

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

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

Цифровий портативний тахоспірометр

Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ–23м
спеціальності 163 Біомедична інженерія

_____ Кукало І. Б.

Керівник: к. т. н., доц., доц. каф. БМІОЕС

_____ Коваль Л. Г.

Опонент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ

_____ Макогон В.І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

_____ к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

«29» _____ 11 2024 р.

Вінниця ВНТУ – 2024 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 12 2024 р.

З А В Д А Н Н Я
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ
Кукалу Івану Борисовичу

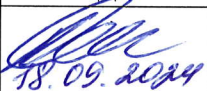
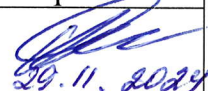
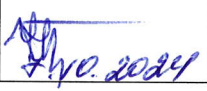
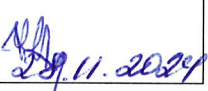
1. Тема роботи: Цифровий портативний тахоспірометр
Керівник роботи: Коваль Л. Г., канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ «17» вересня 2024 року № 310.
2. Строк подання студентом роботи «29» листопада 2024 року.
3. Вихідні дані до роботи:
 - предметна область;
 - літературно-патентні джерела;
 - існуючі аналоги майбутньої розробки;
 - спосіб вимірювання частоти дихання на основі зміни температури повітря.
4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі:
 - здійснити аналіз аналогів - приладів для вимірювання частоти дихання;
 - розробити структурну електричну і принципову електричну схеми приладу;
 - провести конструкторські розрахунки на механічні впливи, температурні режими та дослідити електромагніту сумісність;
 - побудувати модель приладу і провести моделювання роботи приладу;
 - провести розрахунок економічної доцільності проведення робіт, визначити узагальнений коефіцієнт якості розробки та розрахувати термін окупності.
5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)
 - технічне завдання;
 - схема структурна електрична приладу;
 - схема електрична принципова приладу;
 - перелік елементів до схеми електрично принципової приладу;

- друкований вузол приладу;
- специфікація до друкованого вузла приладу;
- друкована плата приладу.

6. Зміст текстової частини:

- аналіз функціональності цифрового тахоспірометра;
- розроблення конструкції мікроконтролерного портативного тахоспірометра;
- моделювання роботи розроблюваного приладу;
- економічна частина,
- додатки (конструкторська документація)

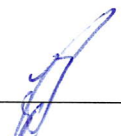
6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Коваль Л. Г. к. т. н., доц., зав. каф. БМІОЕС	 18.09.2024	 29.11.2024
Економічна частина	Буреннікова Н. В. д. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 18.09.2024	 29.11.2024

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2024 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 04.10.2024	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 25.10.2024	
Розроблення системи	до 22.11.2024	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 29.11.2024	
Оформлення текстової та графічної частини	до 29.11.2024	
Попередній захист МКР	29.11.2024	
Рецензування МКР	до 20.12.2024	
Захист МКР	23-25.12.2024	

Студент  Кукало І. Б.

Керівник роботи  Коваль Л. Г.

АНОТАЦІЯ

УДК 615.8-7

Кукало І. Б. Цифровий портативний тахоспірометр: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». – Вінниця : ВНТУ, 2024. – 92 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 17 найм.; 25 рис.; 13 табл.

У поданій магістерській кваліфікаційній роботі було досліджено питання вдосконалення принципів вимінювання частоти дихання та розроблення на основі цих досліджень нового зразку цифрового портативного тахоспірометра. Даний прилад забезпечує реєстрацію та визначення частоти дихання людини. В роботі розроблено структурну схему приладу, ґрунтуючись на якій розроблено схему принципову електричну. Базовою основою щодо розробки схем структурної та електричної принципової була фізична модель вимірювання частоти дихання на принципі аналізу температур між повітрям, що вдихається та видихається, як перетворювач теплової енергії в електричний сигнал. Використовуючи програмний засіб Simulink проведено експериментальне дослідження результатів роботи теоретичної моделі розробленого приладу.

Також в роботі проведено розрахунок електричних вузлів схеми електричної принципової приладу для вибору елементної бази, з якої складається прилад, проведено інженерні розрахунки значень показників надійності, вібростійкості, віброміцності та теплових режимів.

В розділі економічної частини здійснено дослідження комерційного та технологічного аудит науково-технічної розробки, виконано розрахунок загального коефіцієнту якості розробки, проведено розрахунок витрат на виконання науково-дослідної роботи та визначено економічну доцільність розробки.

ABSTRACT

UDC 615.8-7

Kukalo I. B. Digital portable tachspirometer: master's qualification work on specialty 163 Biomedical Engineering, educational and professional program «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». – Vinnytsia: VNTU, 2024. – 92 p.

Ukraine language. Bibliography: 17 names; fig. 25; table 13.

In the submitted master's qualification work, the issue of improving the principles of changing the respiratory rate and developing a new model of a digital portable tachspirometer based on these studies was investigated. This device provides registration and determination of the human respiratory rate. The work developed a structural diagram of the device, based on which the electrical schematic diagram was developed. The basic basis for the development of structural and electrical schematic diagrams was the physical model of measuring the respiratory rate on the principle of analyzing temperatures between inhaled and exhaled air, as a converter of thermal energy into an electrical signal. Using the Simulink software, an experimental study of the results of the theoretical model of the developed device was carried out.

The work also calculated the electrical components of the electrical schematic diagram of the device to select the element base from which the device consists, and carried out engineering calculations of the values of the reliability, vibration resistance, vibration strength and thermal modes.

In the economic section, a study of commercial and technological audit of scientific and technical development was carried out, the overall quality coefficient of development was calculated, the costs of performing scientific and research work were calculated, and the economic feasibility of development was determined.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	5
ВСТУП.....	6
1 АНАЛІЗ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ ЦИФРОВОГО ТАХОСПРОМЕТРА.....	8
1.1 Аналіз технічного завдання	8
1.2 Аналіз існуючих приладів-аналогів	10
1.2.1 Респірометр Spirograph SP-3000	10
1.2.2 Портативний спірометр SpirobankG.....	12
1.2.3 Носимий спірограф Neaso SP10	14
1.2.4 Спірометр мікропроцесорний портативний SMP-21/01-RD	15
1.3 Висновки до розділу	18
2 РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ МІКРОКОНТРОЛЕРНОГО ПОРТАТИВНОГО ТАХОСПРОМЕТРА.....	20
2.1 Аналіз структурної схеми приладу	20
2.2 Аналіз схеми принципової електричної приладу, що розробляється....	22
2.3 Параметричний аналіз принципової електричної схеми	29
2.3.1 Розрахунок підсилювача з функцією фільтру	29
2.3.2 Розрахунок блоку захисту від від'ємної напруги з фільтром низьких частот	32
2.3.2 Розрахунок параметрів формувача коротких імпульсів	34
2.4 Конструктивні особливості приладу, що розробляється	35
2.4.1 Вибір типу корпусу	35
2.4.2 Розрахунок на дію механічних впливів та визначення стійкісних показників	38
2.4.3 Розрахунок теплових режимів роботи приладу	42
2.4.4 Дослідження електромагнітної сумісності приладу.....	46
2.5 Висновок розділу.....	48
3 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ РОЗРОБЛЮВАНОГО ПРИЛАДУ	49
3.1 Розроблення математичної моделі приладу	49
3.2 Алгоритмічне моделювання структури приладу	50
3.3 Висновки до розділу	54

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	55
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	55
4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки	59
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	60
4.3.1 Витрати на оплату праці.....	60
4.3.2 Відрахування на соціальні заходи.....	63
4.3.3 Сировина та матеріали.....	64
4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі.....	65
4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт	65
4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт ..	66
4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень	67
4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей	68
4.3.9 Службові відрядження.....	69
4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації.....	70
4.3.11 Інші витрати.....	70
4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати.....	70
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором	71
4.5 Висновки до розділу	76
ВИСНОВКИ.....	77
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	78
Додаток А. Технічне завдання	80
Додаток Б. Схема структурна електрична приладу.....	83
Додаток В. Схема електрична принципова приладу	84
Додаток Г. Перелік елементів до схеми електрично принципової приладу	85
Додаток Д. Друкований вузол приладу	88
Додаток Е. Специфікація до друкованого вузла приладу.....	89
Додаток Є. Друкована плата приладу	92

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ЧСС – частота серцевих скорочень

ЧД – частота дихання

ФНЧ – фільтр низьких частот

ФКІ – формувач коротких імпульсів

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

РКІ – рідкокристалічний індикатор

ОП – операційний підсилювач

ЕМС – електромагнітна сумісність

ВСТУП

Актуальність дослідження. Одним із ключових критеріїв оцінювання функціонального стану серця та організму в цілому є кореляційний зв'язок між електричним потенціалом серця та процесом легеневого дихання. Найбільш простим і водночас інформативним способом визначення цього взаємозв'язку є паралельна реєстрація частоти серцевих скорочень (ЧСС) та частоти дихання (ЧД).

На сьогодні існує досить значна кількість готових і відносно доступних пристроїв для вимірювання ЧСС, однак ситуація з приладами для реєстрації та визначення ЧД дещо інша. Інформацію про такі пристрої у науковій літературі знайти відносно важко, а промислові аналоги для вимірювання ЧД зазвичай є частиною високовартісного медичного обладнання.

