буде стабілізуватися, і точність показань значно збільшується. Модуляція такого сигналу є низькою з частотою що буде зменшувати вплив зміни для посилення приймального сигналу.

Динамічне багатоканальне радіотеплобачення (ДБРТ). Дослідження що зумовлене просторовим розподілом реакцій кори головного мозку буде впливати на зовнішні стимули зможуть дозволити отримати значну нову інформацію: про деякі механізми його функціонування.[3] Для точного

дослідження динаміки деяких процесів що проходять в корі головного мозку пацієнта буде придатно обмежене число цих методів, тому буде необхідно уникати застосування деяких інвазивних методів для дослідження, а також тих методів, що можуть використовувати радіоактивні випромінювання або застосовувати сильні магнітні поля. При певних дослідженнях на тваринах значного успіху набуло застосування термоенцефалоскопії - для вимірювання точної температури кори за її власним тепловим потенціалом при допомозі динамічного інфрачервоного випромінювання. Було деяким чином виявлено, що у відповідь на подразнюючий зовнішній сенсорний стимул що проходить в корі головного мозку будуть виникати певним чином різноманітні осередки що будуть характеризуватися підвищеною температурою, як для точкових, так і розподілених, враховуючи хвильові режими. Характерним, часом відповідних реакцій - є одиниці та десятки секунд.

Даний метод передбачає застосування неінвазивного технологій і, більше того, є бесконтактним, що надає йому перевагу. Але на жаль, цей метод не набув великого поширення навіть при дослідженнях на тваринах тому що вимагає зняття скальпа, що робить його неможливим для використання для вивчення певних температурних реакцій людини.

До теперішнього часу досить широкого значення набув інший метод неінвазивного вимірювання температури тканин людського організму - динамічне багатоканальне радіотеплобачення (ДБРТ), було засноване на знятті свого теплового випромінювання тканин організму не в інфрачервоному діапазоні, а в мікрохвильовому діапазоні певних частот. [4] Це може дозволити вимірювати певним чином випромінювання, що бере початок з глибини від декількох сантиметрів, інтенсивність якого, значною мірою визначається абсолютною температурою в певному зазначеному шарі тканини. Знімання інформації буде здійснюватися за допомогою конкретних контактних антен, які будуть встановлені на поверхні тіла. В силу певних конструктивних особливостей цей метод буде орієнтований на вимірювання

не зовсім абсолютної температури, а певним чином її динаміки та зміни майже по всій досліджуваній області. Даний метод також застосовувався для проведення досліджень в онкології. За його допомогою було визначено, що при тесті на цукор відбувається дуже значний розігрів в певній області, де якимось чином розташована пухлина або її метастази. Перші дослідження досить чітко підтвердили, що цей метод є значною мірою ефективним для поточного вивчення реакцій кори головного мозку організму.

Реокардіомоніторні системи. На сьогоднішній день досить широкого поширення серед всіх систем віддаленого моніторингу набувають в кардіології та отримали деякі носії ЕКГ-моніторів. У той же час значною мірою відзначається абсолютна та відносна відсутність апаратури для застосування дистанційного аналізу для імпедансних реограмм, що таким чином пояснюється, з одного боку, або технічною складністю для імпедансних вимірювальних перетворювачів для порівняння з недавнім впровадженням засобів що є доступними для автоматизації процедур для діагностики, а з іншого – деякими проблемами методичного а також алгоритмічного характеру, особливістю яких є прояв в умовах як природної рухливості так і змінення положення тіла пацієнта.

Враховуючи певні обставини, що насамперед склалися на ринку телемоніторних систем для діагностики, а також основну близькість певних областей застосування систем дистанційного аналізу ЕКГ а також реографії, зможемо розглянути основні типи ЕКГ-моніторів, що вже є відомі.

Значного використання в медичній практиці набула електрокардіографія і різноманітність деяких умов, в яких може певним чином знадобитися кардіологічна допомога, тому створили базу яка передувала розвитку різних технологій для дистанційного аналізу ЕКГ. Класифікація останніх представлена в таблиці 1.1.

Таблиця.1.1 - Класифікація методів дистанційного аналізу ЕКГ

Класифікаційна ознака	Відомі варіанти реалізації
1	2



середовище передачі	Радіоканал з малим радіусом дії Радіоканал з великим радіусом дії Телефонні лінії загального користування Виділені провідні лінії
Методи передачі	Аналогові Цифрові
Число одночасно переданих сигналів	Одноканальні Багатоканальні
Характер приймального обладнання	Спеціальне обладнання приймального Стандартні пристрої загального обладнання призначення (факс, твейджер)

На сьогодні найбільшого поширення вже набули деякі системи передачі ЕКГ по каналах зв'язку, що певним чином обумовлено широкою доступністю і відносною простотою зв'язку.

Радіоканальні системи можуть використовуватися рідше, але їх значущість незаперечна, особливо коли необхідно певним чином забезпечити деяку природну мобільність як передавальної сторони при досить тривалому моніторингу в реальному часі особливо активно набувають переміщення пацієнтів (з системами які мають малий радіус дії) або деяким чином за підтримки значною мірою мобільних бригад швидкої допомоги (системи з великим радіусом дії).

Система для здійснення дистанційного моніторингу параметрів центральної гемодинаміки згідно з рисунком 1,1 може включати в себе 1 портативний реокардіомонітор який носить пацієнт з приєднаним 2, який також бере участь у здійсненні виміру та передачу реограм та електрокардіограм з однією єдиною електродною системою, а також центральний монітор 3 і основну базову станцію 4, що певним чином забезпечуює прийом, та обробку а також візуалізацію даних що отримуються у реальному масштабі часу. Розроблений для цього радіотелеметричний протокол має тимчасовий поділ каналів що дозволяє одночасно моніторувати до чотирьох пацієнтів.

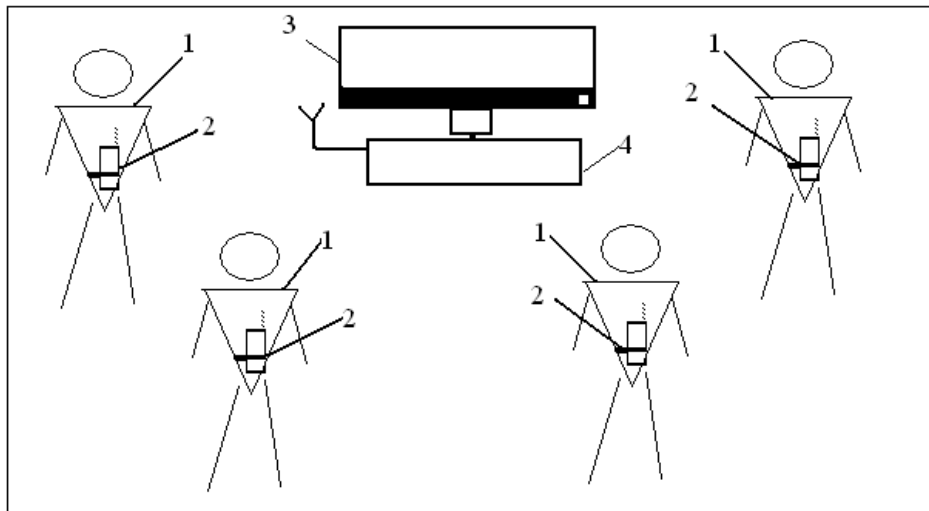


Рисунок 1.1 - Біорадіотелеметрична реокардіомоніторна система

У каналі імпедансного вимірювального перетворювача застосована нова технологія формування трирівневих зондувальних струмів і стробований синхронного детектування. Синтез трьохрівневого зондуючого струму, управління синхронним детектуванням і аналого-цифровим перетворенням, формування радіотелеметричного протоколу здійснює мікроконтролер AT90S1200. Основні переваги, що визначили вибір даного мікроконтролера, - можливість роботи від напруги 3В з метою зниження споживаного модулем струму, висока продуктивність (при тактовій частоті 7,4 МГц час виконання однієї команди від 135 нс), розвинена система команд, а також доступні та зручні засоби проектування і налагодження .

Технічно новим рішенням для розробленого реокардіомонітора є нормуючий фільтр-підсилювач на виході синхронного детектора представлений на малюнку 1.2, який дозволяє використовувати один канал для повного реографічного сигналу, не розділяючи його на базовий імпеданс і пульсову складову реограми, тим самим скорочені апаратні витрати і кількість переданих каналів . Крім того, підвищення частоти зрізу аналогових фільтрів верхніх частот до 1,8 Гц з подальшою програмною корекцією лінійних частотних спотворень сигналів дає можливість застосування, що задовольняють вимогам компактності конденсаторів з малими розмірами.

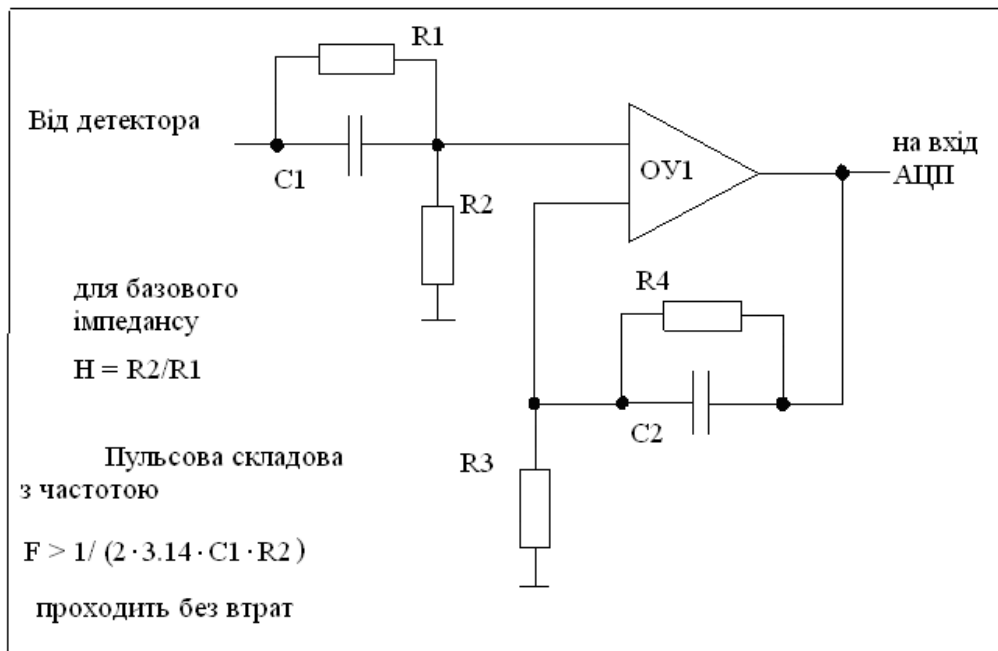


Рисунок 1.2 - Нормуючий фільтр-підсилювач

Система аналого-цифрового збору даних реалізована на чотирьохканальному 16-розрядному АЦП послідовних наближень AD974, що має вбудований джерело опорної напруги, вхідний мультиплексор, пристрій вибірки-зберігання і послідовний цифровий інтерфейс. Дана мікросхема може функціонувати від одного джерела живлення 5В і має режим зниженого споживання.

Використання 16-розрядного АЦП дозволяє збільшити допустимий розмах вхідних, сигналів в 16 разів у порівнянні з раніше застосованим 12-розрядним АЦП, що значно знижує ймовірність спотворення реограми вільного переміщення пацієнта в силу обмеженого динамічного діапазону АЦП.

Переваги: виключення «прив'язки» обстежуваного до діагностичної апаратури забезпечує природну рухливість пацієнта при виконанні ним функціональних проб, тестових професійних операцій та інших діагностичних, профілактичних і лікувальних заходів, покращує якість життя пацієнтів, і в той же час дозволяє лікарю оперативно отримувати об'єктивну картину стану серцево -судинної системи, застосування для обробки отриманої інформації комп'ютера, висока швидкість передачі даних,

можливість одночасного моніторингу декількох пацієнтів. Недоліки: обмежений ресурс автономного джерела живлення, аналогові фільтри інфранизких частот містять великогабаритні компоненти, що не задовольняє вимогам портативності, в умовах, природної рухливості пацієнта існує ймовірність спотворення діагностичних реограм.

## 1.2 Прилади для дистанційної реєстрації біосигналів

Пристрій реєстрації артеріального пульсу і частоти дихання. Логічний блок аналізу сигналів, виконаний на базі ЕОМ з високим ступенем точності і надійності, автоматично обробляє квадратурні складові, виділяючи фазу відбитого сигналу і роздільно реєструючи параметри процесу дихання і пульсу. На рисунку 1.3 представлений блок -схема пристрою для доплеровської локації. Спостереження за артеріальним пульсом і процесом дихання для дослідження психофізичного стану здійснюється наступним чином.

Діяльність серцево-судинної системи і дихання роблять комбінований вплив на шкірний покрив, що виявляється у вигляді коливальних мікропереміщеннях шкіри. При цьому виділяють зміна фази  $\varphi$  відбитого сигналу (яке лінійно пов'язане зі зміною відстані до об'єкта, що опромінюється), шляхом його розкладання на квадратурні складові  $\sin \varphi$  і  $\cos \varphi$ , коригування (фільтрації шляхом вирахування низькочастотного тренду) і перетворення синусної ( $l_2 = \sin \varphi$  і косинусном  $l_1 = \cos \varphi$ ) квадратурних складових сигналу в аргумент його фази  $\varphi$  обчислюваний в блоці виділення фази як арктангенс відносини квадратурних складових сигналу в аргумент його фази., що обчислюється в блоці виділення фази як арктангенс відносини квадратурних складових  $\varphi = \arctg(l_1/l_2)$ .

Потім з отриманого безперервного сигналу, що характеризує зміна фази за рахунок переміщення відбиває світло (тобто опромінюються ділянки шкіри),

виділяють складові процесів дихання і пульсу, реєструють параметри процесу дихання (у вигляді кривої дихальної екскурсії) і пульсу (у вигляді кардіоінтервалів) і по ним оцінюють психо-фізіологічний стан досліджуваного об'єкта, використовуючи відомі в медицині методики.

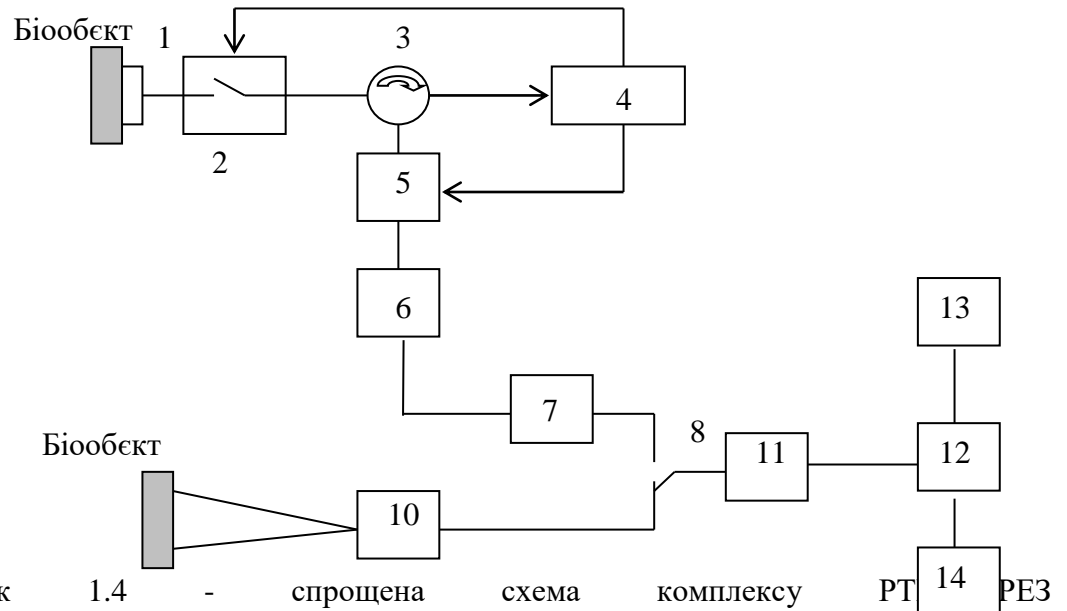
Пристрій працює наступним чином. Опромінення пульсуючого органа (ділянки поверхні шкіри) здійснюється передавальною антеною 4, виконаним, наприклад, у вигляді конічного рупора з вузькою діаграмою спрямованості основного пелюстка, сигналу надвисокої частоти в діапазоні від 10 до 100 ГГц на яку надходить: від передавального СВЧ-генератора 1 через вентиль 2 і спрямований відгалужувач 3. Відбитий сигнал, що містить доплерівську частоту, модульований періодичними процесами биття пульсу (кровотоку) і дихання, сприймається приймальною антеною 6 і надходить на вхід блоку 5 до дільниці 10, який розділяє його на дві рівні частини і направляє на входи балансних змішувачів 11 і 12 квадратурних каналів. Опорний сигнал, відгалужень направленим відгалужувачем 3 від випромінюваного сигналу з передавального генератора 1 після вентиля 2, надходить на дільник 9, де розділяється, аналогічно дільнику 10, на дві частини, одна з яких направляється на другий вхід балансного змішувача 11, а інша через фазообертач 13 - на другий вхід балансного змішувача 12. Квадратурні складові доплерівського сигналу з виходів балансних змішувачів 11 і 12 надходять на ідентичні попередні підсилювачі доплерівської частоти 14 і 15, де вони посилюються до необхідної величини і потім надходять на блок фільтрації 7, який видаляє низькочастотні зміщення щодо нульового рівня, обумовлені випадковими переміщеннями опроміненого об'єкта. З виходу блоку корекції тренда 7 сигнали надходять на блок 16, де перетворюються на поточну фазу відбитого сигналу. Логічний блок аналізу 17 складається з блоків 18 і 19 і забезпечує виділення складових процесу дихання і пульсу і їх реєстрацію шляхом обробки сигналу в наступній послідовності. У блоці 18 відбувається виділення "дихального" компонента з сигналу поточної фази (характеризує коливальний процес

мікропереміщення шкірного покриву, шляхом нелінійної фільтрації та реєстрації кривої дихальної екскурсії, а в блоці 19 з сигналу поточної фази видаляють "дихальну" компоненту.

Пристрій для дистанційного дослідження функцій дихання. Пристрій працює наступним чином. Обстежуваний розташовується в просторі електромагнітного поля, джерелом якого є високочастотний генератор з випромінюючою пластиною, в медичному кріслі в положенні сидячи. Пацієнт розслаблюється, знімає напругу, звикає до пози. Установка екрана МД проводиться за допомогою підйомника, під час процедури установки і здійснюється в ручному або автоматичному режимі під управлінням сигналів, що надходять з виходу ЦАП перетворювача на вхід блоку управління системи наведення. Вимірювання виконуються екраном датчиків МД з дистанції не менше 3 - 10 см до найбільш виступаючої зони передньої стінки. На поверхні матриці датчиків утворюється рельєф, що володіє виборчими і фільтруючими властивостями, параметри якого залежать від зростання, статі, ваги і конституції обстежуваного. Сигнал з I-го датчика після демодуляції і фільтрації за допомогою блоку детекторів надходить на мультиплексор, з виходу мультиплексора на вхід підсилювача каналу. Частота дискретизації, яка надходить на керуючий вхід мультиплексора, задається генератором відомої схеми фазового автопідстроювання частоти ФАПЧ, опорної частотою ФАПЧ є частота мережі - 50 Гц. За допомогою ФАПЧ досягається компенсація мережевих перешкод і наведень на канал зв'язку. Аналогові сигнали з виходу каналу надходять на вхід АЦП перетворювача з частотою перетворення не менше 100 кГц, з виходу якого подаються на вхід IBM-PC.

Програмне забезпечення складається з програмних модулів, що реалізують відповідні етапи збору, обробки, відображення та документування даних обстеження Медичний радіотермометрія РТМ-01-РЕЗ. Розглянемо побудову діагностичного медичного радіотермометрію РТМ-01-РЕЗ призначеного для вимірювання внутрішньої (глибинної) температури тканин по їх природному

тепловому випромінюванню в мікрохвильовому діапазоні і вимірювання температури шкірних покривів за їх тепловим випромінюванням в інфрачервоному діапазоні. Радіотермометрія є модуляційним нуль-радіометром з ковзаючою схемою компенсації відображень між біооб'єктив і антеною приладу.



1 - антена, 2 - вимикач, 3 - циркулятор, 4 - радіометр, 5 - нагрівається резистор, 6 - генератор опорної напруги, 7 - підсилювач, 8 - перемикач режимів, 10 - інструментальний підсилювач, 11 - аналого-цифровий перетворювач, 12 - процесор, 13 - монітор, 14 - принтер.

До складу апаратури входять: антена (аплікатор), радіодатчики, датчик температури шкіри, блок обробки інформації, персональна ЕОМ (ПЕОМ).

Вимірювання внутрішньої температури виробляється контактним способом. При цьому антена прикладається до шкіри пацієнта на проекції досліджуваного органу або його частини.

Потужність шумового сигналу в радіодіапазоні, що надходить на вхід антени, можна визначити за формулою:

$$P = \epsilon KTB \quad (1.2)$$

де  $K$  - постійна Больцмана ( $1,38 \cdot 10^{-23}$  Дж / град);

T - усереднена температура внутрішніх тканин (градуси Кельвіна),

B - смуга частот радіоприйому (Гц) - випромінювальна здатність.

При смузі частот  $B = 100$  МГц (108Гц) і температурі тканин 310 К ця потужність становить приблизно  $4 \cdot 10^{13}$  Вт. На цьому тлі необхідно вимірювати зміна температури в 0,1 К, тобто зміна потужності приблизно на  $10^{16}$  Вт. Зазначена величина надзвичайно мала і може бути виміряна тільки при використанні спеціальних методів прийому та обробки сигналів. Потужність випромінювання строго пропорційна температурі тіла, тому вона може визначатися за інших незмінних умов в градусах температури. Безпосередньо за антеною встановлений вимикач 2, який переключається із замкнутого в розімкнутий стан 1000 раз в секунду. [5] При замкнутому стані перемикача сигнал проходить через плечі а - в циркулятора і посилюється в радіометричні частини приладу 4. При розімкнутому стані вимикача 2 в плече з циркулятора 3 надходять шуми від нагрівача резистора 5, які відбиваються від вимикача 2 і через плечі а - в циркулятора 3 також потрапляють на вхід радіометра 4. В радіометрії відбувається посилення сигналів і порівняння їх потужності (температури) при двох положеннях перемикача 2. Напруга, пропорційна різниці температур тканини і нагрівається резистор 5, нагріває або охолоджує резистор до тих пір, поки зазначені температури не зрівняються. Нагріваєтий резистор є тонкою керамічною пластиною малої площі. На зовнішній стороні пластини нагрівається резистор виконаний у вигляді мініатюрного плівкового елемента. Цей резистор має опір 50 Ом і узгоджений з плечем з циркулятора. Таким чином, вимірювання внутрішньої температури тканин замінюється вимірюванням температури нагрітого резистора, що спрощує побудову апаратури. На нагрітоу резисторі встановлений перетворювач температура-напруга. Напруга з виходу перетворювача поступає на підсилювач 7 і далі на перемикач режимів 8, а потім на аналого-цифровий перетворювач 11, службовець для зв'язку з ПЕОМ. В ПЕОМ, що складається з процесора 12, 13 монітора і принтера 14, здійснюються наступні операції:



- фіксація даних пацієнта;
- фіксація анамнезу;
- фіксація даних вимірювань температури, прив'язаних до позиції датчиків.

Дані по температурі обробляються і можуть бути відображені на моніторі або принтері у вигляді термограми або у вигляді поля температур. Таким чином, розглянуто будову та принципи дії комп'ютеризованого радіотермометрії РТМ-01-РЕЗ. Апарат має довгострокову стабільність свідчень. Завдяки спеціальним схемам він може працювати при значній зміні температури навколишнього середовища. Введення пристрою вибірки - зберігання прискорює процес вимірювання, особливо при скринінгових дослідженнях.

Радіотермографи «розкату». В експериментальних дослідженнях використовували багатоканальний радіотермографи розкату, розроблений спільно ІРЕ РАН і НПО ВЕГА-М. Цей прилад являє собою апаратно-програмний комплекс, що складається з високочутливого приймача дециметрового діапазону хвиль (радіометра), комплекту антен-аплікаторів (по числу каналів) з пристроями кріплення на голові та тілі людини, персонального комп'ютера типу ІВМ і пакету програмного забезпечення. Передача інформації з радіометра на комп'ютер здійснюється в цифровому вигляді через стандартний порт RS-232. У приладі передбачено світлодіодний контроль якості установки антен-аплікаторів на тілі (голові) людини. Є датчики температури шкіри під антенами і датчик кімнатної температури. З урахуванням постійної часу інтегрування мінімальний період досліджуваних процесів становив 40 с.

Дослідження проводили в екранованій камері фірми " Belling & Lee ", що забезпечує ослаблення радіоперешкод більше 100 дБ. Антени-аплікатори встановлювалися на голові випробуваного відповідно до міжнародної системи відведень при електроенцефалографії 10 - 20. У перші 10 хв

записувався "фоновий" розподіл температур, після чого давалася команда на початок фізіологічного тесту. Після закінчення тесту запис тривав ще 10 хв. Для радіотермографії "зображення" синтезується наступним чином: перед початком сеансу на екран дисплея виводиться змінна маска досліджуваного об'єкта - голова людини представлена малюнком 1.5, відповідно до якої виробляються розстановка антен-аплікаторів і подальша прив'язка одержуваної інформації до зображення об'єкта.

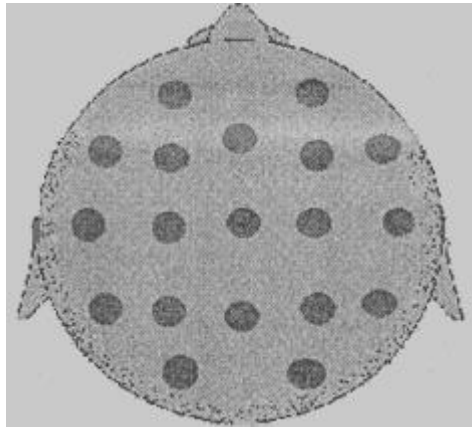


Рисунок 1.5 - Маска голови.

## 2 ОПИС СХЕМИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ

### 2.1 Аналіз структурної схеми пристрою

Дистанційний комплекс контролю стану складається з передавача і радіоприймача.

Передавач має два електроди: сигнальний і пасивний. Сигнальний електрод кріпиться в активній зоні, а пасивний електрод є загальним. Електроди знімають сигнал, який передається по радіоканалу за допомогою антени на електричний кардіограф з частотою 27,12 МГц. Електричний кардіограф складається з приймача, дешифратора, детектора, підсилювача, підсилювача вертикального відхилення, електронно-променевої трубки, що задає горизонтальної розгортки, джерела живлення, високовольтного блоку живлення, блоку сполучення з комп'ютером, комп'ютер, індикатор. Блок - схема радіоприймача представлена на рисунку 2.1.

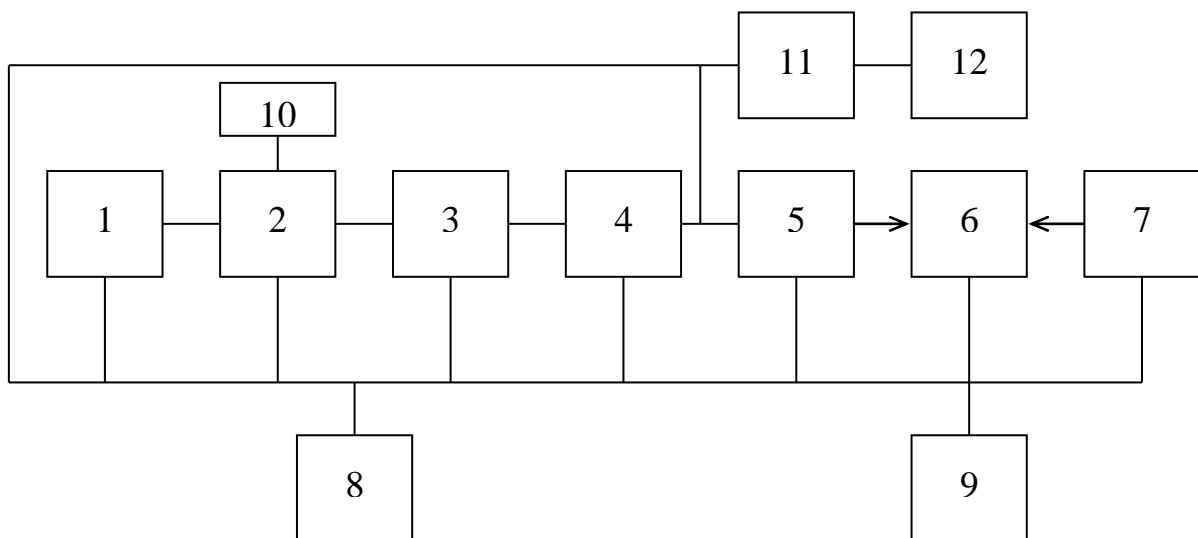


Рисунок 2.1 - Структурна схема дистанційного комплексу контролю функціонального стану

1 - приймач, 2 - дешифратор, 3 - детектор, 4 - підсилювач, 5 - підсилювач вертикального відхилення, 6 - електронно-променева трубка, 7 - задає генератор горизонтальної розгортки, 8 - джерела живлення, 9 - високовольтного блоку живлення, 10 - індикатор, 11 - пристрій сполучення, 12 - комп'ютер.



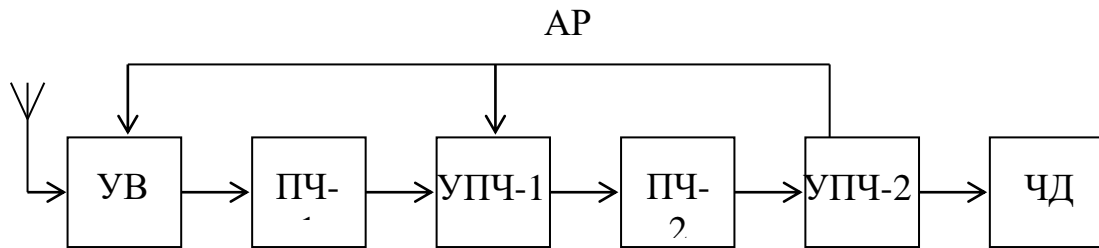


Рисунок 2.2 - Структурна схема приймача

Структурна схема приймача представлена на рисунку 2.2. Підсилювач високої частоти, який призначений для посилення сигналу, що приймається штирьовою антеною. Перетворювачі частоти ПЧ-1 і ПЧ-2 призначені для перетворення високочастотного сигналу в першу і в другу проміжну частоту. Підсилювач першої та другої проміжної частоти ППЧ-1 і ППЧ-2 призначені для посилення сигналу першої та другої проміжної частоти, та отримання необхідної частоти пропускання приймача. На друкованій платі УПЧ-2 виконана схема автоматичного регулювання підсилення, яка забезпечує автоматичну зміну посилення підсилювача високої частоти УВЧ в залежності від величини вхідного сигналу. ЧД - детектор призначений для перетворення високочастотного сигналу, модульованого за частотою, в імпульсну послідовність.

Приймач виконаний за супергетеродинною схемою з подвійним перетворенням частоти для підвищення чутливості та вибіркової, а так само для перешкодозахищеності системи.

Дешифратор 2 призначений для виділення з послідовності імпульсів, модульованих по частоті, першої гармонійної складової та її подальшого перетворення. Структурна схема дешифратора показана на малюнку 2.3. Підсилювач призначений для посилення сигналу що надійшов з приймача. Підсилювач-обмежувач призначений для посилення імпульсом, обмежених за амплітудою на рівні 30 мВ. Це дозволяє значно поліпшити перешкодозахищеність системи. [6]. Смуговий фільтр виділяє з імпульсної послідовності, модульовану по частоті, першу гармонійну складову.

Емітерний повторювач служить для узгодження вихідного опору фільтру і вхідного опору формувача імпульсів, призначеного для формування імпульсів прямокутної форми з синусоїдального сигналу.