Серед таких пристроїв можна виділити: портативний спірограф HEASO SP10 (Heaso), спірограф СП-3000 («АСТЕК»), портативний спірометр Spirobank G (MIR), мікропроцесорний спірограф СМП-21/01-Р-Д (НПП «Монітор») тощо. Ці прилади, хоча й володіють високими технічними характеристиками, однак мають високу вартість, що ускладнює їх придбання в сучасних умовах ринкових відносин між виробниками та споживачами.

Саме тому розроблення приладу для реєстрації ЧД та проведення аналізу з подальшим визначенням її числових параметрів, що базується на принципі аналізу різниці температур між повітрям яке вдихається і яке видихається, із нижчою собівартістю порівняно з існуючими аналогами, є актуальним завданням.

Мета та завдання дослідження. Метою роботи є створення приладу реєстрації ЧД людини та визначення її якісних і кількісних характеристик (тахоспірометра), який працює на дискретній логіці та має компактні розміри.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі **задачі**:

1. Провести аналіз існуючих приладів реєстрації ЧД людини та аналізу її числових параметрів для обґрунтування вибору напряму дослідження.

2. Розробити математичну модель пристрою реєстрації та визначення ЧД, що дозволить дослідити його функціональні можливості.

3. На основі математичної моделі створити структурну та електричну принципову схеми пристрою.

4. Провести параметричний синтез приладу, що дозволить оптимізувати його характеристики.

5. Розробити конструкцію пристрою реєстрації та визначення частоти дихання людини – тахоспірометра.

Об’єкт дослідження: процес створення пристрою для реєстрації та аналізу частоти дихання людини.

Предмет дослідження: технічні показники конструкції цифрового портативного тахоспірометра.

Методи дослідження: використання аналогової, цифрової та мікропроцесорної схемотехніки, методів і засобів конструювання, моделювання в середовищі Simulink.

Практичне значення: розроблений пристрій дозволяє реєструвати частоту дихання людини та провести її аналіз, а саме визначати її кількісні та якісні показники, що, в свою чергу, може використовуватися для оцінки функціонального стану легень.

1 АНАЛІЗ ФУНКЦІОНАЛЬНОСТІ ЦИФРОВОГО ТАХОСПРОМЕТРА

1.1 Аналіз технічного завдання

На початковому етапі процесу розробки частотоміра необхідно скласти технічне завдання (ТЗ), яке є основним документом і визначає перелік вимог до пристрою, що проектується.

Вимоги до конструкції пристрою залежать від його призначення, сфери застосування, умов експлуатації та типу виробництва. Ці вимоги систематизовані в окремому розділі технічного завдання. Аналізуючи дані з ТЗ, можна дійти висновку, що пристрій належить до наземного носимого обладнання. Відповідно до цієї категорії, пристрій може працювати в приміщеннях, які природно провітрюються, не мають системи кондиціонування, або в таких, що не завжди опалюються, а також у приміщеннях зі штучною вентиляцією.

Відповідно до ТЗ, розроблений пристрій повинен відповідати категорії кліматичної стійкості UHL 4.2 згідно з ГОСТ 20790-82. Дана категорія встановлює наступні умови експлуатації:

- діапазон робочих температур: від -55 до +125 °C;
- при температурі +25 °C відносна вологість не більша 80%;
- діапазон допустимого атмосферного тиску: 80–100 кПа;
- механічні навантаження мінімальні, згідно вимог ГОСТ 20790-82.

Аналізуючи ТЗ, варто зазначити, що пристрій повинен відповідати вимогам ГОСТ 5044-92 і виготовлятися з урахуванням необхідного рівня захисту. Згідно захисту від удару електричним струмом, пристрій відноситься до класу В. У процесі експлуатації заземлення пристрою не є обов'язковим.

Конструкція корпусу пристрою повинна мати прямокутну форму. Електрична схема реалізується на друкованій платі, що встановлюється всередині корпусу.

Маса пристрою не повинна перевищувати 500 г., а його дизайн має бути

виконаний у вигляді настільного варіанту.

Для забезпечення надійності необхідно використовувати радіокомпоненти з максимально довгим терміном служби та мінімальною імовірністю відмов, що сприятиме покращенню цього параметру.

Щодо ергономіки та естетики, конструкція повинна бути адаптована до можливостей людини, з урахуванням її фізичних зусиль, швидкості взаємодії та зручності використання.

З точки зору проектування, конструкція має бути прямокутною, причому всі елементи керування та візуалізації повинні бути розташовані на лицьовій панелі, забезпечуючи чітке відображення обраних режимів роботи.

Вимоги до зберігання згідно з ГОСТ 15150-82 – пристрій повинен зберігатися у сухих приміщеннях, що регулярно провітрюються, з відносною вологістю не більше 80% при температурі від +1 до +40 °С. Повітря в приміщенні має бути чистим, без пилу.

Основні вимоги до пристрою:

- Чутливість до перепаду температури дихання не повинна бути більшою за 1 °С.
- При зміні температури на 1 °С коефіцієнт нестабільності не повинен перевищувати 1 мВ.
- Пристрій повинен забезпечувати стабільну роботу за температури навколишнього середовища до +36 °С, оскільки при більш високих температурах він може функціонувати некоректно.
- Живлення пристрою здійснюється від джерела напруги 5 В (або мережі 220В при наявності перетворювача напруги).
- Максимальна споживана потужність – не більше 1 Вт.
- Робочий діапазон температур: від +10 до +30 °С при відносній вологості 80% за температури 25 °С.
- Кліматичні умови експлуатації: температура оточуючого середовища від +10 до +35 °С, при 25 °С відносна вологість повинна становити до 80%, атмосферний тиск – 96,3–105,3 кПа (730–790 мм рт. ст.).

- Час виходу на робочий режим пристрою не повинен перевищувати 0,1 хвилини.
- Надійність пристрою повинна відповідати вимогам ГОСТ 23256-8, середній час напрацювання на відмову – не менше 2000 годин.

1.2 Аналіз існуючих приладів-аналогів

1.2.1 Респірометр Spirograph SP-3000

Одним із поширених на сьогодні приладів є респірометр Spirograph SP-3000. Цей пристрій призначений для якісної та кількісної оцінки змін стану функції легень і застосовується на всіх етапах лікувально-діагностичного процесу.



Рисунок 1.1 – Загальний вигляд респірометра Spirograph SP-3000

Спірометр SP-3000 використовується для оцінювання функції дихання у дорослих і дітей за допомогою тахометра. Він підходить для використання в загальних клінічних центрах, аптеках та в інших медичних закладах.

Основні сфери застосування спірометрів включають:

- дослідження функції зовнішнього дихання;
- медичні обстеження та амбулаторні діагностики;
- профілактику захворювань легень;

- оцінювання ступеня хірургічного ризику;
- визначення ефективності лікування, медичних обстежень та реабілітації;
- індивідуального підбору лікарських препаратів та оцінювання їх ефективності.

Респірометр SP-3000 оснащений сучасними технологіями в галузі електроніки та програмного забезпечення. Пристрій автоматично зберігає та обробляє дані, виконує розрахунки, відображає результати вимірювань та друкує їх. Уся графічна інформація виводиться на екран комп'ютера, і при цьому зберігається на його жорсткому диску. За потреби дані можна переглянути в будь-який момент і надрукувати на принтері.

Завдяки вбудованій системі підказок співробітники медичного закладу швидко освоюють роботу з приладом. Спірометр призначений для аналізу об'єму легень та визначення максимальної вентиляційної здатності дихальної системи людини.

Комп'ютерний респірометр SP-3000 включає в себе модуль збору даних, який інтегрується в комп'ютер, аналогічно до DVD-приводу, та під'єднується через USB. У комплект також входить трансформатор потоку повітря та програмне забезпечення, сумісне з операційною системою Windows.

Функціональні можливості респірометра SP-3000:

- Генерація 38 параметрів дихання у вигляді текстових даних та графіків «час-об'єм», «потік-об'єм».
- Висока рівень точності вимірювань, розрахунок параметрів із визначенням похибок і відхилень.
- Відображення досліджуваних величин із відповідними позначками.
- Корекція числових даних з урахуванням BTPS.
- Збереження до 50000 досліджень у пам'яті ПК із можливістю подальшого аналізу, порівняння та пошуку даних у базі.
- Візуалізація розрахункових кривих на графіках.
- Попередній перегляд даних пацієнта, результатів розрахунків, похибок, графіків із можливістю їх друку.

- Друк детального звіту з результатами обстеження на папері, а також експорт звіту у формат HTML.
 - Налаштування програмного забезпечення відповідно до вимог користувача.
 - Опція «спіроінтервалометрія» для проведення наукових досліджень.
- Вартість виробу складає 26 000 грн.

1.2.2 Портативний спірометр SpirobankG

Корпорація MIR S.R. в Італії виготовляє прилад, що фіксує ЧД людини SpirobankG [37] і який зображено на рис. 1.2.



Рисунок 1.2 – Спірометр SpirobankG

SpirobankG – це зручний у використанні спірометр, який підходить як для портативного застосування, так і для створення повноцінної спірометричної лабораторії при підключенні до комп'ютера. Прилад не потребує калібрування та підтримує використання як одноразових, так і багаторазових сенсорів потоку.

Спірометр виконує тести та обрахунок 26 параметрів дихання, автоматично інтерпретує результати відповідно до стандартів ATS/ERS. У комплект входить спеціалізоване програмне забезпечення WinSpiro для операційної системи Windows, яке дозволяє наповнювати базу даних пацієнтів, аналізувати результати досліджень та генерувати звіти.

Пристрій оснащений LCD-дисплеєм для відображення результатів

вимірювань, має вбудовану пам'ять, в якій може зберігатися до 100 вимірювань, та підтримує Bluetooth-з'єднання для друку звітів без використання комп'ютера.

Комплектація пристрою:

- спірометр – 1 шт.;
- багаторазова трубка – 1 шт.;
- батарейка типу «крона» (9 В) – 1 шт.;
- затискач для носа – 1 шт.;
- багаторазовий мундштук – 1 шт.;
- одноразовий мундштук – 1 шт.;
- кабель USB для підключення до персонального комп'ютера – 1 шт.;
- наявність програмне забезпечення Winspiro;
- сумка транспортна – 1 шт.

Спірометр дозволяє вимірювати об'єми та швидкості, що характеризують функціональний стан системи дихання. Цей портативний спірометр може використовуватися як повноцінний стаціонарний пристрій при підключенні до персонального комп'ютера або ж як ручний автономний спірометр.

Він підтримує дослідження 26 параметрів та тестів, включаючи визначення форсованого життєвого об'єму легень, життєвого об'єму легень, оптимальну хвилинну вентиляцію, а також PRE- і POST-тести.

Наявність LCD-дисплея дозволяє одразу після тестування відобразити графік «потік-об'єм», одержані результати та їх автоматичну інтерпретацію, що забезпечує більш точний аналіз проведеного тесту.

Вбудована пам'ять, розрахована на збереження до 100 тестів, дозволяє зберігати дані пацієнтів безпосередньо на пристрої з можливістю їх подальшого перегляду на ПК.

Підтримка Bluetooth-з'єднання дає змогу друкувати результати тестів без використання комп'ютера.

Програмне забезпечення Winspiro для комп'ютера дозволяє відображувати дані пацієнта в реальному часі, створювати таблиці з

результатами, проводити аналіз тестів, формувати звіти, а також виконувати обробку кривих та числових параметрів із можливістю подальшого експорту до форматів Word, Excel, Adobe Acrobat або HTML.

Вартість приладу – 14189 грн.

1.2.3 Носимий спірограф Heaco SP10

Компанія Heaco виробляє пристрій SP10 [38], який зображений на рис.

1.3. Мобільний спірограф Heaco SP10 чудово підходить для аналізу функції зовнішнього дихання як у домашніх, так і в амбулаторних умовах. Завдяки вбудованому кольоровому екрану, цей пристрій дозволяє оцінювати стан зовнішнього дихання без необхідності підключення до комп'ютера або принтера.



Рисунок 1.3 –Портативний спірограф моделі SP-10

Спірограф SP10 дозволяє відображати результати досліджень функції зовнішнього дихання безпосередньо на вбудованому екрані, де доступна генерація як числових даних, так і графічних зображень. Пристрій має пам'ять, яка вміщує до 100 записів досліджень функції дихання. У комплекті також є

програмне забезпечення для персонального комп'ютера, що дає змогу проводити детальний аналіз тестів і друкувати звіти з висновками.

Технічні характеристики:

- Діапазон значень швидкості потоку: від 1 до 16 л/с.
- Похибка вимірювання об'єму повітря: $\pm 3\%$ або 0,05 л.
- Похибка швидкості потоку повітря: $\pm 10\%$ або 0,3 л/с.
- Максимальний опір потоку повітря: 6 Па/л/с при 14 л/с.
- Екран: кольоровий TFT-дисплей.
- Додаткові функції:
 - індикація величини заряду акумулятора;
 - автоматичне вимкнення після 1 хвилини простою;
 - збереження результатів вимірювань;
 - можливість передачі даних на комп'ютер.

Параметри вимірювань:

- FZHOL: різниця між фактичним об'ємом повітря в легенях перед початком та в кінці примусового видиху.
- FEV1: об'єм повітря, що видихнутий за першу секунду процедури примусового видиху.
- PSV: максимальна швидкість видиху (піковий потік повітря в процесі видиху).
- Зміна ритмічності дихання.
- MOS: миттєва швидкість потоку повітря на рівнях 25%, 50% та 75% FJEL під час видиху.

Ціна приладу: 12 820 грн.

1.2.4 Спірометр мікропроцесорний портативний SMP-21/01-RD

Компанія «Монітор» виготовляє мікропроцесорний портативний детектор дихання SMP-21/01-RD [39], який зображено на рис. 1.4.

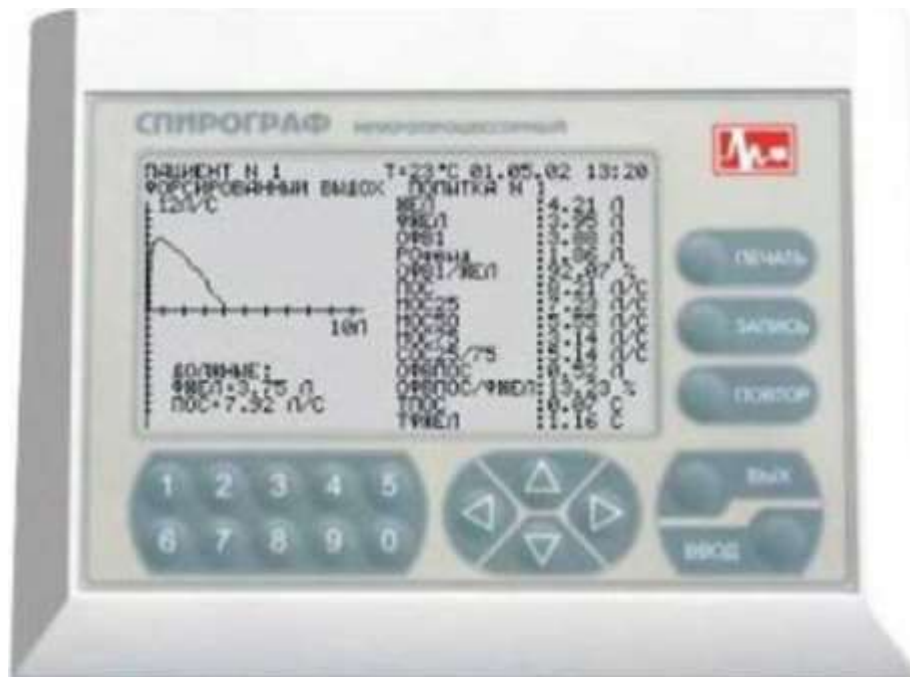


Рисунок 1.4 – Спірограф портативний мікропроцесорний СМП-21/01-RD

Портативний мікропроцесорний спірограф SMP-21/01-RD на базі спіралі використовується для якісного та кількісного аналізу змін у функціональному стані легень. Він знайшов своє застосування на всіх етапах лікувально-діагностичного процесу: для виявлення порушень, оцінювання ступеню їх важкості, визначення ефективності лікування та проведення динамічного моніторингу захворювань. Цей спірограф також застосовується для проведення масштабних епідеміологічних досліджень і перевірки працездатності людей в специфічних умовах роботи.

Його використовують також у медичних установах різного профілю для вивчення механічних характеристик на основі спірометрії вентиляційної функції апаратів штучної вентиляції легень.

У пристрої реалізована уніфікована методика проведення та оцінювання механічних властивостей вентиляційної функції легень людини.

Спірограф – це мобільний настільний пристрій, що дозволяє вимірювати та розраховувати 27 параметрів дихання людини, а також формувати протокол-резюме обстеження.

Протокол включає в себе:

- інформацію про пацієнта: номер, вік, вагу, зріст та стать;
- дату та час проведення дослідження;
- виміряні та обчислені показники в абсолютних значеннях і у нормованих відсотках;
- оцінювання ступеня відхилення від нормальних показників;
- графіки методики примусового видиху: «потік–об’єм», «потік–час» або «об’єм–час»;
- висновки за результатами обстеження;
- виміряні та обчислені величини показники разом із графіками для тестів хвилинного об’єму дихання, життєвої ємності легень та їх максимальної вентиляції.

Спірограф автоматично коригує показники об’єму та швидкості дихання відповідно до нормованих вимог. Пристрій складається з основного спірометричного блоку, датчика та вбудованого принтера. Матеріалом корпусу основного блоку та спірометричного датчика є ударостійкий пластик.

В основі роботи спірографа лежить сенсор потоку повітря (Vitalograph) у поєднанні з трубкою Fleisch. Даний сенсор забезпечує високу точність вимірювань та створює мінімальний опір для дихання пацієнта.

Спірограф підтримує процес калібрування за допомогою трилітрового калібрувального шприца, який входить до комплекту приладу.

Параметри вимірювання та розрахунку показників зовнішнього дихання:

- Для спокійного вдиху:
 - об’єм спокійного дихання;
 - тяжкість дихання.
- Для форсованого видиху:
 - об’єм форсованого видиху за першу секунду;
 - загальний об’єм форсованого видиху;
 - максимальна об’ємна швидкість потоку;
 - миттєва швидкість потоку повітря при видиху 25% об’єму;
 - миттєва швидкість потоку повітря при видиху 50% об’єму;

- миттєва швидкість потоку повітря при видиху 75% об'єму;
- середня швидкість потоку в діапазоні 25-75% об'єму;
- об'єм форсованого видиху, необхідний для аналізу максимальної швидкості;
- тривалість форсованого видиху.
- Інші параметри:
 - хвилинний об'єм дихання;
 - частота дихання;
 - варіативність ритму дихання;
 - тест на максимальну вентиляцію легень (MVL).