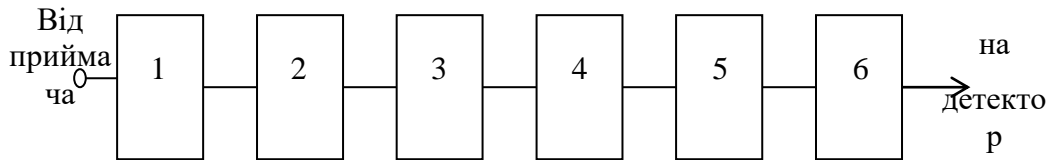


Рисунок 2.3 - Структурна схема дешифратора

1 - підсилювач, 2 - підсилювач-обмежувач, 3 - емітерний повторювач; 4 - смуговий фільтр, 5 - емітерний повторювач, 6 - формувач. Детектор 3 призначений для виділення низькочастотного сигналу і придушення побічних продуктів перетворення. Структурна схема детектора представлена на рисунку 2.4.

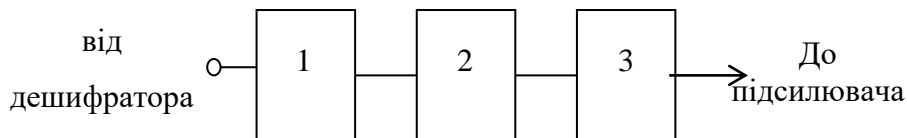


Рисунок 2.4 - Структурна схема детектора

1 - режим мультівібратора, 2 - частотно-імпульсний детектор, 3 - фільтр низьких частот.

Режим мультівібратор 1 забезпечує на виході імпульсну послідовність постійною амплітудою, суворо постійною тривалістю і шпаруватістю  $Q = 10$ . Всі ці фактори забезпечують чітку роботу частотно-імпульсний детектора 2, який перетворює імпульсну послідовність в низькочастотний сигнал. Фільтр низьких частот 3 пригнічує частоти побічних продуктів перетворення після детектування і тактову частоту 3500 Гц. Підсилювач 4 служить для посилення низькочастотного сигналу і придушення перешкоди з промислової частотою 50 Гц. Підсилювач вертикального відхилення 5 і генератор горизонтальної розгортки 7 забезпечують відповідно вертикальну і

горизонтальну розгортку променя на екрані ЕПТ 6. Джерело живлення 8 забезпечує стабілізованим харчуванням всі вузли та блоки радіоприймача, високовольтний блок живлення 9 забезпечує харчування електронно-променевої трубки 6. Індикатор 10 забезпечує підстроювання частоти, що піднесе. Блок сполучення 11 служить для сполучення радіоприймача з комп'ютером 12, який забезпечує швидке відображення та обробку інформації надходить від електричного кардіограф.

## 2.2 Аналіз елементної бази

Пристрій сполучення призначений для підключення різних електричних пристроїв до комп'ютера. В нашому випадку необхідно підключити до комп'ютера електричний кардіограф. Відповідно до завдання на ДП пристрій сполучення повинно відповідати наступним вимогам:

- Багатофункціональність;
- Мати до 25 каналів для вхідних даних;
- Підключення до комп'ютера через паралельний порт;
- Малогабаритні;
- Легка зйомка та установка;
- Повна ізоляція з живлення.

Двадцять п'ять вхідних каналів необхідно для передачі даних в комп'ютер від різних пристроїв, датчиків і так далі, які в перспективі можуть бути підключені до ЕОМ при виконанні інших робіт з різних дисциплін. Головною умовою при проектуванні пристрою сполучення - це його сумісність з іншою апаратурою і багатофункціональність. [7].

Управління мікросхемою здійснюється за двома адресним входам 9,10 і входу вибору мікросхеми 6. При подачі на вхід 6 високого рівня канали закриваються. При наявності низького рівня на вході 6 будь-який з 4 можливих комбінацій значень на входах 9,10 відповідає один відкритий

канал в кожному мультиплексоре одночасно. Вхід 6 має найбільший пріоритет з усіх видів управління.

В мультиплексорі використана модифікована схема ключа, завдяки якому опір відкритого каналу має малу залежність від зміни вхідного сигналу в діапазоні комутованих напруг, що лежать в діапазоні між значеннями напруги живлення на входах 7 і 16. Оскільки опір відкритого каналу мультиплексора залежить від його напруги харчування (мінімально), то виберемо для харчування мультиплексора напруга 12В, яке можна взяти від приймача дистанційного комплексу контролю функціонального стану та при якому забезпечується досить малий опір відкритого каналу. Обраний за адресою сигнал надходить на систему операційних підсилювачів, зібраних на мікросхемах КР140УД708.

Каскад на транзисторі VT1 (КТ315), зібраний по схемі із загальним емітером, забезпечує необхідну підстроювання по харчуванню для стабільної роботи операційних підсилювачів. Система операційних підсилювачів підсилює сигнал до рівня, який необхідний для нормальної роботи АЦП. Аналого-цифровий перетворювач виконаний на мікросхемі К1107ПВ2. Являє собою восьмирозрядний аналого-цифровий перетворювач з частотою 20МГц. Призначення висновків представлена в таблиці 5.1.

Таблиця 2.1 - Призначення висновків АЦП К1107ПВ2

номер виводу	призначення висновку
1	2
11	опорна напруга 1
1	2
13,15,16,18,20	Вхід (аналоговий сигнал)
14,19	Загальний (аналогова "земля")
17	Висновок коригування нелінійності
22	опорна напруга 2
28,43	Живлення1
29,42	Загальний (цифрова "земля")
32...35,37...40	висновки 8...5, 4...1



36,40	Управління вихідним кодам
47...50	Живлення <sup>2</sup>
1...10,12,21,23...27,31,51...64	незадіяні

Роботою АЦП управляє один тактовий сигнал. Вибірка виробляється через 10 ... 22 нс після проходження переднього фронту тактового сигналу. Кодування відбувається після проходження заднього фронту тактового імпульсу, а результат, отриманий в процесі кадрування, передається у вихідний регістр одночасно з переднім фронтом чергового такого імпульсу. Затримка цифрового виходу  $t_{d0}$  не перевищує 50 нс. Це дає можливість переднім фронтом чергового тактового імпульсу провести наступну вибірку, тобто в момент, коли на виході мікросхеми виходить результат N-ої вибірки на вході проводиться  $n + 2$  вибірка, а результат  $n + 1$  вибірки ховати у проміжний ступінь.

Мінімальна тривалість імпульсу і паузи між імпульсами, які визначаються тривалістю перехідних процесів в окремих ступенях АЦП в заданому діапазоні робочих температур, визначають тактову частоту ( $f_{cmax} > 20$  МГц). [8]

Каскад на транзисторах VT2 і VT3 (КТ301), зібраний з диференціальною схемою забезпечують стабільне живлення для нормальної роботи АЦП.

Управлінням АЦП і вибіркою адреси на аналогових комутаторах здійснюється комп'ютером через однокристальний програмований пристрій введення / виводу паралельного типу виконаного на мікросхемі КР580ВВ55А. Містить три канали введення / виводу: А, В і С і може працювати в одному з трьох режимах:

1. Режим 0 - простий введення / виведення;
2. Режим 1 - стробований введення / виведення;
3. Режим 2 - двонаправлений канал.

Необхідний режим задається попереднім записом в БІС керуючого слова. Режим роботи каналів можна змінювати як на початку, так і в процесі

виконання програми, що дозволяє обслуговувати різні периферійні пристрої в певному порядку з допомогою однієї БІС К580ВВ55А. Режими роботи каналів А і В можуть бути встановлені різними одночасно.

Розглянемо кожен з її вузлів. Вхідні / вихідні формувачі каналу даних є двонаправлені буфери, виходи яких мають третій стан "вимкнено". Буфери призначені для прийому керуючих слів і даних на внутрішню магістраль КР580ВВ55А і для видачі на магістраль системи інформації стану і даних від зовнішніх пристроїв.

Зміст 7-розрядного регістра керуючого слова визначає режим роботи та напрямки передачі кожного з каналів вводу / виводу. У цьому регістрі можна тільки записувати інформацію. Схема вибору каналу призначена для формування сигналів управління внутрішніми і зовнішніми передачами даних, керуючих слів та інформації стану. Регістри каналів А, В, С і вихідні формувачі призначені для підключення зовнішніх пристроїв введення / виведення до магістралі даних МП. Схеми управління каналом С програмним способом змінювати стан будь-якого розряду регістра С [9]. У нашому випадку пристрій введення / виводу працює в режимі 0. Простий введення / виведення даних за трьома 8-розрядним каналам, причому канал С розбитий на два 4-розрядних каналу. При роботі схеми в цьому режимі ніяких додаткових сигналів управління не потрібно.

Управління мікросхемою вводу / виводу здійснюється ЕОМ через мікросхеми КР1533ЛН1 і КР1355ЛА2. З виходу КР1355ЛА2 на вхід CS мікросхем вводу / виводу подається логічний 0 або 1, що вмикає або вимикає її. Транзисторні оптопарі (АОТ123А) призначені для управління вибіркою адреси (U2 ... U8) з роз'єму (X1) і передачі інформації надходить по вимірювального каналу (U1). Вони здійснюють так само повну розв'язку схеми від ЕОМ з харчування. Повна розв'язка з харчування призначена для запобігання перегорання дорогих елементів схеми і комп'ютера. При перевищенні напруги гранично допустимого значення напруги або пробивання напруги на корпус, автоматично припиняється вибірка адреси на

мультиплексах (K561КП1) або транзисторна оптопара перегорає, що призводить до автоматичного відключення плати сполучення від мережі живлення.

Пристрій сполучення підключається до комп'ютера через штирьовий роз'єм (X2).

## 3 КОМПОНУВАННЯ ПРИСТРОЮ

### 3.1 Задачі компонування

Компонування може бути реалізовано різними методами: геометричним, машинобудівним, топологічним, проектування моноконструкцій, базовим, евристичним та автоматизованого проектування. Дамо коротку характеристику деяким з них.

**Геометричний метод.** В основу методу покладена структура геометричних і кінематичних зв'язків між деталями, що представляє собою систему опорних точок, число і розміщення яких залежить від заданих ступенів свободи і геометричних властивостей тіла. Цей метод є основним засобом вирішення завдання у всіх випадках, коли від конструкції потрібна висока точність взаємного переміщення деталей або тривале і точне збереження певних параметрів, що залежать від розташування деталей.

**Машинобудівний метод.** В основу цього методу покладена структура геометричних і кінематичних зв'язків між деталями, що представляє собою систему опорних поверхонь, число і розміщення яких вибирається з мінімізації маси і допустимої міцності конструкції. Метод знайшов застосування при проектуванні несучих конструкцій РЕА всіх рівнів, кінематичних ланок функціональних вузлів, а також усіх видів нерухомих з'єднань.

**Топологічний метод.** В основу його покладена структура фізичних зв'язків між ЕРЕ, тобто представлення конструктивного виду електричної схеми та її геометричної (топологічної) зв'язності, незалежно від її функціонального змісту.

**Базовий метод конструювання.** В основу методу покладено розподіл апаратури на конструктивно і схемно-закінчені частини. Базовий метод конструювання і його різновиди (функціонально-модульний, функціонально-вузловий і функціонально-блочний методи) ґрунтуються на принципах агрегування, функціональної та розмірної взаємозамінності, схемної і

конструктивної уніфікації. Розподіл базового методу на різновиди пов'язано з обмеженнями схемної і конструкторської уніфікації структурних рівнів (модулів, функціональних вузлів, блоків). Конструкторські розрахунки - один з основних розділів дипломного проекту. В даному розділі перевіряється відповідність основних характеристик розробленого пристрою, що пред'являються технічним вимогам. Вибираються способи захисту від впливу зовнішніх факторів, таких, наприклад, як вібрації і підвищена температура. У процесі розрахунків вибирається компоновальна схема пристрою, метод і принцип його конструювання. [10] Надійність є одним з головних технічних параметрів, що характеризують ЕВА. Розрахункові значення показників надійності служать відправним моментом при остаточному виборі схемних і конструктивних рішень. Методика розрахунків надійності і приведена далі.

### 3.2 Визначення розмірів і маси конструкцій

визначаємо габаритні розміри плати за формулою:

$$S_{\text{плати}} = \sum S_{\text{уст.}} \times q \quad (q = 2 \dots 4),$$

де  $\sum S_{\text{уст.}}$  – сума установочних площ усіх радіоелементів, що знаходяться на платі;

$q$  – коефіцієнт запасу.

Знаходимо  $\sum S_{\text{уст.}}$ , додавши дані з таблиці 1:

$$\sum S^I_{\text{уст}} = \sum S^{II}_{\text{уст}} = 3522 \text{ мм}^2 \approx 36 \text{ см}^2;$$

$$\sum S^{III}_{\text{уст1}} = 2136 \text{ мм}^2 \approx 22 \text{ см}^2;$$

$$\sum S^{III}_{\text{уст2}} = 1386 \text{ мм}^2 \approx 14 \text{ см}^2.$$

маємо орієнтовну площу плат:

$$S^I_{\text{плати}}^{\text{ор}} = S^{II}_{\text{плати}}^{\text{ор}} = 3522 \times (2 \dots 4) = (7044 \dots 14088) \text{ мм}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати1}}^{\text{ор}} = 2136 \times (2 \dots 4) = (4272 \dots 8544) \text{ мм}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати2}}^{\text{ор}} = 1386 \times (2 \dots 4) = (2772 \dots 5544) \text{ мм}^2.$$

Реальні розміри плати 55×70 мм

$$S^I_{\text{плати}} = S^{II}_{\text{плати}} = 3600 \text{ мм}^2 = 36 \text{ см}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати1}} = 3600 \text{ мм}^2 = 36 \text{ см}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати2}} = 2000 \text{ мм}^2 = 20 \text{ см}^2.$$

Висота плати залежить від максимальної висоти радіокомпонентів. В даному випадку на платі таким є конденсатор К50-35:

$$h_{\text{плати з елем.}} = 25,5 \text{ мм.}$$

Найвищим компонентом пристрою є трансформатор, висота якого складає 45 мм. Отже при розрахунку об'єму корпусу ми будемо використовувати це значення для максимальної внутрішньої висоти.

Знаходимо об'єми плат та масу:

$$V^I_{\text{пл}} = V^{II}_{\text{пл}} = S^I_{\text{плати}} \times h = 36 \times 3,55 = 269,8 \text{ см}^3;$$

$$V^{III}_{\text{пл1}} = S^{III}_{\text{плати1}} \times h = 36 \times 3,55 = 198,8 \text{ см}^3;$$

$$V^{III}_{\text{пл2}} = S^{III}_{\text{плати2}} \times h = 20 \times 3,55 = 71 \text{ см}^3;$$

$$m^I_{\text{пл}} = m^{II}_{\text{пл}} = V^I_{\text{пл}} \times \rho_{\text{мат}} = 269,8 \times 0,14 = 37,7 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{пл1}} = V^{III}_{\text{пл1}} \times \rho_{\text{мат}} = 198,8 \times 0,14 = 27,8 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{пл2}} = V^{III}_{\text{пл2}} \times \rho_{\text{мат}} = 71 \times 0,14 = 9,94 \text{ г.}$$

Масу радіоелементів знайдемо з таблиці 1. Маса елементів, що розміщені на платі:

$$m^I_{\text{ел.пл}} = m^{II}_{\text{ел.пл}} = 69,25 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{ел.пл1}} = 40,85 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{ел.пл2}} = 28,4 \text{ г.}$$

Маса елементів, що розміщені поза платою:

$$m_{\text{ел.кор}} = 820 \text{ г.}$$

Сумарна маса елементів для всіх варіантів:

$$m^I_{\text{ел}} = m^{II}_{\text{ел}} = m^I_{\text{ел.пл}} + m_{\text{ел.кор}} = 69,25 + 820 = 889,25 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{ел}} = m^{III}_{\text{ел.пл1}} + m^{III}_{\text{ел.пл2}} + m_{\text{ел.кор}} = 40,85 + 28,4 + 820 = 889,25 \text{ г.}$$

Габаритні розміри приладу, скомпонованого за варіантом I визначаємо наступним чином.

Внутрішній об'єм залежить від об'єму, який займає плата з радіoeлементами (плюс певний запас).