Технічні характеристики пристрою:

- діапазон вимірювання швидкості повітряного потоку: від -10 до +13,8 л/сек.
- діапазон вимірювання об'єму: 0-10 л.
- дисплей: монохромний рідкокристалічний, розмір 113х63 мм, роздільна здатність 240х128 пікселів.
- параметри живлення: 200-240 В, 50 Гц.
- споживана потужність: не більше 5 Вт.
- габаритні розміри: 200х150х63 мм.
- маса: 1,5 кг (без урахування шприца та принтера).

Комплект поставки включає: блок спірографічний; датчик спірометра; лазерний принтер; зажим для носа; шнур мережевий; шнур для датчика; шприц калібрувальний Зл; інструкція користувача.

Гарантійний період використання спірометра SMP-21/ 01-RD складає 24 місяці від дати введення в експлуатацію.

Вартість приладу – 19 234 грн.

1.3 Висновки до розділу

Розроблення пристрою для реєстрації та аналізу частоти дихання людини

є актуальним та сучасним завданням інженерії, так як такий прилад забезпечує оцінювання стану легеневої системи за рахунок аналізу дихальних сигналів. Він може знайти застосування в лікувально-профілактичних та санаторно-курортних закладах, амбулаторіях, поліклініках, медичних центрах та інших профільних установах.

Аналіз існуючих пристроїв показує, що ця галузь вже досить добре розвинена, наявні у вжитку прилади дозволяють ефективно реєструвати ритм і характеристики дихання людини. Проте, такі пристрої часто мають високу вартість як окремих компонентів, так і системи в цілому.

Таким чином, створення нового пристрою з оптимальним співвідношенням ціни та функціональних можливостей є важливим завданням. Такий пристрій має бути доступним для широкого кола користувачів, відповідати їхнім потребам і залишатися бюджетним рішенням для медичних закладів.

2 РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ МІКРОКОНТРОЛЕРНОГО ПОРТАТИВНОГО ТАХОСПРОМЕТРА

2.1 Аналіз структурної схеми приладу

Базовим етапом створення електричної схеми є розроблення її структурного варіанту. Це є важливим кроком, адже саме після аналізу конструкції визначаються компоненти пристрою, їх взаємозв'язок, обсяг і характер завдань, а також засоби та способи їх реалізації. У цьому процесі враховуються особливості, пов'язані з генерацією, вимірюванням в контрольних точках вузлів, споживанням, передачею, а також питання забезпечення узгодженої роботи компонентів, досягнення заданої точності та швидкодії. Варто зазначити, що на цьому етапі формується фінальний варіант структурної схеми приладу, що розробляється – частотоміра людського дихання.

На рисунку 2.1 представлено структурну схему приладу, яка складається з таких основних функціональних блоків: 1 – термодатчик; 2 – підсилювач; 3 – блок реєстрації вдиху; 4 – блок реєстрації видиху; 5 і 6 – блок захисту від від'ємної напруги; 7 і 8 – фільтр низьких частот (ФНЧ); 9 – тригер; 10, 11, 13 – індикатор; 12 – формувач коротких імпульсів (ФКІ); 14 – аналогово-цифровий перетворювач (АЦП); 15 – програматор; 16 – мікроконтролер; 17 – блок керування; 18 – рідкокристалічний індикатор (РКІ); 19. Перетворювач UART-USB.

Напруга, отримана з термодатчика 1, підсилюється блоком 2 і надходить на входи блоків 3 та 4, які відповідають за виділення коливань напруги, характерних для процесів вдиху та видиху.

Далі, з виходів блоків реєстрації вдиху та видиху (3, 4) напруги передаються до блоку визначення стану дихання 9 (вдох або видих). Передача здійснюється через блоки захисту від від'ємної напруги (5, 6) та фільтри (7, 8), які усувають сторонні перешкоди.

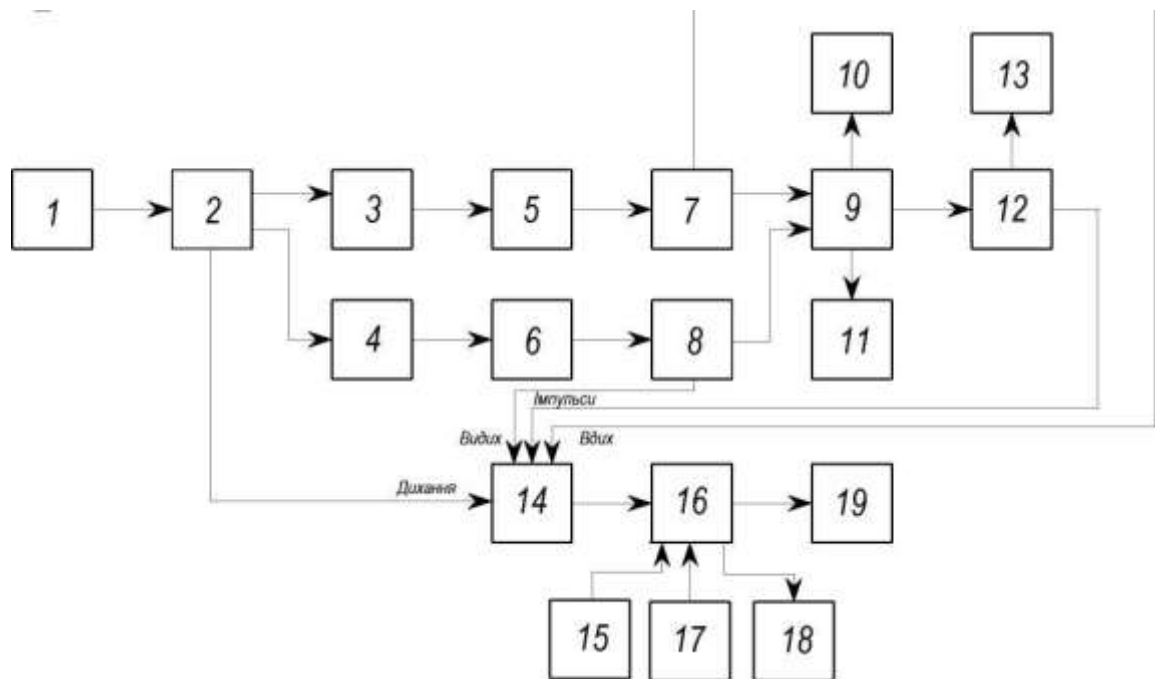


Рисунок 2.1 – Електрична структурна схема приладу

Блоки індикації 10 і 11, що підключені до тригера 9, виконують функцію відображення станів початку процесів вдиху та видиху відповідно. Вихідний сигнал стану дихання з тригера 9 передається на вхід блоку генератора коротких імпульсів 12, а індикатор 13 відображує ці імпульси. З виходу формувача 12 реєструються позитивні імпульси, які синхронні частоті дихання пацієнта.

Для відображення сигналів, що відповідають диханню, параметрам вдиху, видиху та імпульсам вдиху-видиху, реалізовано підключення виходів блоків 2 (процес дихання), 7 (процес видиху), 8 (процес вдиху) та 12 (послідовність імпульсів вдиху-видиху) до входу АЦП 14. Тут аналогові сигнали перетворюються в цифрову форму і в подальшому надходять на входні порти мікроконтролера 16.

Стан процесу дихання візуалізується на РКІ 18, роботою якого управляє мікроконтролер 16 за допомогою генерації відповідних керуючих сигналів. Вибір потрібного для відображення сигналу(процес дихання, вдих, видих або імпульси вдиху-видиху) здійснюється за допомогою активації кнопки керування 17, що перемикає режим стану комутації з мікроконтролера 16.

Перетворювач сигналів UART-USB 18 забезпечує можливість інтерфейсного зв'язку мікроконтролера 16 з персональним комп'ютером за допомогою USB-порта. Це дозволяє здійснювати обробку сигналів дихання, їх візуалізацію та збереження цих даних на комп'ютері. Дані сигнали, попередньо оцифровані в АЦП 14, подаються на вхід мікроконтролера 16, і в подальшому передаються до ПК.

Процес програмування мікроконтролера 16, який є центральним елементом приладу, здійснюється за допомогою послідовного програматора 15, що забезпечує оновлення прошивки або внесення змін у програмний код.

Блок-схему функціонування мікроконтролера представлено в додатках до роботи, вона ілюструє всі етапи роботи приладу.

2.2 Аналіз схеми принципової електричної приладу, що розробляється

Напруга, що реєструється термодавачем VD1 підсилюється схемою, побудованою на базі операційного підсилювача (ОП) DA1.1 і пасивних елементах R1-R6, C1 (рис.2.2).