Для *першого варіанту*:

внутрішні розміри:

$$\text{а) висота } h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = 45 + 18 = 63 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 95 + 30 + 10 = 135 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 80 + 10 = 90 \text{ мм};$$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

$$\text{а) висота } h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 63 + 2 \times 2 = 67 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 135 + 4 = 139 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 90 + 4 = 94 \text{ мм}.$$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (6,7 \times 13,9 \times 9,4 - 6,3 \times 13,5 \times 9) \times 1,35 = 148,46 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 6,7 \times 13,9 \times 9,4 = 875,4 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^I = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 148,46 + 43,09 + 889,25 = 1080,1 \text{ г};$$

$$V_{\text{прист}}^I = V_{\text{корп}} = 875,4 \text{ см}^3.$$

Для *другого варіанту*:

внутрішні розміри:

$$\text{а) висота } h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = 45 + 18 = 63 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 125 + 10 = 135 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 80 + 10 = 90 \text{ мм};$$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

$$\text{а) висота } h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 63 + 2 \times 1,5 = 66 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 135 + 3 = 138 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 90 + 3 = 93 \text{ мм}.$$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (6,6 \times 13,8 \times 9,3 - 6,3 \times 13,5 \times 9) \times 2,7 = 220,3 \text{ г},$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 6,6 \times 13,8 \times 9,3 = 847,04 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^{\text{II}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 220,3 + 43,09 + 889,25 = 1152,6 \text{ г},$$

$$V_{\text{прист}}^{\text{II}} = V_{\text{корп}} = 847,04 \text{ см}^3.$$

Для *третього варіанту*:

внутрішні розміри:

$$\text{а) висота } h_{\text{вн}} = 2 \times h + h_{\text{зап}} = 2 \times 45 + 22 = 112 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 80 + 30 + 10 = 120 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 70 + 10 = 80 \text{ мм};$$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

$$\text{а) висота } h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 112 + 2 \times 2 = 116 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 120 + 4 = 124 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 80 + 4 = 84 \text{ мм}.$$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = (11,6 \times 8,4 \times 9,4 - 11,2 \times 8 \times 9) \times 1,35 = 179,6 \text{ г},$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 11,6 \times 8,4 \times 9,4 = 1208 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^{\text{III}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл1}} + m_{\text{пл2}} + m_{\text{елем1}} + m_{\text{елем2}} + m_{\text{ел.корп}} = 179,6 + 31,75 + \\ + 11,34 + 40,85 + 28,4 + 820 = 1109,2 \text{ г},$$

$$V_{\text{прист}}^{\text{III}} = V_{\text{корп}} = 1208 \text{ см}^3.$$

Заносимо отримані дані в таблицю 2.

Таблиця 2 – параметри варіантів компоновання пристрою

Параметр	I	II	III
m, г	1080,1	1152,6	1109,2
V, см <sup>3</sup>	875,4	847,04	915,9

### 3.3 Вибір оптимального варіанту конструкції



Вибір оптимального варіанту конструкції здійснюють шляхом розрахунку показника:

$$K = \frac{m^i}{m^{T3}} K_m + \frac{V^i}{V^{T3}} K_V,$$

де  $V^{T3}$ ,  $m^{T3}$  – об'єм та маса згідно технічного завдання;

$K_m$ ,  $K_V$  – вагові коефіцієнти, які визначають в залежності від умов експлуатації. Їх вибираємо наступними:

$$K_m = 0,8, \quad K_V = 0,8.$$

Оптимальним буде той варіант, в якому показник  $K$  найменший.

За базовий приймаємо 1-й варіант компоновання приладу, інші два варіанти порівнюємо з ним.

Для I варіанту:

$$K_1 = \frac{1080,1}{1080,1} \cdot 0,8 + \frac{875,4}{875,4} \cdot 0,8 = 1,6.$$

Для II варіанту :

$$K_2 = \frac{1152,6}{1080,1} \cdot 0,8 + \frac{847,04}{875,4} \cdot 0,8 = 1,63.$$

Для III варіанту :

$$K_3 = \frac{1109,1}{1080,1} \cdot 0,8 + \frac{915,9}{875,4} \cdot 0,8 = 1,93.$$

Розрахунок показує, що коефіцієнт  $K$  найменший для першого варіанту компоновання конструкції, тому він буде оптимальним.

Таким чином, нам вдалося мінімізувати розміри пристрою і досягти оптимального розміщення елементів у корпусі.

### 3.4 Вибір типу друкованої плати

При виборі типу друкованої плати для розроблювальної конструкції потрібно враховувати техніко-економічні показники. Даний прилад відносно не дуже складний за своєю конструкцією і складається з доступних

радіоелементів. У нашому пристрої повинно бути компактно розміщено елементи на платі, що може ускладнити трасування, тому, виходячи із складності технологічного процесу, вибираємо двосторонню друковану плату, яка характеризується високими комутаційними якостями, підвищеною міцністю з'єднань виводу навісного елемента з рисунком плати.

### 3.5 Вибір і обґрунтування класу точності друкованої плати

Для даного виробу, з огляду на ускладнене трасування та високу щільність монтажу (для мінімізації виробу) оптимальним варіантом буде вибір 2-го класу точності друкованої плати (не вимагає використання високоякісних матеріалів, інструментів та обладнання).

Даний клас характеризується наступними елементами конструкції:

- а) ширина провідника в широких місцях \_\_\_\_\_ 0,75 мм;
- б) ширина провідника у вузьких місцях \_\_\_\_\_ 0,45 мм;
- в) відстань між двома провідниками \_\_\_\_\_ 0,45 мм;
- г) гарантійний поясок зовнішнього шару \_\_\_\_\_ 0,2 мм.

В широких місцях ширина провідника задається наступним класом – для другого це буде перший клас.

### 3.6 Вибір матеріалу друкованої плати

До матеріалу висуваємо наступні вимоги:

- а) висока технологічність;
- б) високі електрофізичні властивості;
- в) можливість працювати в умовах вакууму;
- г) забезпечення високої адгезії;
- д) мінімальні механічні короблення.

Найчастіше для виготовлення друкованої плати використовують склотекстоліт і гетинакс, марок:

ГФ – фольгований гетинакс;

СФ – фольгований склотекстоліт;

ФГС – склотекстоліт фольгований травильний;

СФПН – склотекстоліт фольгований нагрівостійкий;

• СТФ – склотекстоліт теплостійкий.

Таблиця 3.1 – Властивості матеріалів друкованих плат

Параметр	Гетинакс	Текстоліт	Склотекстоліт
Щільність без фольги, кг/м <sup>3</sup>	1300...1400	1300...1500	1600...1900
Відносна діелектрична проникність	4,5...6	4,5...6	5...6
Питомий об'ємний опір, Ом·м	10 <sup>12</sup> ...10 <sup>14</sup>	10 <sup>12</sup> ...10 <sup>14</sup>	10 <sup>14</sup> ...10 <sup>15</sup>
Діапазон робочих температур, °С	-60...+80	-60...+70	-60...+100
Коефіцієнт теплопровідності, Вт/(м*К)	0,25...0,3	0,23...0,34	0,34...0,74
Температурний коефіцієнт лінійного розширення, 10 <sup>-6</sup> К <sup>-1</sup>	22	22	8...9

Товщина ж друкованої плати визначається товщиною вихідного матеріалу і вибирається залежно від елементної бази та навантажень.

Найкращі параметри, згідно таблиці 3, має склотекстоліт. Тому за матеріал для друкованої плати обираємо склотекстоліт фольгований двосторонній марки СФ-2-50-1,5, який має товщину фольги 50 мкм, товщина матеріалу з фольгою 1,5 мм. Він застосовується для виготовлення двосторонніх та односторонніх друкованих плат.

### 3.7 Вибір методу проектування друкованої плати

Установка навісних елементів на друкованій платі здійснюється згідно з ОСТ4.ГО.010.030 та ОСТ4.ГО.010.009. При розташуванні елементів

необхідно враховувати наступні фактори: забезпечення високої надійності, мінімізація габаритних розмірів, забезпечення тепловідводу та ремонтпридатності.

Під час трасування провідників необхідно досягти мінімальних довжин зв'язків, мінімізації паразитних зв'язків між провідниками та елементами і, якщо можливо, то потрібно виконати рівномірне розподілення навісних елементів на платі.

У зв'язку з ускладненим трасуванням вибираємо крок координатної сітки 2,5 мм. Координатну сітку на початок координат розташовуємо згідно з ГОСТ 2.417-78. Далі всі операції здійснюємо автоматизовано, використовуючи програму "Visio-2003", що дає змогу, маючи базу елементів, проставляти зв'язки між ними як в ручному, так і в напівавтоматичному режимі.

За допомогою панелі інструментів для малювання проводимо контури плати, і здійснюємо роботу із графічними зображеннями та їх сполученням.

### 3.8 Розрахунок діаметрів контактних площадок

Діаметр контактних площадок розраховується відповідно до діаметру отворів за формулою :

$$D_{\text{КП}} = d_{\text{отв}} + \Delta d_{\text{отв}} + 2S + \Delta t_{\text{в}} + \Delta t_{\text{тр}} + \sqrt{T_{\text{д}}^2 + T_{\text{В}}^2 + T_{\text{не}}^2}, \quad (4.1)$$

де  $d_{\text{отв}}$  – діаметр отвору;

$\Delta d_{\text{отв}}$  – верхній допуск на діаметр отвору,  $\Delta d_{\text{отв}} = 0,1$  мм;

$S$  – ширина гарантійного пояса,  $S = 0,2$  мм;

$\Delta t_{\text{в}}$  – верхній допуск на ширину провідника,  $\Delta t_{\text{в}} = 0,1$  мм;

$\Delta t_{\text{тр}}$  – допуск на підтравлювання діелектрика в отворі,  $\Delta t_{\text{тр}} = 0$ ;

$T_{\text{д}}$  – позиційний допуск розміщення отворів,  $T_{\text{д}} = 0,15$  мм;

$T_{\text{D}}$  – позиційний допуск розміщення центрів контактних площадок,

$T_{\text{D}} = 0,25$  мм;

$\Delta t_{\text{нв}}$  – нижній допуск на ширину провідника,  $\Delta t_{\text{нв}} = 0,1$  мм.

Визначаємо загальний допуск:

$$\Delta D_{\text{КП}} = 0,1 + 2 \times 0,2 + 0,1 + 0 + \sqrt{0,15^2 + 0,25^2 + 0,1^2} = 0,9 \text{ мм.}$$

Діаметри отворів розраховуються за формулою:

$$d = d_{\text{вив}} + (0,2 \dots 0,4), \quad (4.2)$$

де  $d_{\text{вив}}$  – діаметри виводів радіоелементів.

в даному приладі елементи мають наступні діаметри виводів:

0,5; 0,6; 0,7; 0,8; 1; 1,6; 5 мм.

Здійснюємо оптимізацію діаметрів отворів:

$$d_1 = 0,5 + 0,4 = 0,9 \text{ мм;}$$

$$d_2 = 0,6 + 0,3 = 0,9 \text{ мм;}$$

$$d_3 = 0,7 + 0,2 = 0,9 \text{ мм;}$$

$$d_4 = 0,8 + 0,4 = 1,2 \text{ мм;}$$

$$d_5 = 1,0 + 0,2 = 1,2 \text{ мм;}$$

$$d_6 = 1,6 + 0,2 = 1,8 \text{ мм;}$$

$$d_7 = 4 + 0,4 = 4,4 \text{ мм.}$$

Маємо чотири діаметри отворів:

$$d_1 = 0,9 \text{ мм;}$$

$$d_2 = 1,2 \text{ мм;}$$

$$d_3 = 1,8 \text{ мм;}$$

$$d_4 = 5,4 \text{ мм.}$$

Знаходимо діаметри контактних площадок:

$$D_1 = 0,9 + 0,9 = 1,8 \text{ мм;}$$

$$D_2 = 1,2 + 0,9 = 2,1 \text{ мм;}$$

$$D_3 = 1,8 + 0,9 = 2,7 \text{ мм;}$$

### 3.9 Розрахунок ширини друкованих провідників

Розрахунок ширини провідників проводиться за максимальним струмом і за падінням напруги, а також ширина задається і технічно, виходячи із класу точності друкованої плати. Тоді ширина провідника:

$$B = \max \{b_{\min 1}, b_{\min 2}, b_{\text{тех}}\}. \quad (4.3)$$

За максимальним струмом, що протікає через провідник:

$$b_{\min 1} = \frac{I_{\max}}{j_{\text{доп}} t}, \quad (4.4)$$

де  $j_{\text{доп}}$  – допустима густина струму, для двосторонньої плати, виготовленої комбінованим методом,  $j_{\text{доп}} = 38 \text{ А/мм}^2$ ,

$t$  – товщина провідника,  $t = 50 \text{ мкм}$ ,

$I_{\max}$  – максимальний постійний струм, який проходить через провідник,  $I_{\max} = 1,2 \text{ А}$ .

$$b_{\min 1} = \frac{1,2}{38 \cdot 0,05} = 0,63 \text{ мм} \approx 630 \text{ мкм} (<750 \text{ мкм}).$$

Визначимо мінімальну ширину провідника з умови допустимого падіння напруги :

$$b_{\min 2} = \frac{I_{\max} \cdot \rho \cdot l_{\max}}{\Delta U_{\text{доп}} \cdot t}, \quad (4.5)$$

де  $\rho$  – питомий опір провідників,  $\rho = 0,0175 \text{ Ом} \times \text{мм}^2/\text{м}$ ,

$I_{\max}$  – струм, який проходить по провіднику,  $I_{\max} = 1,2 \text{ А}$ ,

$l_{\max}$  – максимальна довжина провідника,  $l_{\max} = 0,1275 \text{ м}$ ,

$U_{\text{доп}}$  – допустиме падіння напруги (становить не більше 5% від напруги живлення  $U_{\text{доп}} = 0,05 \times 220 = 11 \text{ В}$ ),

$t$  – товщина провідника.

$$b_{\min 2} = \frac{1,2 \cdot 0,0175 \cdot 0,1275}{11 \cdot 0,05} = 0,004868 = 4,8 \text{ мкм} (<750 \text{ мкм}).$$

Розраховані значення ширини провідників не перевищують технологічну, тому:

$$B = b_{\text{тех}} = 0,75 \text{ мм}.$$

### 3.10 Вібродозрахунок плати

Спочатку визначаємо частоту власних коливань за формулою:

$$f_0 = \frac{\pi}{2 \cdot a^2} \left(1 + \frac{a^2}{b^2}\right) \sqrt{\frac{D}{M} ab}, \quad (4.6)$$

де  $a, b$  – довжина і ширина плати:  $a = 85$  мм,  $b = 70$  мм;

$D$  – циліндрична жорсткість:

$$D = \frac{E \cdot h^3}{12 \cdot (1 - \nu^2)}, \quad (4.7)$$

$E$  – модуль пружності, для фольгованого склотекстоліту з друкованою схемою  $E = 3,2 \times 10^{10}$  Н/м<sup>2</sup>;

$h$  – товщина плати,  $h = 1,5$  мм;

$\nu$  – коефіцієнт Пуассона,  $\nu = 0,22$ ;

$M$  – маса плати з радіоелементами,  $M = 43,09 + 69,25 = 112,34$  г.

$$D = \frac{3,2 \cdot 10^{10} \cdot (1,5 \cdot 10^{-3})^3}{12(1 - 0,279^2)} = 9,76;$$

$$f_0 = \frac{3,14}{2 \cdot 0,095^2} \left(1 + \frac{0,095^2}{0,08^2}\right) \sqrt{\frac{9,76}{0,11234} \cdot 0,095 \cdot 0,08} = 420 \text{ Гц.}$$

$$f \neq f_p$$

$$420 \text{ Гц} \neq 50 \text{ Гц.}$$

Визначаємо коефіцієнт динамічності:

$$K_{дин} = \frac{\sqrt{(1 + [K_1(x)K_1(y) - 1]\gamma^2)^2 + \varepsilon_{11}^2 \gamma^2}}{\sqrt{(1 - \gamma^2)^2 + \varepsilon_{11}^2 \gamma^2}}, \quad (4.8)$$

де  $K(x), K(y)$  – залежність коефіцієнта від коливань. Коли обидва краї закріплені  $K(x) = K(y) = 1,3$ ;

$\gamma$  – коефіцієнт розстроювання:  $\gamma = f/f_p = 50/420 = 0,12$ ;

$\varepsilon$  – показник затухання  $\varepsilon = \lambda/\pi \approx 0,01$ ;

$\lambda$  – декремент затухання  $\lambda = (2 \dots 10) \times 10^{-2}$ .

$$K_{\text{дин}} = \sqrt{\frac{(1 + [1,3 \cdot 1,3 - 1] \cdot 0,12^2)^2 + 0,01^2 \cdot 0,12^2}{(1 - 0,12^2)^2 + 0,01^2 \cdot 0,12^2}} = \sqrt{\frac{1,019972}{0,971408}} = 1,025.$$

Віброміщення:

$$S_B = \xi_0 \times K_d, \quad \xi_0 = \frac{a_0}{4\pi^2(f_p)^2}, \quad (4.9)$$

де  $a_0$  – віброприскорення згідно технічного завдання,  $a_0 = 19,8 \text{ м/с}^2$ ;

$$\xi_0 = \frac{19,8}{4 \cdot 3,14^2 \cdot 420^2} \approx 3,194 \cdot 10^{-6} \text{ м},$$

$$S_B = 3,194 \times 10^{-6} \times 1,025 = 3,281 \times 10^{-6} \text{ м},$$

віброприскорення:

$$a_B = a_0 \times K_d = 19,8 \times 1,025 = 20,3 \text{ м/с}^2.$$

Визначаємо прогин плати:

$$\delta = S_B - \xi_0 = 3,281 \times 10^{-6} - 3,194 \times 10^{-6} = 0,87 \times 10^{-6} \text{ м};$$

$$\delta_{\text{пр}} = \delta_{\text{доп}} \cdot l^2 = 11 \times 10^{-3} \times (85 \times 10^{-3})^2 = 79,5 \times 10^{-6} \text{ м}.$$

### 3.11 Розрахунок на завадостійкість

Для оцінки завадостійкості на друкованій платі визначають паразитну ємність між друкованими провідниками і паразитну взаємодукцію між ними.

Паразитна ємність між двома друкованими провідниками:

$$C = \frac{1,06 \cdot \varepsilon \cdot l_1}{\lg\left(\frac{2a}{t+b}\right)} \quad (4.10)$$

де  $l_1$  – довжина взаємного перекриття провідників,  $l_1 = 0,0325 \text{ м}$ ;

$a$  - відстань між провідниками;

$t$  і  $b$  - товщина і ширина провідника відповідно;

$\varepsilon$  – діелектрична проникність середовища для провідників:

$$\varepsilon = \frac{\varepsilon_{\text{п}} + \varepsilon_{\text{л}}}{2}, \quad (4.11)$$

де  $\varepsilon_{\text{п}}$  – діелектрична проникність матеріалу плати,  $\varepsilon_{\text{п}} = 6$ ;

$\varepsilon_{\text{л}}$  – діелектрична проникність матеріалу лаку,  $\varepsilon_{\text{л}} = 4$ .



Маємо: 
$$\varepsilon = \frac{6+4}{2} = 5;$$

$$C = \frac{1,06 \cdot 5 \cdot 0,0325}{\lg\left(\frac{2 \cdot 2,5 \cdot 10^{-3}}{50 \cdot 10^{-6} + 0,45 \cdot 10^{-3}}\right)} = 0,17225 \text{ пФ } (< 1 \text{ пФ}).$$

Паразитна індуктивність між двома друкованими провідниками:

$$L = 2 \cdot l_2 \cdot \left( \ln \frac{2l_2}{a+b} \right). \quad (4.12)$$

де  $l_2$  – довжина взаємного перекриття провідників,  $l_2 \approx 3,25$  см.

$$L = 2 \cdot 3,25 \cdot \left( \ln \frac{2 \cdot 3,25}{0,25 + 0,025} \right) = 0,212 \text{ мкГн } (< 1 \text{ мкГн}).$$

Отримані значення ємності та індуктивності заземлення становлять менші за допустимі величини.

## 4 РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

### 4.1 Розподіл ресурсів мікроконтролерної системи

ATMEL - один з світових лідерів у виробництві широкого спектру мікросхем незалежної пам'яті, FLASH-мікроконтролерів і мікросхем програмованої логіки, узяла старт по розробці RISC-мікроконтролерів у середині 90-х років, використовуючи все свої технічні рішення, накопичені до цього часу. Концепція нових швидкісних мікроконтролерів була розроблена групою розробників дослідницького центру ATMEL в Норвегії, ініціали яких потім сформували марку AVR. Перші мікроконтролери AVR ATtiny24 з'явилися у середині 1997 р. і швидко здобули розташування споживачів. AVR-архітектура, на основі якої побудовані мікроконтролери сімейства ATtiny, об'єднує могутній гарвардський RISC-процесор з роздільним доступом до пам'яті програм і даних, 32 регістри загального призначення, кожний з яких може працювати як регістр-акумулятор, і розвинену систему команд фіксованої 16-біт довжини. Більшість команд виконуються за один машинний такт з одночасним виконанням поточної і

вибіркою наступної команди, що забезпечує продуктивність до 1 MIPS на кожен МГц тактової частоти. 32 регістри загального призначення утворюють регістровий файл швидкого доступу, де кожен регістр безпосередньо пов'язаний з АЛП.

За один такт з регістрового файлу вибираються два операнди, виконується операція, і результат повертається в регістровий файл. АЛП підтримує арифметичні і логічні операції з регістрами, між регістром і константою або безпосередньо з регістром. Регістровий файл також доступний як частина пам'яті даних. 6 з 32-х регістрів можуть використовуватися як три 16-розрядні регістри-показчики для непрямой адресації. Старші мікроконтролери сімейства AVR мають у складі АЛУ апаратний помножувач. Базовий набір команд AVR містить 120 інструкцій. Інструкції бітових операцій включають інструкції установки, очищення і тестування бітів. Всі мікроконтролери AVR мають вбудовану FLASH-ROM з можливістю внутрішньо схемного програмування через послідовний 4-контактний інтерфейс. Периферія МК AVR включає: таймери-лічильники, широко-імпульсні модулятори, підтримку зовнішніх переривань, аналогові компаратори, 10-розрядний 8-канальний АЦП, паралельні порти (від 3 до 48 ліній введення і висновку), інтерфейси UART і SPI, сторожею таймер і пристрій скидання по включенню живлення. Всі ці якості перетворюють AVR-мікроконтролери на могутній інструмент для побудови сучасних, високопродуктивних і економічних контролерів різного призначення. В рамках єдиної базової архітектури AVR-мікроконтролери підрозділяються на три підродини: - Classic AVR - основна лінія мікроконтролерів з продуктивністю окремих модифікацій до 16 MIPS, FLASH ROM програм 2-8 Кбайт, EEPROM даних 64-512 байт, SRAM 128-512 байт; - mega AVR з продуктивністю 4-6 MIPS для складних додатків, що вимагають великого об'єму пам'яті, FLASH ROM програм 64-128 Кбайт, EEPROM даних 64-512 байт, SRAM 2-4 Кбайт, SRAM 4 Кбайт, вбудований 10-розрядний 8-канальний АЦП, апаратний помножувач 8x8; - tiny AVR - низьковартісні

мікроконтролери в 8-вивідному виконанні мають вбудовану схему контролю напруги живлення, що дозволяє обійтися без зовнішніх супервізорних мікросхем.

#### 4.2 Функціональна схема мікроконтролера та її опис

Опис мікроконтролера AVR® - висока продуктивність і RISC архітектура з низьким енергоспоживанням. Продуктивність, аж до 8 MIPS при 8 МГц. Дані й енергонезалежна програмна пам'ять, SPI послідовний інтерфейс із підтримкою внутрісистемного програмування, ресурс запису/стирання 1000 циклів: 8 Кбайт Flash-пам'яті з підтримкою внутрісистемного програмування (ISP) (ATtiny24); 4 Кбайт Flash-пам'яті з підтримкою внутрісистемного програмування (ISP) (ATtiny24); 512 байт EEPROM, ресурс запису/стирання 100 000 циклів (ATtiny24); 512 байт EEPROM, ресурс запису/стирання 100 000 циклів (ATtiny24); Програмувальне блокування для безпеки програмного забезпечення. Периферія: 8-ми каналний, 10-ти розрядний АЦП;

Програмувальний послідовний UART; Два 8-мі розрядних таймера/лічильника з окремим попереднім дільником частоти. Один 16-ти розрядний таймер/лічильник з окремим попереднім дільником частоти з режимами порівняння, захоплення. Програмувальний таймер, що стежить, з убудованим тактовим генератором. Убудований аналоговий компаратор. Три ШИМ каналу Спеціальні функції мікроконтролера: Ланцюг ініціалізації при аварійному відключенні живлення; Контролер реального часу (RTC) з виділеним тактовим генератором і режимом лічильника; Зовнішні й внутрішні джерела переривання. Режими зниженого енергоспоживання: Спокою (Idle); Економії (Save); Відключення (Power Down) I/O:

Напруга живлення:

VCC від 4.0 У до 6.0 ;

VCC від 2.7 У до 6.0 ;

Градація по швидкодії:

Від 0 до 8 МГц ;

Від 0 до 4 МГц;

АТмега є 8- ми розрядною CMOS мікроконтролерами з низьким рівнем енергоспоживання, заснованими на вдосконаленій AVR RISC архітектурі. Завдяки виконанню високопродуктивних інструкцій за один період тактового сигналу, вони досягають продуктивності, що наближається до рівня 1 MIPS на МГц, забезпечуючи розроблювачу можливість оптимізувати рівень енергоспоживання відповідно до необхідної обчислювальної продуктивності. Ядро AVR містить потужний набір інструкцій і 32 регістри загального призначення. Усі 32 регістри прямо підключені до арифметико - логічному пристрою , що забезпечує доступ до двом незалежним регістрам при виконанні однієї інструкції за один такт. У результаті, дана архітектура має більш високу ефективність коду, при підвищенні пропускної здатності, аж до 10 разів, у порівнянні зі стандартними мікроконтролерами CISC. АТьупф має: 4 Кбайт/ 8 Кбайт Flash - пам'яті з підтримкою внутрісистемного програмування, 256/512 байт EEPROM, 256/512 байт SRAM, 32 лінії I/O загального призначення, 32 робітників регістру загального призначення, контролер реального часу (RTC), три універсальні таймери/ лічильника з режимами порівняння, програмувальний послідовний UART, 8- мі канальний, 10- ти розрядний АЦП, програмувальний таймер, що стежить, з убудованим тактовим генератором і програмувальний послідовний порт SPI для завантаження програм в Flash пам'ять, а також, три програмно обираєні режими економії енергоспоживання. Режим очікування "Idle" зупиняє CPU, але залишає функціонувати SRAM, таймер/ лічильники, SPI порт і систему переривань. У режимі економії енергоспоживання "Save", тактовий генератор таймера продовжує працювати, забезпечуючи користувачу функції таймера, у той час, як інша частина пристрою перебуває в стані спокою. Пристрої виробляються із застосуванням технологи енергонезалежної пам'яті з високою щільністю розміщення, розробленої в корпорації Atmel.

Убудована Flash - пам'ять із підтримкою внутрісистемного програмування забезпечує можливість перепрограмування програмного коду в складі системи, за допомогою SPI послідовного інтерфейсу, або за допомогою стандартного програматора енергонезалежної пам'яті. Завдяки сполученню вдосконаленого 8-мі розрядного RISC CPU з Flash-пам'яттю з підтримкою внутрісистемного програмування на одному кристалі вийшли високопродуктивні мікроконтролери ATtiny24, що забезпечують гнучке й економічно-високоєфективне рішення для багатьох додатків, що вбудовуються систем керування.

AVR підтримуються повним набором програм і пакетів для розробки, включаючи: компілятори, макроасемблери, отладчики/симулятори програм, внутрісхемні емулятори й набори для макетування.

Port A (PA7..PA0) - порт А - 8-мі бітовий, двонаправлений порт введення висновку. Піни порту можуть використовувати внутрішнє джерело живлення (pullups для кожного піна окремо). Вихідний буфер порту А може живитися 20 мА і може управляти LED дисплеєм напряму. Порт А служить для підключення вхідних пристроїв до інтегральної схеми.

Port B (PB7..PB0) - порт В- 8-мі бітовий, двонаправлений порт введення висновку з внутрішнім живленням пінов. Вхідний буфер порту В може живитися 20 мА. Порт В використовується для різних спеціальних можливостей ATtiny24.

RESET - вхідний пін. Низький рівень сигналу протягом двох машинних тактів на цьому піні приводить до перезавантаження пристрою. Розробку функціональної схеми починалась з послідовного опису кожного блоку схеми: - стабілізатор напруги. На вхід даної мікросхеми подається напруга 10-30В з виходу одержуємо постійну напругу 5В. Напруга 5В необхідна для живлення мікросхем;

- мікроконтролер. На дану мікросхему також подається земля і живлення. Сигнал скидання і на його входи також поступають сигнали від різних пристроїв таких як датчик температури, послідовний інтерфейс обміну,

клавіатура пристрій відображення і ін. т.е дана мікросхема управляє всім іншим;

- джерело зовнішньої напруги(система подачі вимірювального сигналу на АЦП.)
- джерело струму. З виходу даної мікросхеми знімаємо постійний струм, на вхід подається земля і живлення;
- джерело опорної напруги. На вхід земля і живлення, з виходу одержуємо постійну напругу 2,5В. Опорна напруга для вбудованого АЦП;
- послідовний інтерфейс. Він управляється від мікроконтролера, тобто на його входи окрім живлення і землі, подаються сигнали (RE, R0, DE, DO)
- по яких відбувається прочитування або запис даних в комп'ютер по послідовному порту;
- клавіатура. З виходу йде код в мікроконтролер, який там обробляється і по ньому виконується яка або операція, на вхід подається земля;
- дисплей. Призначений для висновку вимірювань. Висновком даних на екран управляє мікроконтролер, тому на входи даного блоку також поступають сигнали управління і самі дані з мікроконтролера. На вхід також подається земля і живлення;
- супервізор напруги. На виході даного блоку формується загальний сигнал скидання, на вхід подаються земля і живлення;

#### 4.3 Написання тексту програми керування на мові асемблер

```
int main(void) //Начало основної програми
{ unsigned long volt; //Вимірюєма напруга Vin АЦП
  unsigned int a; //Допоміжний лічильник
  PORTB = DDRD = 0xFF; //B=входи з резисторами, Б=виходи
  PORTC = 0xF8; DDRC = 0x05 //PC0, PC2 виходи з балка.О
  lcd_init(); // (4 битий, 16x2)
  //Регістр ADMUX: АЦП 10 битий, Vref=AVCC, канал-1 (PC1)
  ADMUX &= 0XDF & 0x7F & 0xF1; ADMUX |= 0x40 | 0x01;
```

```

//Регістр ADCSRA: вкл. АЦП, постійн. вимір., P.ацп=125кГц
rcall del
ldi r25,30h
rcall icom
rcall del
ldi r25,30h
rcall icom
in r0,portA
sbi r0,1 ; встановить W/R в 1
out portA,r0
ret
//Make: avr81,at90s4433,Level=2,VMLab,SRC=$(TARGET) .c led.c
include <avr/io.h> //Бібліотека введення-виводу
#define VREF 5000 //Напруга Vref в мілівольтах
extern void lcd_com(unsigned char p); //Ввод команд ЖКИ
extern void lcd_dat(unsigned char p); //Ввод даних ЖКИ
extern void lcd_init(void); //Ініціалізація ЖКИ
unsigned char t[]; //
ADCSRA &= 0XFB; ADCSRA |= 0x80 | 0x40 | 0x20 | 0x03;
for (lcd_com(0x80), a=0; a<32; a++) //Текст заставки
{ if (a==16) lcd_com(0xC0); //Перехід на нижній рядок
  lcd_dat(t[a]); //Вивід поточного символу
} //Закінчення виведення початкового напису
while (1) //Без кінцевий цикл вимірювань
{ volt = ADCL; //Зчитування молодших 8 бітів результату
  volt += ((int)ADCH « 8); //Плюс два старших біта
  volt=volt*VREF/1024; //Вимірювання Vin в мілівольтах
  lcd_com(0xC3); //Установка курсора в нижньому рядку
  led_dat(volt/1000 + 0x30); //Індикація одиниць вольт
  lcd_dat(','); // Індикація коми
}