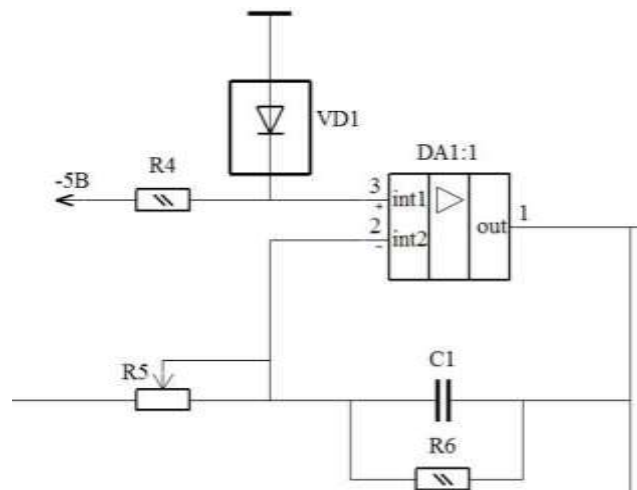


Рисунок 2.2 – Схема включення операційного підсилювача

Після виводу 1 ОП DA1.1, проходячи через діоди VD3, VD4 дана напруга поступає на входи 5, 10 ОП DA1.2, DA1.3, що працюють в режимі компараторів. Функціональний вузол ОП на DA1.2 потрібний для реєстрації

коливань напруги в процесі вдиху (рис.1.7), а ОП на DA1.3 – для процесу видиху (рис.2.3).

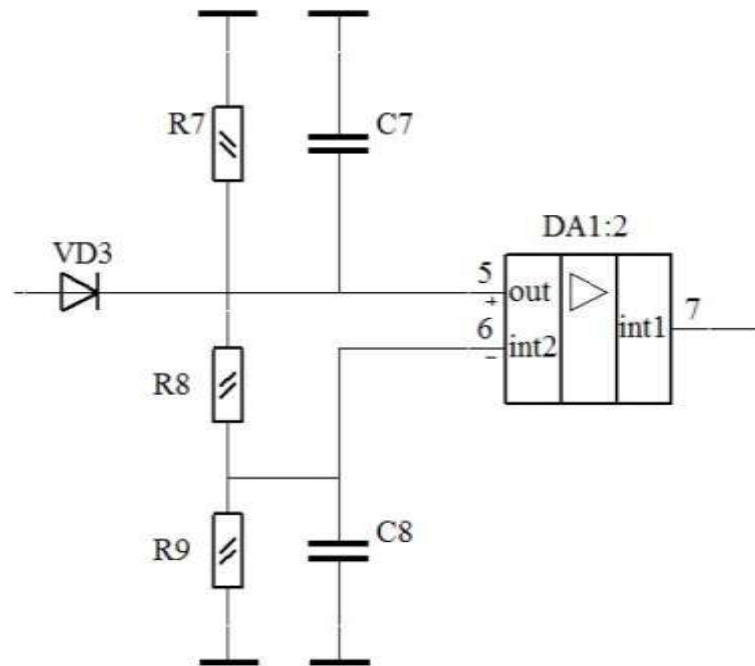


Рисунок 2.3 – Схема реалізації процесу реєстрації вдиху

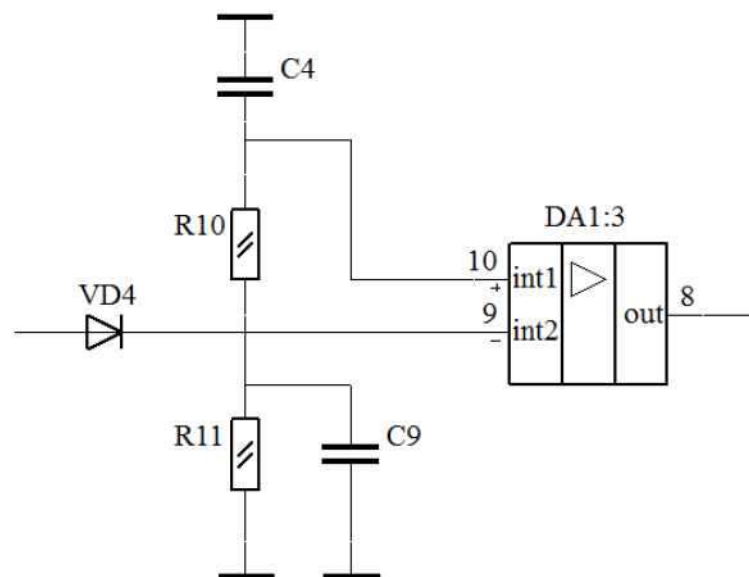


Рисунок 2.4 – Схема реалізації процесу реєстрації видиху

На початковій стадії, в той момент коли напруга на виводі 8 ОП DA1.1 залишається стабільною, компаратор DA1.3 перебуває в стані логічної одиниці.

Це пояснюється тим, що напруга на його прямому вході – вивід10 – трохи перевищує напругу на інвертованому вході – вивід 9. Щойно напруга на виході ОП DA1.1 починає зростати, напруга на інвертованому вході ОП DA1.3 стає більшою за напругу на прямому вході, і компаратор переходить у обернений стан. Швидкість зміни напруги, яка викликає реакцію компаратора DA1.3, визначається величиною номінального опору резистора R10 та значенням ємності конденсатора C4: з її збільшенням чутливість компаратора підвищується.

Схема блоку на основі ОП DA1.2 функціонує за аналогічним принципом, але навпаки – реагує на початок процесу зниження напруги на виході 1 DA1.1. У базовому стані компаратор на DA1.2 також знаходиться в стані логічної одиниці. При зменшенні напруги, що подається на його прямий вхід – вивід 5, компаратор перемикається в зворотній стан, оскільки напруга на інвертованому вході – вивід 6 – завдяки повільнішому розряду конденсатора C8, стає вищою за значення напруги на його прямому вході. Для забезпечення додаткового надлишкового стартового зсуву напруги до нуля на інвертованому вході DA1.2 використовується резистор R9, що в свою чергу потребує збільшення ємності конденсатора C8.

Електричні ланцюги, що побудовані на компонентах R12, VD5-VD6, C12-C13 та R13, що зображені на рис. 2.5, виконують захисту тригерного входу DD1.1 від від'ємної напруги, що надходить із виходів DA1.2 і DA1.3, а також здійснюють фільтрацію перешкод.

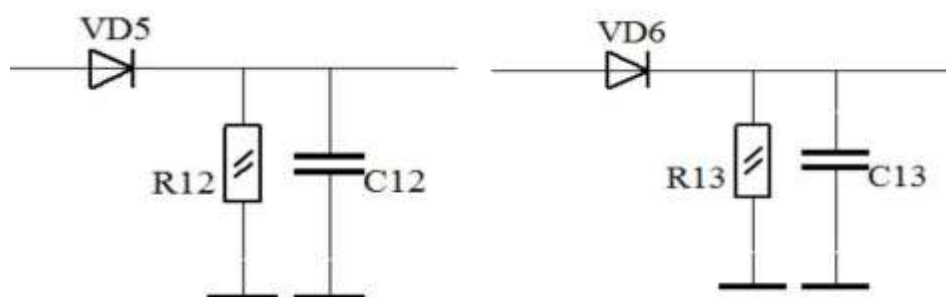


Рисунок 2.5 – Схеми електричні блоків захисту від'ємної за знаком напруги та НЧФ

Світлодіоди, що позначені на схемі H1 і H2 і під'єднані до виходів тригера DD1.1 на рис.2.6, використовуються для візуалізації станів початку процесів вдиху і виходу відповідно.

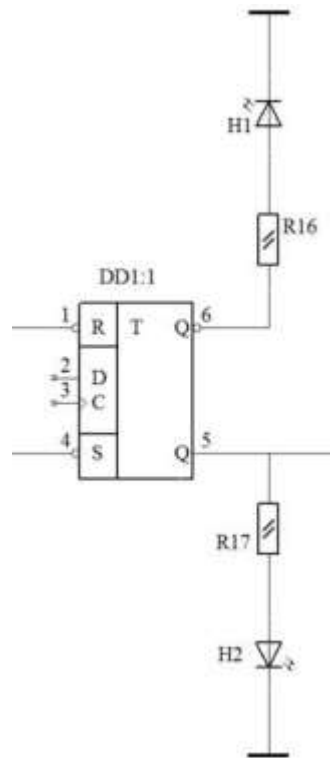


Рисунок 2.6 – Тригер DD1 та індикація факту початку процесів вдиху і видиху

Сигнал із виводу 5 тригера DD1.1 подається на вхід одновібратора, реалізованого на основі тригера DD1.2, як показано на рис. 2.7. Даний одновібратор генерує короткий імпульс у момент позитивного перепаду сигналу на своєму вході С (вивід12). Світлодіод H3 відображає ці імпульси, а з прямого виходуQ DD1.2 (вивід 9) знімаються позитивні імпульси, які відображають частоту дихання.

Для відображення сигналів процесу дихання, вдиху, видиху та імпульсів вдиху-видиху реалізовано підключення виходів блоку реєстрації сигналів дихання, вдиху, видиху, блоків захисту від від'ємної напруги та НЧФ (елементи VD5, R12, C12, VD6, R13, C13), а також тригера DD1:2, який відповідає за реєстрацію імпульсів вдиху-видиху до входу 10-бітного АЦП, що інтегрований

в мікроконтролері DD2. У цьому АЦП отримані аналогові сигнали перетворюються в цифровий вигляді і передаються на входні порти мікроконтролера DD1 (PC2-PC5) відповідно до схеми поданої на рис. 2.8.