```

```

lcd_dat((volt/100)%10 + 0x30); //Сотні міллівольт
lcd_dat((volt/10)%10 + 0x30); //Десятки міллівольт
lcd_dat(volt%10 + 0x30); //Одиниці міллівольт
for (a=65000; a > 0; a--); //Пауза для індикації
} //Перехід до нового вимірювання АЦП
} //WinAVR-20050214, довжина коду 680 байтів
#define VREF 2560 //Напруга Vref в міллівольтах
//Регістр ADMUX: АЦП 10 битий, Vref=2,56 В, канал-1 (PC1)
ADMUX &= 0XDF & 0xF1; ADMUX |= 0XCO | 0x01; //
VI PCI VSS SLIDER_1(0 5); Змінний резистор між VCC, PCI, GND; ЖКИ
16x2
RS R/W E Інтерфейс 4-бит Не підключено
XI LCD(16 2 250K) PC0 VSS PC2 PD7 PD6 PD5 PD4 nc3 nc2 nc1 nc0
//Вольтамперметр на 3ККМ,=AVR. Ступінь 8,
//Make: avr82,atmega8,Level=2,VMLab,SRC=$(TARGET) .c led.c
//Фьюзы: SUT0=CKSEL3=CKSEL2=CKSEL1="0" (Генератор 1 МГц)
#include <avr/io.h> //Бібліотека введення-виводу
#define VREF 5000 //Напруга Vref в міллівольтах
#define RIZM 200 //опір вимір. резистора в Омах
extern void lcd_com(unsigned char p); //Ввод команд ЖКИ
extern void lcd_dat(unsigned char p); //Ввод даних ЖКИ
extern void lcd_init(void); //Ініціалізація ЖКИ
int main(void) //Начало основної програми
{ unsigned long volt, amp; //Вимір. напруга і струм
unsigned int a; //Допоміжний лічильник
PORTB = DDRD = 0XFF; //В=входи з резисторами, Б=виходи
PORTC = 0XFO; DDRC = 0x05; //PC0, PC2 виходи з балка.О
lcd__init(); //Ініціалізація ЖКИ (4 битий, 16x2)
//Регістр ADMUX: АЦП 10 битий, Vref=AVCC, канал-1 (PC1)
ADMUX &= 0XDF & 0x7F & 0xF1; ADMUX |= 0x40 | 0x01; //

```



```

//Регістр ADCSRA: вкл. АЦП, одиночний запуск, Р.ацп=62кГц
ADCSRA J= 0XDF & 0XFC; ADCSRA |= 0x80 | 0x04; //
while (1) //Без кінцевий цикл
{ for (volt=0, a=10; a>0; a--) //10 вимірів напруги
{ ADCSRA |= 0x40; //Запуск нового вимірювання АЦП
while (ADCSRA & 0x40); //Проверка закінчення виміру
volt += ADCL; //Зчитування молодших 8 бітів результату
volt += ((int)(ADCH & 0x03) « 8); //Плюс два бита
} //Закінчення 10 вимірів напруги
volt=volt*VREF/10240; // Середнє напруга Vin, мВ
lcd_com(0x83); //Установка курсора у верхньому рядку
lcd_dat(volt/1000 + 0x30); //Індикація одиниць вольт
lcd_dat(','); //Індикація коми =31
lcd_dat((volt/100)%10 + 0x30); //Сотні мілі вольт
lcd_dat((volt/10)%10 + 0x30); //Десятки мілі вольт
lcd_dat(volt%10 + 0x30); //Одиниці мілі вольт
lcd_dat(0x20); lcd_dat('V*'); //Буква < V> (вольти)
ADMUX &=0xF3; ADMUX |= 0x20 | 0x03; //8-10 бит, кан-3
for (amp=0, a=10; a>0; a--) //10 вимірів струму
{ ADCSRA |= 0x40; //Запуск нового вимірювання АЦП
while (ADCSRA & 0x40); //Проверка закінчення виміру

```

```

amp += ADCH; //Чтение старших 8 битів результату
} //Закінчення 10 вимірів струму
ADMUX &= 0xDF & 0xF1; ADMUX |= 0x01; //10 бит, канал-1
amp = (100 * (amp + 5) * VREF / 2560) / RIZM; //Средний струм, мА
lcd_com(0xC3); //Установка курсора в нижньому рядку
lcd_dat(amp / 100 + 0x30); //Одиниці міліампера (мА)
lcd_dat(','); //Індикація коми
lcd_dat((amp / 10) % 10 + 0x30); //Десяті долі мілі ампер.
lcd_dat(amp % 10 + 0x30); //Соті долі міліампера
lcd_dat(0x20); lcd_dat('m'); lcd_
for (a = 60000; a > 0; a--); //Пауза для індикації
} //Перехід до нового вимірювання АЦП
}

```

Код задіяний в програмі працює таким чином, щоб мікроконтролер виводив на дисплей вимірювальні одиниці, а вбудований АЦП величину виміру.

## 5. ОХОРОНА ПРАЦІ

Сучасний стан охорони праці в Україні можна охарактеризувати як такий,

що викликає серйозне занепокоєння. Створення безпечних умов праці – це невід’ємна частина соціально-економічного розвитку держави, складова державної політики, національної безпеки та державного будівництва, одна з найважливіших функцій органів виконавчої влади, місцевих державних адміністрацій, виконавчих органів рад, підприємств.

Ми бачимо, що стан із травматизмом та смертельними випадками значно не змінюється, а набуває деякої “стабілізації” у порівнянні з минулими роками.

Але кількість травмованих і загиблих викликає стурбованість про майбутнє нашої країни та дієдатної частини населення. У країні, де немає війни або інших військових подій, гинуть і травмуються люди. Підприємства працюють

ледь-ледь, але починають набирати оберти, і зі зростанням виробництва відбудеться відповідне збільшення випадків виробничих аварій та травматизму.

Суперечна ситуація, у якій нині опинилися підприємства (коли, з одного боку,

треба підвищувати рівень випуску виробів, а з іншого, вони змушені працювати

у складних економічних умовах), не дає змоги суттєво поліпшити стан умов та

безпеки праці.

У приміщенні, де відбувалася розробка апаратного комплексу функціональної діагностики присутні такі шкідливі та небезпечні фактори (за ГОСТ 12.0.003-74) [2]:

- підвищена чи понижена температура повітря робочої зони;
- недостатнє освітлення робочої зони;
- недостатність природного освітлення;
- підвищений рівень шуму на робочому місці;
- відсутність чи нестача природного світла;
- фізичні перевантаження (статичні);
- нервово - психічні перевантаження (перенапруга аналізаторів, емоційні навантаження).

Відповідно до визначених факторів формуємо рекомендації щодо безпечних умов праці під час виконання роботи.

#### 5.1. Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

Широке промислове та побутове використання ПК актуалізувало питання охорони праці його користувачів. [13].

Дотримання вимог цих правил може значно знизити наслідки несприятливої дії на працівників шкідливих та небезпечних факторів, які супроводжують роботу з ПК, зокрема можливість зорових, нервово-емоційних переживань, серцево-судинних захворювань.

Виходячи з цього, роботодавець повинен забезпечити гігієнічні й ергономічні вимоги щодо організації робочих приміщень для експлуатації ПК, робочого середовища, робочих місць з ПК, режиму праці і відпочинку при роботі з ПК тощо, які викладені у Правилах.

Основні вимоги до виробничого приміщення для експлуатації ПК:

- приміщення не може бути розміщено у підвалах та цокольних поверхах;
- площа на одне робоче місце в такому приміщенні повинна становити не менше  $6,0\text{ м}^2$ , а об'єм не менше  $20,0\text{ м}^3$ ;
- приміщення повинно мати природне та штучне освітлення відповідно до ДБН В.2.5-28-2018 [6];

- необхідно щоденно проводити вологе прибирання;
- поруч з приміщенням для роботи з ПК мають бути обладнані: побутова кімната для відпочинку під час роботи; кімната психологічного розвантаження.

Організація робочого місця користувача комп'ютера повинна забезпечувати відповідність усіх елементів робочого місця та їх взаємного розташування ергономічним вимогам. Виконуючи практичні завдання щодо використання робочої пози, потрібно:

- зменшувати величину статичних напружень;
- розподіляти статичні напруження;
- передбачати можливість змін пози під час роботи.

Для роботи операторів ПК у положенні сидячи рекомендовані такі параметри робочого простору: ширина - не менше 700 мм, глибина - не менше 400 мм, висота робочої поверхні над підлогою – 700 ...750 мм. Під робочою поверхнею необхідно передбачити простір для ніг: висота - менше 600 мм, ширина - не менше 500 мм, глибина - не менше 400 мм. За необхідності огляду робочого місця його висота не повинна перевищувати 1200 мм

Під час роботи сидячи нижня частина корпусу розслаблена, а основне статичне навантаження припадає на м'язи шиї, спини, таза, стегон. Неправильна сидяча поза може викликати застій крові в ногах, а якщо виконується великий обсяг роботи для пальців рук – запалення суглобів.

При проектуванні письмового столу варто враховувати наступне:

- висота столу повинна бути обрана з урахуванням можливості сидіти вільно, у зручній позі, при необхідності спираючи на підлокітники;
- нижня частина столу повинна бути сконструйована так, щоб оператор міг зручно сидіти, не був змушений підбирати ноги;
- поверхня столу повинна мати властивості, що виключають появу відблисків у поле зору оператора;

– конструкція столу повинна передбачати наявність висувних шухляд (не менш 3-х для збереження документації, канцелярського приладдя, особистих речей).

На робочому місці розробника апаратного комплексу функціональної діагностики існує небезпека поразки електричним струмом. Електричний струм, впливаючи на тіло людини, може заподіяти йому явні чи приховані пошкодження, в тому числі опіки всього тіла або окремих його ділянок; електричні удари характерні внутрішніми ушкодженнями тощо.

Приміщення, де виконується робота, згідно ПУЕ «Правила влаштування електроустановок» класифікується як приміщення без підвищеної небезпеки [12].

Безпечна експлуатація електроустановок здійснюється у відповідності з вимогами ПУЕ [12] та «Правила безпечної експлуатації електроустановок» [8] і передбачає такі заходи та засоби:

– недоступність струмоведучих частин, прокладання електрокабелів під підлогою, в спеціальних каналах, скрите виконання освітлювальної проводки, ізоляцію струмо-провідних елементів ( $R_{із} \geq 0.5 \text{ МОм}$ );

– захисне заземлення всіх металевих струмопровідних частин електроустановок та ПЕОМ ( $R_{з \text{ доп}} \leq 4 \text{ Ом}$ );

– використання пониженої напруги 36 В (для аварійного освітлення щита) в операторському пункті та виробничому приміщенні;

– застосування попереджувальної сигналізації, написів, плакатів при проведенні планово-попереджувальних ремонтів і профілактичних випробувань електрообладнання;

– проведення організаційних заходів (спеціальне навчання, атестація та переатестація осіб електротехнічного персоналу, інструктажі тощо).

–

## 5.2. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

### 5.2.1 Мікроклімат

Температура, відносна вологість, швидкість руху повітря біля тіла людини, а також температура стін і навколишніх предметів утворюють мікроклімат на робочому місці. Температуру, відносну вологість і швидкість руху повітря вимірюють на висоті 1,0 м від підлоги або робочої площадки при роботі, що виконуються сидячи, і на висоті 1,5 м – при роботах, що виконуються стоячи, і не ближче 1 м від нагрівальних приладів і зовнішніх стін.

Робота, яка виконується розробником за енерговитратами відноситься до категорії I а (енерговитрати до 139Дж/с) [1]. Допустимі параметри мікроклімату для цієї категорії наведені в табл.5.1.

Таблиця 5.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Допустимі		
	t, °C	W, %	V, м/с
Теплий	22-28	55	0,1-0,2
Холодний	21-25	75	0,1

Для забезпечення комфортних умов використовуються як організаційні методи (раціональна організація проведення робіт залежно від пори року і доби, чергування праці і відпочинку), так і технічні засоби (вентиляція, кондиціонування повітря, опалювальна система).

### 5.3. Склад повітря робочої зони

Забруднення повітря робочої зони регламентується граничнодопустимими концентраціями (ГДК) в мг/м<sup>3</sup> згідно ДСН 3.3.6.042-99 [10]. Джерелами запиленості повітря в приміщенні є одяг людей і пил, що проникає з вулиці. У приміщенні немає значного виділення шкідливих газів. ГДК шкідливих речовин, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 5.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м <sup>3</sup>		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Пил нетоксичний	0,5	0,15	4
Озон	0,16	0,03	4

Параметри іонного складу повітря на робочому місці, що обладнане ПК, повинні відповідати допустимим нормам (табл.2.3).

Таблиця 5.3 – Рівні іонізації повітря приміщень при роботі на ПК

Рівні	Кількість іонів в 1 см <sup>3</sup>	
	n+	n-
Мінімально необхідні	400	600
Оптимальні	1500-3000	3000-5000



Максимально необхідні	50000	50000
-----------------------	-------	-------

Забезпечення складу повітря робочої зони здійснюється за допомогою системи припливно-витяжної вентиляції, регулярного провітрювання, та вологого прибирання.

### 5.3.1 Виробниче освітлення

Правильно спроектоване освітлення, яке відповідає вимогам санітарних норм здійснює позитивний психологічний вплив на працівника, знижує втому, створює оптимальні умови для роботи органів зору, і тим самим підвищує безпеку праці і знижує травматизм.

Освітлення створюється природним сонячним світлом (природним) і світлом від електричних ламп (штучне). Природне освітлення є найсприятливішим для людини, так як сонячне світло має оптимальний спектр, в ньому наявна достатня кількість ультрафіолетових променів. Штучне освітлення передбачається у приміщеннях, де недостатньо природного світла, і для освітлення у вечірні та нічні години.

Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні, які необхідно забезпечити під час виконання роботи зазначені у таблиці 5.4 (за ДБН В.2.5-28-2018 Природне і штучне освітлення [6]):

Таблиця 5.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрияд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, $e_n$ , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове
Високої точності	0,3 – 0,5	III	Г	великий	світлий	700	300	5	2	3	1,2

Для забезпечення достатнього освітлення передбачені такі заходи:

- 1) Максимальне використання бічного природного освітлення.
- 2) Систематичне очищення скла від бруду.
- 3) Використання жалюзі на вікнах для регулювання кількості природного світла у приміщенні.
- 4) Загальне штучне освітлення створюється за допомогою люмінесцентних ламп.

#### 5.4 Виробничий шум

Шум визначають як сукупність аперіодических звуків різної інтенсивності та частоти. Шум заважає роботі, знижує працездатність і продуктивність праці, при тривалій і інтенсивній дії викликає захворювання організму.

У закритих приміщеннях шум, багаторазово відбиваючись від стін та стелі, посилюється. Тому рекомендується проводити їх акустичну обробку за допомогою звукопоглинальних облицювань з пористих матеріалів, які мають великий коефіцієнт звукопоглинання.

Нормативним документом, який регламентує рівні шуму для різних категорій робочих місць службових приміщень, є ДСН 3.3.6.037-99 [9].

Таблиця 5.5 - Рівень звукового тиску

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Для зменшення шуму здійснюють своєчасний ремонт та профілактику обладнання. Виробничі вібрації в приміщенні де здійснюється дослідження не виявлені.

### 5.5 Виробничі випромінювання

На робочій місці розробника, у зв'язку із експлуатацією електричної апаратури, існує ризик виникнення підвищеного рівня електромагнітного випромінювання.

Ступінь біологічного впливу електромагнітних полів на організм людини залежить від частоти коливань, напруженості та інтенсивності поля, тривалості його впливу.

Підвищений рівень електромагнітних випромінювань шкодить здоров'ю людини. Від цього страждає передусім нервова і серцево-судинна системи, виникають головний біль і перевтома, знижується точність робочих рухів, порушується сон. Електромагнітне випромінювання викликає зміни тиску крові, гіпотонію або гіпертонію.

Рівні електромагнітних випромінювань моніторів, які вважаються безпечними для здоров'я користувачів, регламентуються нормами MPR II 1990:10 Шведського національного комітету з вимірювань та досліджень (табл.5.6) [11, с.348].

Таблиця 5.6 - Допустимі рівні випромінювань моніторів ПК

Вид поля	ТСО	MPR II
Змінне електричне поле 5 Гц – 2 кГц 2 кГц – 400 кГц	10 В/м 1 В/м на відстані 0,3 м від центра екрана і 0,5 м навколо монітора	2,5 В/м 2,5 В/м на відстані 0,5 м навколо монітора
Змінне магнітне поле 5 Гц – 2 кГц 2 кГц – 400 кГц	250 нТл 200 мА/м 25 нТл 20 мА/м на відстані 0,3 м від центра екрана і 0,5 м навколо монітора	250 нТл 200 мА/м 25 нТл 20 мА/м на відстані 0,5 м навколо монітора

Для захисту людини від дії електромагнітних випромінювань використовують обмеження часу перебування персоналу в робочій зоні та встановлюють раціональні режими експлуатації ПК і роботи працюючого персоналу.

## 5.6 Пожежна безпека

Запобігання пожеж здійснюється головним чином шляхом виключення можливості утворення горючих або вибухонебезпечних середовищ і джерел запалювання. На випадок пожежі на підприємстві повинна бути пожежний захист для запобігання впливу на людей небезпечних факторів пожежі та обмеження матеріальних збитків від нього.

Пожежна безпека об'єкта повинна забезпечуватися системою запобігання пожежі, системою протипожежного захисту і системою організаційно-технічних заходів.

Метою пожежної безпеки об'єкта є попередження виникнення пожежі на визначеному чинними нормативами рівні, а у випадку виникнення пожежі – обмеження її розповсюдження, своєчасне виявлення, гасіння пожежі, захист людей і матеріальних цінностей.

### 5.6.1. Технічні рішення системи запобігання пожежі

До причин, що можуть спричинити пожежу в приміщенні, відносяться:

- перевантаження електромережі і перегріву струму несучих частин та з'єднань;

- порушення правил експлуатації техніки.

Система запобігання пожежі передбачає:

- періодичний контроль цілісності ізоляції;
- наявність спеціальних місць для куріння;
- періодичне проведення інструктажів з протипожежної безпеки;
- незахаращення приміщення горючими матеріалами;
- наявність системи захисту від атмосферної електрики.

### 5.3.2. Технічні рішення системи протипожежного захисту

Приміщення оснащено вуглекислотними вогнегасниками – на території 300 м<sup>2</sup> 4 вогнегасника (в кожному відділі і на сходовому марші). Також у

коридорі встановлений пожежний гідрант з рукавом, який підключений до системи водопостачання.

Вогнегасники слід встановлювати у легкодоступних та помітних місцях (коридорах, біля входів або виходів з приміщень тощо), а також у пожежонебезпечних місцях, де найбільш вірогідна поява осередків пожежі. При цьому необхідно забезпечити їх захист від попадання прямих сонячних променів і безпосередньої (без загороджувальних щитків) дії опалювальних та нагрівальних приладів [7].

Використані вогнегасники, а також вогнегасники із зірваними пломбами необхідно негайно направляти на перезарядження або перевірку. Вогнегасники, відправлені з об'єкта на перезарядження, повинні бути замінені відповідною кількістю заряджених вогнегасників.

Пожежні щити (стенди) повинні забезпечувати:

- захист вогнегасників від потрапляння прямих сонячних променів, а також захист знімних комплектуючих виробів від використання сторонніми особами не за призначенням (для щитів та стендів, установлюваних поза приміщеннями);
- зручність та оперативність зняття (витягання) закріплених на щиті (стенді) комплектуючих виробів.

Для зазначення місця розміщення первинних засобів пожежогасіння слід встановлювати вказівні знаки згідно з чинними державними стандартами. Знаки повинні бути розміщені на видних місцях на висоті стандартами. Знаки повинні бути розміщені на видних місцях на висоті 2–2,5 м від рівня підлоги як всередині, так і поза приміщеннями (за потреби).

Власники підприємств, установ та організацій або уповноважені ними органи, а також орендарі зобов'язані:

- розробляти комплексні заходи щодо забезпечення пожежної безпеки, впроваджувати передові досягнення науки;

- забезпечувати дотримання протипожежних вимог стандартів, норм, правил, а також виконання вимог приписів і постанов органів державного пожежного нагляду;
- організувати навчання працівників правилам пожежної безпеки та пропаганду заходів щодо їх забезпечення;
- у разі відсутності нормативних актів вимог, необхідних для забезпечення пожежної безпеки, вживати відповідні заходи, погоджуючи їх з органами державного нагляду;
- утримувати в справному стані засоби протипожежного захисту і зв'язку, пожежну техніку, обладнання та інвентар, не допускати їх використання не за призначенням;
- створювати, у разі потреби, відповідно до встановленого порядку, підрозділи пожежної охорони та необхідну для їх функціонування матеріально-технічну базу;
- подавати на вимогу державної пожежної охорони відомості та документи про стан пожежної безпеки об'єктів і продукції, що ними виробляється;
- здійснювати заходи щодо впровадження автоматичних засобів виявлення та гасіння пожеж і використання з цією метою виробничої автоматики;
- своєчасно інформувати пожежну охорону про несправність пожежної техніки, систем протипожежного захисту, водопостачання, а також про закриття доріг і проїздів на своїй території;
- проводити службове розслідування випадків пожеж.

## ВИСНОВКИ

В процесі виконання даної бакалаврської дипломної роботи було розроблено апаратний комплекс функціональної діагностики.

Для конструкції було вибрано двосторонню друковану плату, яка характеризується високими комутаційними якостями, підвищеною міцністю з'єднань виводу навісного елемента з рисунком плати, а також невисокою технологічною складністю виготовлення.

Матеріал для плати вибрано склотекстоліт фольгований СФ-2-50-1,5 ТУ16-503.271-86, оскільки матеріал друкованої плати повинен мати хорошу технологічність, високі електрофізичні властивості, високу адгезію. Обрана велика товщина провідного шару плати, оскільки виникла необхідність пропускати через друковані доріжки великий струм.

Проведена мінімалізація розмірів пристрою і досягнута оптимальне розміщення елементів у корпусі. Найкращою конструкцією пристрою виявилась перша з трьох створених у процесі компанування пристрою. Плату розміщено у пластмасовому корпусі, що забезпечує легкість конструкції. У ньому передбачено вирізи під розміщення кнопок, індикації та регуляторів.

Також, з цими розрахунками представлена віброміцність та завадостійкість конструкції.

Всі конструктивні рішення підтверджені обрахунками.

## ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Завацький В.І. Курс лекцій з фізіології: Навчальний посібник. – Рівне: Волинські обереги, 2001. – 160 с.
2. Кучеров І.С. та ін. Фізіологія людини: Навч. посібник для студентів фак-ту фізичного виховання. – К.: Вища школа, 1981. – 408 с.
3. Линець М.М., Андрієнко Г.М. Витривалість, здоров'я, працездатність. – Львів, 1993. – 132 с.
4. Маліков М.В., Дьомочка С.М., Кіман В.Я. Оцінка стану здоров'я організму з допомогою модифікованої варіаційної пульсометрії // Валеологічна освіта як шлях до формування здоров'я сучасної людини / Тези доповідей Республіканській конференції. – Полтава, 1999. – С.131–133.  
Література 178
5. Нормальна фізіологія / Кол. авторів; За ред. В.І.Філімонова. – К.: Здоров'я, 1994. – 608 с.
6. Патент на винахід 46612А Україна, МПК 6 А61В5/02. Спосіб визначення потужності серцевого викиду / Маліков М.В. Запорізький державний університет. - №2001106701; Опубл. 15.05.2002, Бюл. №5. – 3 с.
7. Патент на винахід 50264А Україна, МПК 6 А61В5/02. Спосіб оцінки функціонального стану серцево-судинної системи організму / Маліков М.В. Запорізький державний університет. -№2001128491; Опубл. 15.10.2002, Бюл. №10. – 4 с.
8. Патент на винахід 58754 Україна, МПК 7 А61В5/02. Спосіб визначення адаптивних можливостей серцево-судинної системи організму / Маліков М.В. Запорізький державний університет. №200210799; Опубл. 15.08.2003, Бюл. №8. – 10 с.
9. Патент на винахід 58754 Україна, МПК 7 А61В5/02. Спосіб визначення адаптивних можливостей серцево-судинної системи організму  
Література 179 / Богдановська Н.В., Маліков М.В. Запорізький державний



університет. - №2002107995; Заявл. 08.10.2002; Опубл. 15.08.2003, Бюл. №8. – 10 с.

10. Шварц В.Б., Хрущев С.В. Медико-биологические аспекты спортивной ориентации и отбора. – М.: ФиС, 1984. – 151 с.

11. Язловецький В.С. Лабораторні заняття з фізіологічних основ фізичного виховання. – Кіровоград, 1997. – 78 с.

12. Astrand P.O. Quantification of exercise capability and evaluation of physical capacity in man // Progress in cardiovascular diseases. – 1976. – V.19. – No. 1 – P. 51-67.

13. Bosco L.H., Williams C., Wootton S.A. Human muscle metabolism during brief maximal exercise. Journal of Physiology (London), 1983. – P.21-22.

Література 181

14. Brooks G.A. Anaerobic threshold: Review of the concept and directions for future research. Medicine and Science in sports and Exercise, 1985. – P.17, 22-31.

15. Davis J.A. Anaerobic threshold: Review of the concept and directions for future research. Medicine and Science in sports and Exercise, 1985. – P. 6-18.

16. ДСТУ ISO 45001:2019 Системи управління охороною здоров'я та безпекою праці. Вимоги та настанови щодо застосування (ISO 45001:2018, IDT). URL: [http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id\\_doc=88004](http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=88004).

17.ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация. [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://vsegost.com/Catalog/41/41131.shtml>

18. ДСТУ 2272:2006 Пожежна безпека. Терміни та визначення основних понять (Пожарная безопасность. Термины и определения основных понятий). URL: [https://ammokote.com/wp-content/uploads/2020/08/DSTU\\_2272\\_2006.pdf](https://ammokote.com/wp-content/uploads/2020/08/DSTU_2272_2006.pdf).

19. ДСТУ 8829:2019 Пожежовибухонебезпечність речовин і матеріалів. Номенклатура показників і методи їхнього визначення. Класифікація. URL: <https://www.alutal.com.ua/wp-content/uploads/2021/02/dstu-8829-2019-1.pdf>.

20. ДСТУ 8828:2019 Пожежна безпека. Загальні положення. URL: <https://dwg.ru/dnl/15125>.

21. ДБН В.2.5-28-2006 Природне і штучне освітлення - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/prirodne-i-shtuchne-osvitlennja-nor8425.html>

22. НАПБА.01.001-14. Правила пожежної безпеки в Україні. К. : МВС України, 2014. 47 с.

23. НПАОП 40.1-1.32-01 Правила будови електроустановок. Електрообладнання спеціальних установок (Правила устройства электроустановок. Электрооборудование специальных установок). URL: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0272203-01#Text>

24. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>

25. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>

26. Охорона праці та промислова безпека: навч. посіб. [К.Н.Ткачук, В.В.Зацарний, Р.Н.Сабарно та ін.]; за ред. К.Н.Ткачука, В.В.Зацарного. – К.: Основа. – 2009. – 454 с.

27. Правила улаштування електроустановок - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>



Додаток А  
Міністерство освіти і науки України  
Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра БМІОЕС

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри БМІОЕС  
к.т.н., доцент Коваль Л.Г.  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022  
року

**РОЗРОБКА АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ  
ДІАГНОСТИКИ**

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ  
до бакалаврської дипломної роботи  
за спеціальністю 163 – біомедична інженерія  
08-35.БДР.040.04.000 ТЗ

Керівник бакалаврської  
дипломної роботи:  
к.т.н., доцент Штофель Д.Х.

« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022 р.

Розробив: студент гр. БМІ-186  
Ткаченко А.В.  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2022 р.

Вінниця 2022р.

1. Тема БДР: Розробка апаратного комплексу функціональної діагностики.
2. Виконавець БДР: студент групи БМІ-186 Ткаченко А.В.
3. Підставою для виконання є наказ ВНТУ № 66 від 24 березня 2022р.
4. Мета виконання БДР є розробка апаратного комплексу функціональної діагностики.
5. Джерела розробки: 1. Маліков М.В., Дьомочка С.М., Кіман В.Я. Оцінка стану здоров'я організму з допомогою модифікованої варіаційної пульсометрії // Валеологічна освіта як шлях до формування здоров'я сучасної людини / Тези доповідей Республіканській конференції. – Полтава, 1999. – С.131–133. Література 178; 2. Нормальна фізіологія / Кол. авторів; За ред. В.І.Філімонова. – К.: Здоров'я, 1994. – 608 с. ; 3. Патент на винахід 46612А Україна, МПК 6 А61В5/02. Спосіб визначення потужності серцевого викиду / Маліков М.В. Запорізький державний університет. - №2001106701; Опубл. 15.05.2002, Бюл. №5. – 3 с.; 4. Патент на винахід 50264А Україна, МПК 6 А61В5/02. Спосіб оцінки функціонального стану серцево-судинної системи організму / Маліков М.В. Запорізький державний університет. - №2001128491; Опубл. 15.10.2002, Бюл. №10. – 4 с. ; 5. Патент на винахід 58754 Україна, МПК 7 А61В5/02. Спосіб визначення адаптивних можливостей серцево-судинної системи організму / Маліков М.В. Запорізький державний університет. №200210799; Опубл. 15.08.2003, Бюл. №8. – 10 с. ; 6. Патент на винахід 58754 Україна, МПК 7 А61В5/02. Спосіб визначення адаптивних можливостей серцево-судинної системи організму Література 179 / Богдановська Н.В., Маліков М.В. Запорізький державний університет. - №2002107995; Заявл. 08.10.2002; Опубл. 15.08.2003, Бюл. №8. – 10 с.
6. Технічні вимоги:
  - 6.1 Інтерфейс зв'язку з ЕОМ – USB 2.0
  - 6.2 Живлення приладу 220В
  - 6.3 Струм споживання не більше 950 мА
  - 6.4 Реальні розміри плати 55×70×25,5 мм
  - 6.5 Маса пристрою 1080,1 г
  - 6.6 Об'єм пристрою 875,4 см<sup>3</sup>

7. Вимоги до сировини та матеріалів: матеріали, з яких вироблятиметься даний прилад, мають бути екологічно чистими, легкими та не дуже дорогими.

– склад КД: пояснювальна записка, схема електрична принципова, перелік елементів, креслення друкованої плати, складальне креслення друкованої плати.

8. Стадії та етапи БДР:

8.1 Теоретична частина: Аналітичний огляд питання; Опис схеми електричної принципової; Компоновка пристрою; Розробка програмного забезпечення; Охорона праці.

8.2 Графічна частина: схема електрична принципова; креслення друкованої плати; складальне креслення друкованої плати.

8. Порядок контролю та прийняття

Графічна та текстова документація розробленого пристрою повинна відповідати діючим стандартам України.

Виконання етапів графічної та розрахункової документації роботи контролюється викладачем згідно з графіком виконання проекту.

Прийняття бакалаврської дипломної роботи здійснюється державною екзаменаційною комісією, затвердженою ректором ВНТУ.

Таблиця 1 – Етапи виконання бакалаврської дипломної роботи

Назва розділу бакалаврської дипломної роботи	Строк виконання
Розробка технічного завдання	до 15.03.2022
Обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	до 30.03.2022
Аналітичний огляд питання	до 10.04.2022
Розв'язання основної задачі	до 15.05.2022
Написання алгоритмічно-програмного забезпечення	до 25.05.2022
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	до 05.06.2022
Попередній захист	10.01.2022

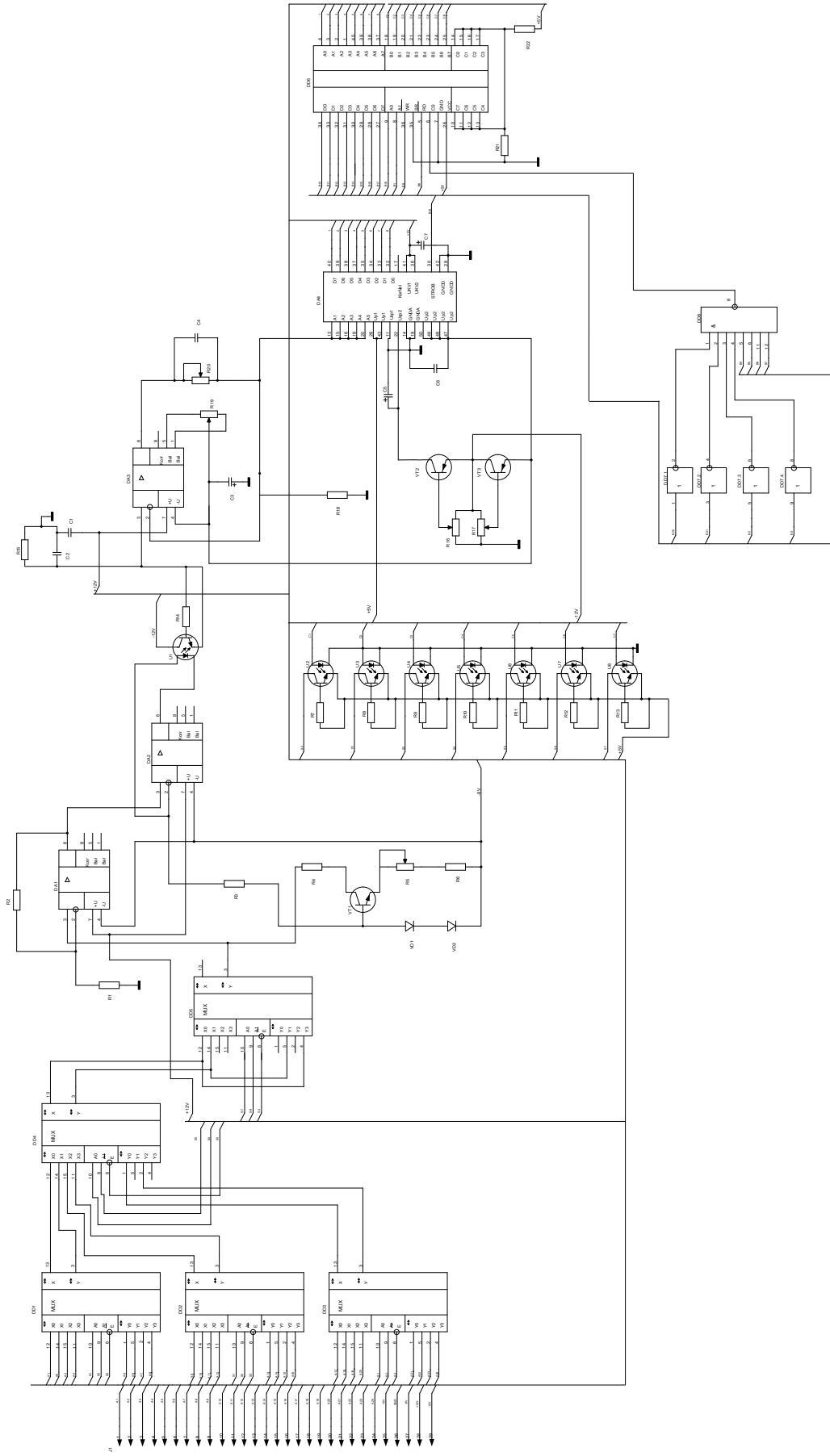
Розробив студент групи БМІ-186

\_\_\_\_\_ Ткаченко А.В.