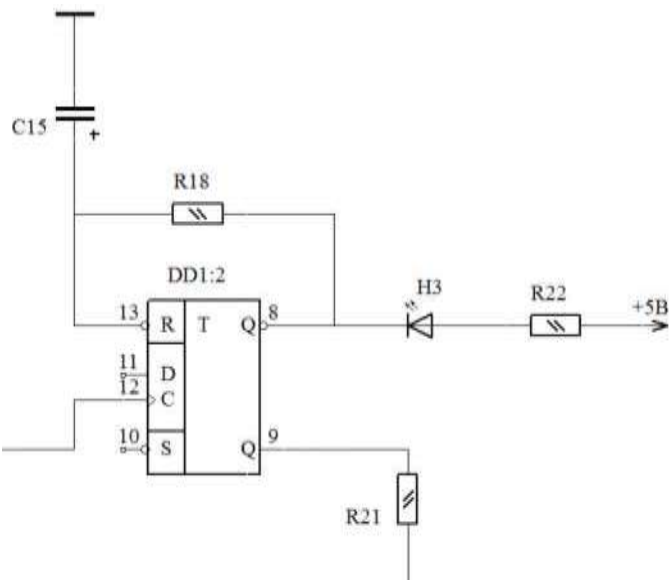


Рисунок2.7 – Схема формувача коротких імпульсів на базі одновібратора

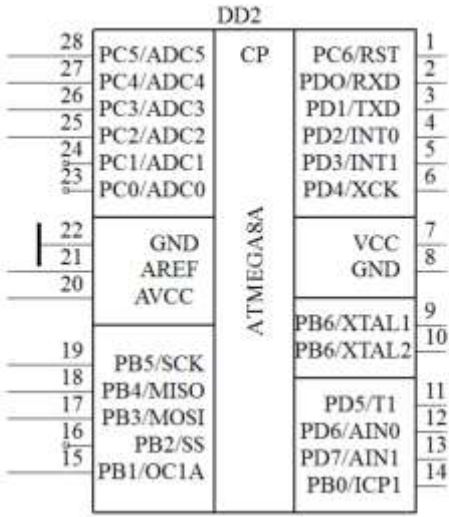


Рисунок 2.8 – Принципова схема мікроконтролераАТМЕГА32 із вбудованим 10-ти розрядним АЦП

Процес дихання виводиться на РКІ, що позначений на схемі НГ1 формату NOKIA3310, монохромному, з роздільною здатністю 84x84 (рис. 2.9). Керування роботою індикатора здійснюється мікроконтролером DD2, за

допомогою формування відповідних керуючих сигналів.

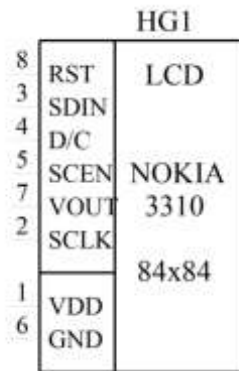


Рисунок 2.9 – Принципова схема РКІ типу NOKIA 3310

Вибір сигналу для візуалізації на HG1 (процес дихання, вдих, видих або імпульси вдиху-видиху) здійснюється за допомогою перемикання кнопок S1-S4, які зображені на рис. 2.10. Їх комбінації змінюють режим генерації сигналів на порти виведення у мікроконтролері DD2. При натисканні кнопки формують високі значення напруги на відповідних виводах мікроконтролера – логічні одиниці (на входах портів мікроконтролера DD1 – PB1, PB0, PD5-PD7).

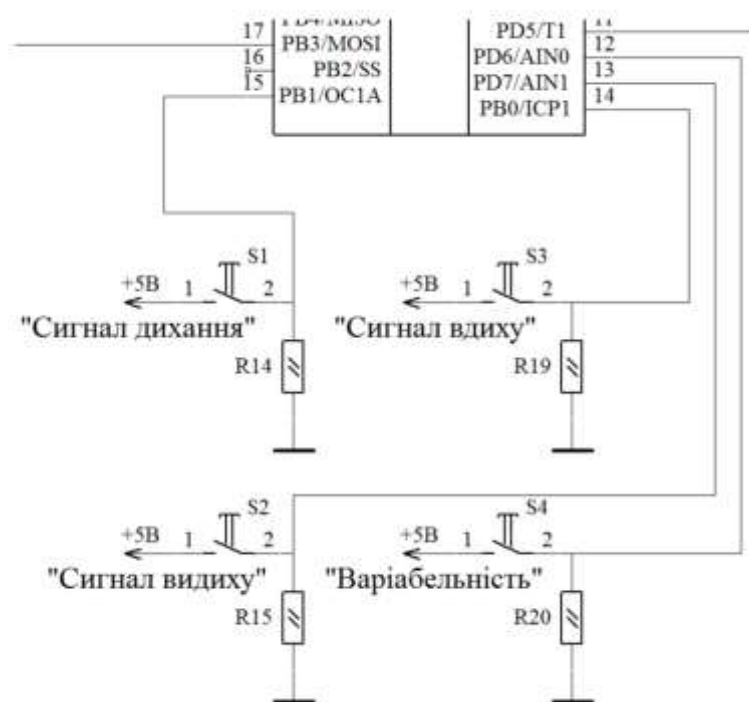


Рисунок 2.10 – Блок керування на базі 4-з кнопок

Перетворювач сигналу UART-USB, під'єднаний до роз'єму X4, дозволяє з'єднати мікроконтролер DD2 із персональним комп'ютером за допомогою USB-порту, таким чином забезпечуючи оброблення сигналів дихання, їх відображення та збереження для подальшого використання.

Перепрограмування даного мікроконтролера, що є центральним обчислювальним елементом приладу, здійснюється за допомогою програматора, що під'єднується через роз'єм X2 (рис. 2.11).

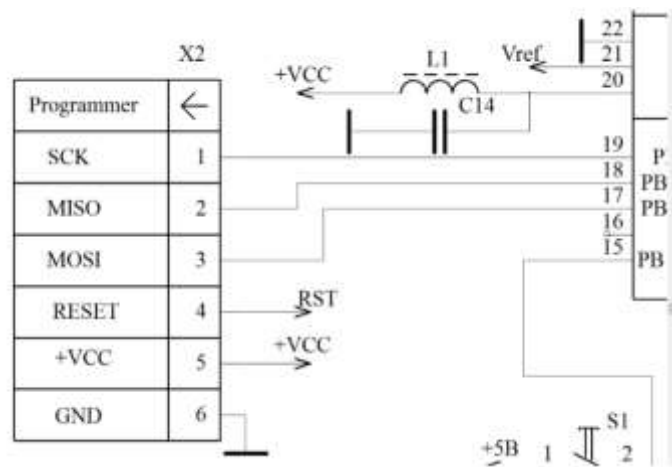


Рисунок 2.11 – Група контактів для підключення програматора

Живлення всіх блоків приладу здійснюється окремим блоком живлення, що побудований на базі трансформатора T1, діодного моста VD2 та стабілізаторах напруги DA2-DA3 (рис.2.12). Даний блок підключається до мережі змінної напруги 220В і перетворює її до рівня 5В постійної напруги.

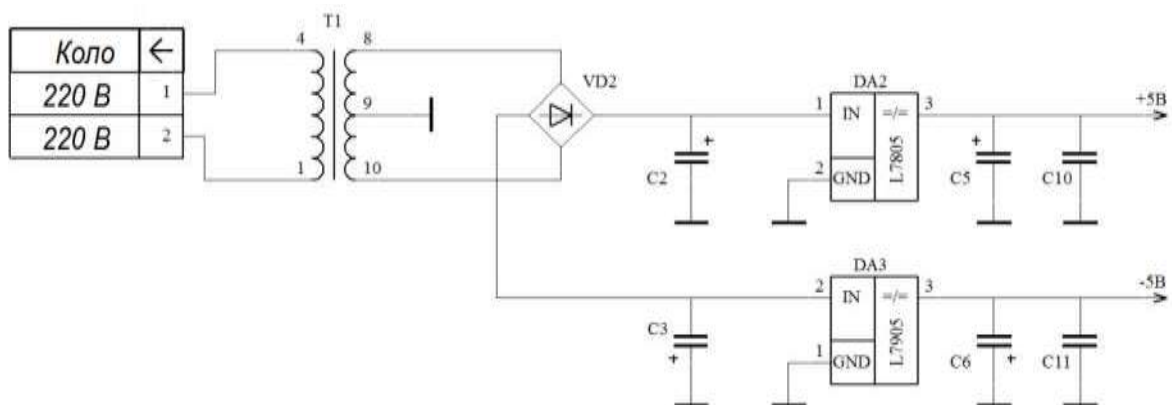


Рисунок 2.12 – Блок живлення приладу, що розробляється від мережі 220В

Процес згладжування пульсацій живлення використовуються фільтруючі конденсатори C2-C3, C5-C6, C10-C11.

2.3 Параметричний аналіз принципової електричної схеми

2.3.1 Розрахунок підсилювача з функцією фільтру

Для визначення характеристик підсилювача, реалізованого у формі неінвертуючого підсилювача з функцією фільтру, необхідно виконати розрахунок його основних параметрів. До них, зокрема, відносяться розрахунок частоту зрізу, вхідний і вихідний опір, коефіцієнт підсилення тощо.

Схема неінвертуючого підсилювача з функцією фільтру наведена на рис. 2.13.