Додаток Б  
(обов'язковий)

## **ГРАФІЧНА ЧАСТИНА**

**РОЗРОБКА АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ  
ДІАГНОСТИКИ**



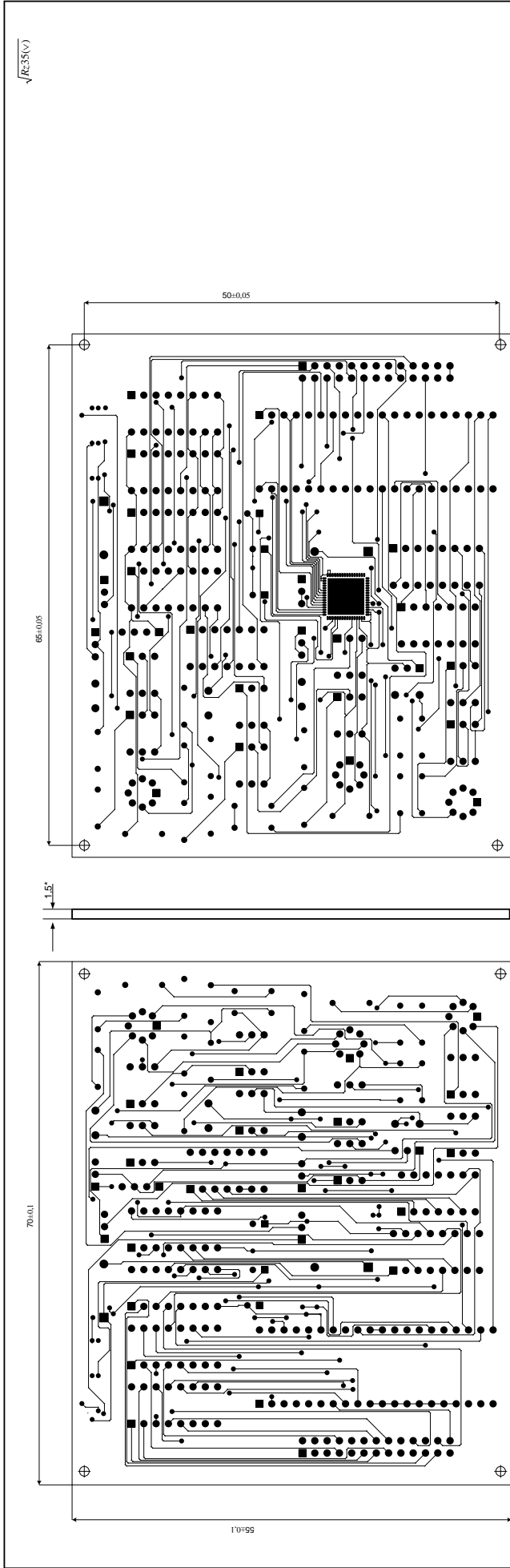
08-55. БДР.003.13.000.ЕЗ		Лит.	Масшт.
Розробка апаратного комплексу функціональної діагностики		Архув	Архув
Схема електрична принципова		Гр. БМІ-186	
Зм.	Арк.	№ докум	Підпис
Розробив	Ткаченко А.В.		
Перевірив	Шкобель Д.Х.		
Реценз.			
Т. контр.	Шкобель Д.Х.		
Н. контр.	Шкобель Д.Х.		
Затв.	Комарь Л.Г.		



Познач.	Найменування	Кіл.	Примітка
	<u>Конденсатори</u>		
	КМ-56-Н90ОЖ0.460.171.ТУ		
	КМ-56-П33ОЖ0.460.171.ТУ		
C5,C7	КМ-56-П33 1200Мкф*16В	2	
C1	КМ-56-Н90 0,47мкф	1	
C2	КМ-56-Н90 10пф	1	
C3,C4	КМ-56-Н90 1,5мкф	2	
C6	КМ-56-Н90 1000пф	1	
	<u>Мікросхеми</u>		
DA1-DA3	Мікросхема КР140УД708	3	
DA4	Мікросхема К561КП1	1	
DD1-DD3	Мікросхема КР1533ЛН1	3	
DD4	Мікросхема КР1355ЛА2	1	
DD5	Мікросхема КР1355ЛА5	1	
DD6	Мікросхема Atmega8	1	
DD8	Мікросхема КР580ВВ55А	1	
DD7	Мікросхема КР50В55А	1	
U1-U8	Мікросхема АОТ123А	8	
	Резистори		
R1-R4,R6	C2-23-0,25 – 10К	5	
R7,R8	C2-23-0,25 - 150ком	2	
R10	C2-23-0,5 - 2ком	1	
R9,R11	C2-23-0,5 - 33ком	2	
R12-R14	C2-23-0,25-200 кОм	3	
R15,R18,R21,R22	C2-23-0,125-2,7М	4	
R5,R16,R17	СПЗ-39а 10к	3	
R19,R20	РПЗ-1-27к	2	

08-35.БДР.003.13.000 ПЕЗ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата
Розроб.		Ткаченко А.В.		
Перевір.		Штофель Д.Х.		
Реценз.				
Н. Контр.		Штофель Д.Х.		
Затверд.		Штофель Д.Х.		
Перелік елементів				
		Літ.	Арк.	Аркушів
			1	3
ВНТУ, гр. БМІ-186				





$\sqrt{R_{2.35}(V)}$

1. \*Розміри для дрифта.
2. Плату виготовити комбінованим методом.
3. Плата повинна відповідати ГОСТ 23751-86.
4. Допускається форма контактних площадок довільна,  $B_{\text{мін}} = 0,1 \text{ мм}$ .
5. Міжосьова відстань між довільними двома отворами становить  $+0,1 \text{ мм}$ .
6. Параметри друкованого рисунку виконати згідно з таблицями 1, 2.
7. На плату зі сторони пайки нанести захисну масу.
8. На плату виконати маркування елементів згідно з кресленнями.
9. Заводський номер і дату виготовлення виконати фарбою БМ білого, шрифтом ЗПр-3.

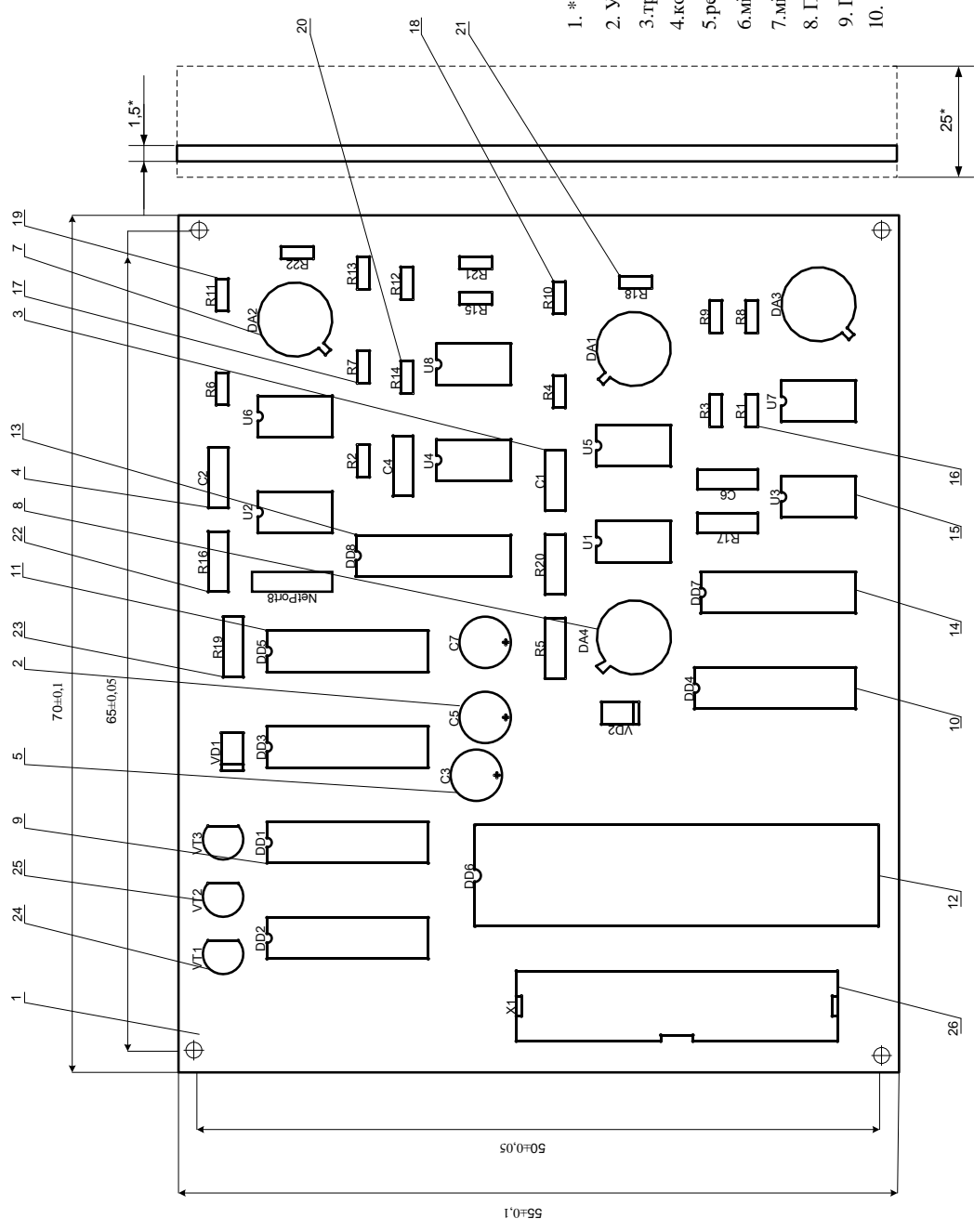
Таблиця 2

Параметри рисунку друкованої плати	Розміри	
	В широкій частині	В вузькій частині
Відстань між проводниками	0,75	0,45
Відстань між проводниками	0,45	0,45

Таблиця 1

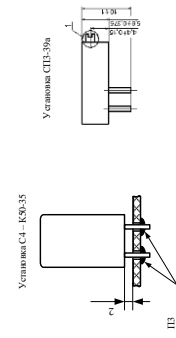
Умова точності отвору	Діаметр отвору	Діаметр контактних площадок	Навантаження металізації	Кількість
●	0,9	1,8	€	65
●	1,2	2,1	€	145
■	1,8	1,8	-	55
⊕	1,4	-	-	8

08-35 БДР005.13.000									
№ документа	Лист	Масштаб	Робота алгоритмного комплексу функціональної діагностики						
Розробив	Листовий	Датум	Плата друкована						
Перевірив	Шкобас, Л.Х.		Автори						
Рисунки	Шкобас, Л.Х.		Автори						
Т. конструктор	Шкобас, Л.Х.		Автори						
Н. конструктор	Шкобас, Л.Х.		Автори						
Затверд.	Коваль, Л.Г.		Гр. БМ-186						



1. \*Розміри для довідок.
2. Установку радіоелементів здійснити за ОСТ4.010.030-82:
3. транзистори VT1- VT3 по варіанту 2в;
4. конденсатори C3, C5, C7 по варіанту 2а;
5. резистори R1, R2, R4-R20 по варіанту 2а;
6. мікросхеми DA1-DA4 по варіанту 8а;
7. мікросхеми DD1-DD15 по варіанту 2в;
8. Паяти: припой ПОС-61 ГОСТ 21931-76.
9. Покриття УР-231 IV.
10. Таврувати знак ВТК.

08-35-БДР-003.13.000.СК		Лист	Маса	Масштаб
Розробка апаратуного комплексу функціональної діагностики		Дата		
Спеціальне вкреслення плати		Літочис		
Зм.	Арк.	№ докум	Дата	
Розробив	Ткаченко А.В.			
Перевірив	Штофель Д.Х.			
Реценз.				
Т. керівн.	Штофель Д.Х.			
Н. керівн.	Штофель Д.Х.			
Замов.	Коваль Л.Г.			
		Архив		Архив
		Гр. БМІ-186		



Формат	Зона	Поз.	Позначення	Назва	Кіл	Примітки		
				<u>Документація</u>				
A1			08-35.БДР.003.13.000 ЭЗ	Складальне креслення	1			
A1			08-35.БДР.003.13.000 ПЭЗ	Схема електрична принципова	1			
A4			08-35.БДР.003.13.000 ПЗ	Перелік елементів	1			
				Пояснювальна записка	1			
				<u>Деталі</u>				
		1	08-35.БДР.003.13.000 С6	Плата	1			
				<u>Інші вироби</u>				
				Конденсатори				
				КМ-56-Н90ОЖ0.460.171.ТУ				
				КМ-56-П33ОЖ0.460.171.ТУ				
		2		КМ-56-П33 1200Мкф*16В	2	С5,С7		
		3		КМ-56-Н90 0,47мкф	1	С1		
		4		КМ-56-Н90 10пф	1	С2		
		5		КМ-56-Н90 1,5мкф	2	С3,С4		
		6		КМ-56-Н90 1000пф	1	С6		
				Мікросхеми				
		7		Мікросхема КР140УД708	3	DA1-DA3		
		8		Мікросхема К561КП1	1	DA4		
		9		Мікросхема КР1533ЛН1	3	DD1-DD3		
		10		Мікросхема КР1355ЛА2	1	DD4		
		11		Мікросхема КР1355ЛА5	1	DD5		
		12		Мікросхема Atmega8	1	DD6		
		13		Мікросхема КР580ВВ55А	1	DD8		
		14		Мікросхема КР50В55А	1	DD7		
<i>08-35.БДР.003.02.000 СП</i>								
Зм	Арк	№ докум	Підпис	Дата				
Розроб.		Ткаченко А.В.			Розробка апаратного комплексу функціональної діагностики	Літ.	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Штофель Д.Х.						
Реценз.								
Н. конт.		Штофель Д.Х.						
Затв.		Коваль Л.Г.						
СПЕЦЕФІКАЦІЯ						БМІ-186		



ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Розробка апаратного комплексу функціональної діагностики

Тип роботи: БДР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

**Показники звіту подібності Unicheck**

**Оригінальність 77,7 %**

**Схожість 22,3 %**

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.
2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.
3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку \_\_\_\_\_ Штофель Д. Х.

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи \_\_\_\_\_ Ткаченко А. В.

Керівник роботи \_\_\_\_\_ Штофель Д. Х.