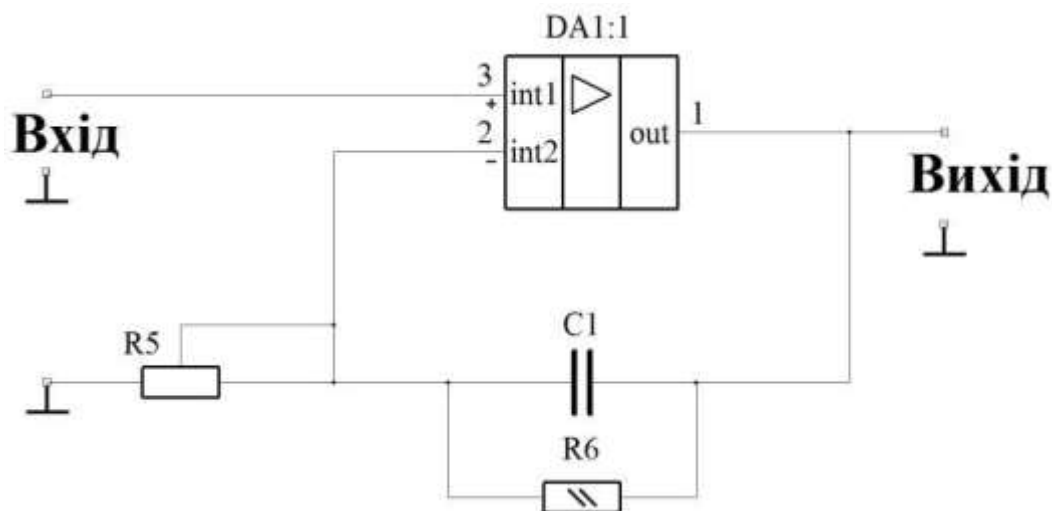


Рисунок 2.13 – Схема неінвертуючого підсилювача напруги з функцією фільтрації

Включення конденсатора C1 у схему інвертуючого підсилювача забезпечує функцію ФНЧ – конденсатор C1 на низьких частотах має малу внутрішню провідність, і при їх підвищенні - провідність конденсатора збільшується згідно виразу:

$$B_{C1} = 2\pi f_0 C_1,$$

де f_0 - частота коливань, що дорівнює частоті дихання.

Значення частоти зрізу інвертуючого фільтра з вбудованим ФНЧ визначається згідно виразу:

$$f_{zp} = \frac{1}{2\pi R_6 C_1},$$

$$f_{zp} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 680 \cdot 10^3 \cdot 0,01 \cdot 10^{-6}} = 23,41 \text{ Гц}.$$

Отриманий результат 24,41 Гц відповідає максимальній границі частоти дихання людини.

Вихідна напруга ОП характеризується різницею $U_{вих} = U_{ex} - U_{33}$, отже в схемі здійснюється послідовний зворотній зв'язок за напругою. Врахувавши, що U_+ , U_- - це напруги на неінвертуючому та інвертуючому входах ОП, що рівні:

$$U_+ = U_{ex},$$

$$U_- = U_{33} = U_{вих} \frac{R_5}{R_5 + R_6} = \beta U_{вих}$$

і враховуючи, що $U_{вих} = K_U (U_+ - U_-)$, то при $K_U \rightarrow \infty$, $U_+ - U_- = \frac{U_{вих}}{K_U} = 0$ і

$U_+ = U_-$ Отже, отримуємо:

$$U_{вих} = \frac{R_5 + R_6}{R_6} U_{ex} = \left(1 + \frac{R_6}{R_5}\right) U_{ex}.$$

В цьому випадку, коефіцієнт підсилення визначається наступним виразом:

$$K = \frac{U_{вих}}{U_{вх}} = 1 + \frac{R_6}{R_5}$$

При рахуванні значень номіналів резисторів R_6 і R_5 коефіцієнт буде рівний:

$$K = 1 + \frac{680}{22} = 31,9.$$

Таким чином, коефіцієнт підсилення K ідентифікується лише відношенням опорів і не залежить від параметрів ОП.

Вхідний опір підсилювача:

$$R_{BX.НП} = R_{BX.ОП} (1 + K\beta),$$

$$\text{де } \beta = \frac{R_5}{R_5 + R_6} = \frac{22}{680 + 22} = 0,031 \text{ - опір вхідний ОП TL0074, згідно його}$$

паспортних даних:

$$R_{BX.НП} = 1 \cdot 10^{12} (1 + 31,9 \cdot 0,031) = 1,9889 \cdot 10^{12} \text{ Ом}$$

Вихідний опір неінвертуючого підсилювача:

$$R_{ВИХ.НП} = \frac{R_{ВИХ.ОП}}{(1 + K\beta)}$$

$$R_{ВИХ.НП} = \frac{1 \cdot 10^{12}}{1 + 31,9 \cdot 0,031} = 0,503 \cdot 10^{12} \text{ Ом}$$

Таким чином, за допомогою розрахунків визначені значення параметрів

елементів, які входять до складу підсилювача, згідно вимог, що висуваються до його функціональності.

2.3.2 Розрахунок блоку захисту від від'ємної напруги з фільтром низьких частот

Послідовне включення в схему діода VD5 та фільтра, зібраного на базі RC-ланки реалізують процес амплітудного детектування сигналу (рис.2.14).

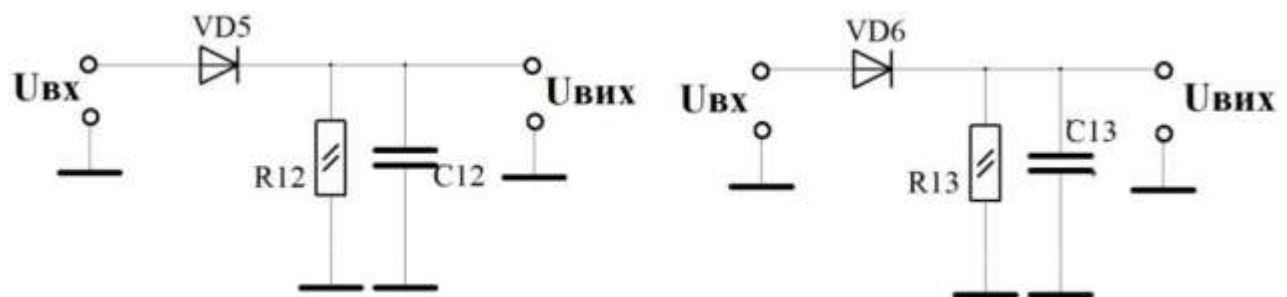


Рисунок 2.14 – Електричні схеми блоків захисту від від'ємної напруги та фільтри

Функціонал детектуючої ланки передбачає наявність таких елементів:

- генерація сигналу низької частоти (обвідної вхідного сигналу), що описує сигнал дихання;
- фільтрація корисного сигналу дихання людини з низькою частотою від високочастотних складових.

Вхідна частина гілки включає діоди VD5 і VD6, резистори R12 і R13 та конденсатори C12 і C13. Під впливом високочастотного сигналу, модульованого низькочастотним сигналом, через діоди протікає струм складної форми. Цей струм формує коливання обвідної напруги на резисторах R12 та R13, тоді як залишкові компоненти високочастотного сигналу проходять через конденсатори C12 та C13, які мають низький опір при високих частотах. У позитивну півхвилю високочастотного сигналу діод відкривається, пропускаючи струм через себе, що створює падіння напруги на резисторах R12- R13. Одночасно конденсатори C12-C13 швидко заряджаються. У негативну

півхвилю діод закривається, і конденсатори починають повільно розряджатися через резистори R12-R13, формуючи напругу такої ж полярності, як і під час позитивного півперіоду.

У результаті на резисторах R12 та R13 виникає електричний сигнал, який відповідає процесу дихання з пульсуючими піками, який додатково згладжується фільтруючою гілкою LC, розташованою між підсилювачем і детектором. Полярність вихідного сигналу ланки залежить виключно від реалізації підключення діода.

Таким чином, на початковому етапі обрахунків слід визначити значення опорів R12, R13 та ємностей C12, C13 у ланцюгу навантаження діодного детектора. При цьому детекційний коефіцієнт приймається рівним 0,9, при умові, що крутизна вольт-амперної характеристики випрямного діода становить $S = 10 \text{ мА/В}$, а частота коливань модуляції та несуча частота: $Q = 104 \text{ рад/сек}$ та $a_0 = 106 \text{ рад/сек}$, відповідно.

Детекційний коефіцієнт обчислюється за наступною формулою:

$$K_D = \cos \left(\left(\frac{3\pi}{SR_n} \right)^{1/3} \right)$$

де R_n – величина опору навантаження, $R_n = R12, R_n = R13$

S – крутизна вольт-амперної характеристики діода 1N4148, $S = 10 \text{ мА/В}$,

$$K_D = \cos \left(\left(\frac{3 \cdot 3,14}{10 \cdot 510} \right)^{1/3} \right) = 0,999$$

Значення опорів резисторів R12, R13 і величини ємності конденсаторів C12, C13 в гілці навантаження детектуючого діода визначаються умовою:

$$\frac{1}{2\pi f_0} \ll C12 \cdot R12 \ll \Omega_0 \quad (2.11)$$

де f_0 – частота несучого коливання;

Ω_0 – частота модульованого коливання.

$$\frac{1}{2\pi f_0} \ll 0,0051 \ll \Omega_0 \quad (2.12)$$

З виразу (2.12) можна визначити, що величини f_0 та Ω_0 рівні:

$$\Omega_0 \ll 0,0051 \text{ Гц}$$

$$f_0 \ll 31,22 \text{ Гц}$$

2.3.2 Розрахунок параметрів формувача коротких імпульсів

ФКІ реалізований у формі одновібратора, що зібраний на основі тригера DD1 LS74A, ємності C15 та резистора R18 (рис.2.15).

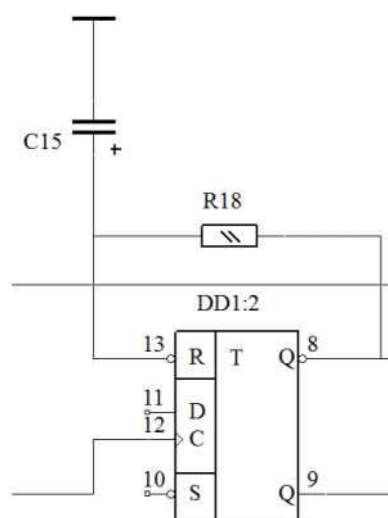


Рисунок 2.15 – Схема формувача коротких імпульсів (ФКІ)

Для забезпечення коректної роботи ФКІ необхідно, щоб тривалість вхідного стартового імпульсу була достатньо великою, щоб конденсатор C15 зміг повністю розрядитися. Після завершення тривалості імпульсу даний конденсатор починає заряджатися через резистор R18 до рівня напруги живлення. Коли напруга досягає заданого порогового значення $U_{пор}$, компонент DD1.1 переключається в обернений стан.

У цьому випадку тривалість вихідного імпульсу (t_u) визначається параметрами ємності конденсатора C15 та значенням опору резистора R18, які утворюють затримуючу ланку. Формула для розрахунку тривалості імпульсу має наступний вигляд:

$$t_i = R18C15 \frac{U_{ж}}{U_{ж} - U_{пор}}$$

де $U_{ж}$ – напруга живлення, $U_{ж} = +5$ В;

$U_{пор}$ – порогова напруга перемикавання, $U_{пор} = +3,5$ В,

$$t_i = 10000 \cdot 10^{-6} \frac{5}{5 - 3,5} = 0,0333 \text{сек}$$

При коливанні значень порогової напруги спрацювання ($U_{пор}$) тривалість імпульсу може приймати величини від $t_{min} = 0,4RC$ до $t_{max} = 1,11RC$:

$$t_{min} = 0,004 \text{ сек до } t_{max} = 0,0111 \text{ сек.}$$

2.4 Конструктивні особливості приладу, що розробляється

2.4.1 Вибір типу корпусу

Під час процесу проектування приладу були враховані численні вимоги,

серед яких основними є:

- механічна міцність корпусу та елементів конструкції;
- стійкість і довговічність конструкторських рішень;
- багатофункціональність компонентів та надійність механічних з'єднань елементів;
- забезпечення високої ефективності дизайнерських рішень.

Кожна з цих вимог залежить від призначення приладу, умов його експлуатації та обслуговування.

Ергономічний аналіз приладу може проводитися на всіх етапах його розробки від складання технічного завдання та ескізів до технічного та робочого проектування, а також прямо в процесі експлуатації. Метою такого аналізу є кількісне та якісне оцінювання адаптації приладу до потреб людини.

Таким чином, ергономіка розробки має відповідати таким критеріям:

- зручність у використанні;
- хороша сприйнятливість та доступність для користувачів.

Для полегшення керування, зменшення кількості допустимих помилок і витраченого часу на пошук потрібного елемента керування рекомендується використовувати кодування цих елементів за такими характеристиками: форма, розмір, спосіб використання, колір та маркування. Найефективнішим є поєднання кольорового кодування з іншими методами. Рекомендується використовувати п'ять основних кольорів: червоний, помаранчевий, жовтий, зелений і синій. Зелений колір зазвичай застосовується для позначення елементів увімкнення, а червоний – для вимкнення.

Ергономічні рекомендації для оформлення екрану враховують специфіку інформації, яка сприймається. Дизайн елементів візуалізації, зокрема, залежить від параметрів інформації – вона може бути зорова або слухова.

Згідно принципу вагомості, пристрої та елементи керування групуються відповідно до їх критичності для вирішення конкретної операційної задачі.

Принцип оптимального розміщення передбачає розташування елементів керування залежно від їхніх характеристик: швидкості сприйняття, простоти

використання та точності зчитування інформації.

Принцип послідовного використання передбачає логічний пріоритет виконання операцій при розташуванні елементів керування.

Згідно принципу частотності використання, найчастіше використовувані структури слід розміщувати у найбільш зручних і доступних для сприйняття та роботи зонах.

Обладнання рекомендується встановлювати під прямим кутом до лінії прямої видимості оператора. Така орієнтація забезпечує швидке та надійне сприйняття інформації. Елементи, що містять найбільш важливі дані, повинні знаходитися в зоні оптимальної видимості.

Для виготовлення корпусу обрано ударостійкий пінополістирол UPS-825 TG, який має значні переваги порівняно з іншими полімерними матеріалами. Серед них – висока ударна в'язкість, гарні діелектричні характеристики та висока стійкість до вологи.

Технічні характеристики UPS-825 TG:

- щільність: 1040–1060 кг/м³;
- робочий температурний діапазон: від -30 до +65 °С;
- розрахункова усадка: 0,4–1,2%;
- в'язкість початкова: 30–60 кДж/м²;
- в'язкість з розрізом: 5,9–9,8 кДж/м².

Основним методом виробництва з використанням такого матеріалу є лиття під тиском, оскільки це найбільш ефективний і поширений спосіб. Він не потребує постійного циклу нагрівання-охолодження форми. Формування виробу відбувається в холодній формі без використання завантажувальної камери. Гранули полістиролу засипаються з бункера в попередньо нагрітий циліндр, де матеріал плавиться, а потім через сопло вводиться в холодну форму.

Корпус пристрою складається з основи та кришки, всередині яких знаходиться друкована плата, прикріплена до корпусу гвинтами.

На передній панелі корпусу розташовані світлодіод, роз'єм для

підключення сенсора та роз'єм інтерфейсу UART/USB. Роз'єм для підключення джерела живлення розташовано на задній панелі корпусу. РКІ та кнопки керування знаходяться на верхній кришці корпусу.

Кришка кріпиться до основи на двох гвинтах, що розташовані з різних боків корпусу.

2.4.2 Розрахунок на дію механічних впливів та визначення стійкісних показників

Як відомо, в пристроях, які не мають захисту від вібрацій або ударів, вузли, чутливі до динамічних перевантажень, можуть зазнати значних пошкоджень.

Для підвищення механічної міцності та стійкості використовуються різні типи амортизаторів, які будуються на основі гумових, металевих з каучуковим наповнювачем конструкцій, а також застосовуються металеві еластичні амортизатори.

Амортизатори поділяють на три типи: низькочастотні, середньочастотні та високочастотні. У низькочастотних амортизаторів частота власних коливань під навантаженням не перевищує 4 Гц. Для середньочастотних амортизаторів цей показник знаходиться в діапазоні 8-12 Гц, а для високочастотних – у межах 20-30 Гц. Низькочастотні амортизатори ефективно знижують частоти коливань у діапазоні 5-600 Гц, середньочастотні – 15-600 Гц, а високочастотні – 35-2000 Гц.

Механічні навантаження, які впливають на пристрій та оточуюче середовище, значною мірою викликані динамічними впливами, такими як вібрації і удари.

Зовнішні впливи на прилад спричиняють виникнення певних механічних навантажень на його конструктивні елементи. Їх діапазон визначається механічними коливаннями з різними частотами та амплітудами, що виникають під час досліджень, транспортування або використання. При цьому власна частота коливань може змінюватися в досить широких межах.

Для захисту обладнання від механічних впливів, на першому етапі слід

приділити особливу увагу захисту найбільш вразливих і громіздких компонентів, таких як друкована плата. У зв'язку з цим необхідно провести розрахунок резонансної частоти коливань друкованої плати:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{c}{m}}.$$

Показник резонансної частоти коливань елементів приладу обраховується за формулою:

$$f_{0i} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{c_i}{m_i}}.$$

Значення резонансної частоти при роботі друкованої плати з рівномірно розподіленими на її поверхні компонентами визначається за виразом:

$$f_0 = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{m_e}{m_n}}} \left(\frac{\pi}{4\sqrt{3}} \right) (1 + \Delta^2) \left(\frac{\lambda S}{B^2} \right) \sqrt{\frac{\varepsilon}{\rho}},$$

де m_e – маса встановлених на платі радіокомпонентів; m_n – загальна маса основи плати друкованої; Δ – співвідношення розмірів сторін (меншої до більшої) плати; B – величина більшої сторона друкованої плати; S – товщина друкованої плати; ε – модуль Юнга, (для склотекстоліту $\varepsilon = 3.2 \cdot 10^{10} \text{ МПа}$); λ – коефіцієнт, що визначає спосіб кріплення друкованої плати (для стандартного кріплення в 4 точках $\lambda = 1,5$); ρ – густина матеріалу плати, (для склотекстоліту – $2.5 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$).

Для того, щоб визначити загальну масу радіокомпонентів, з яких складається пристрій, скористаємося табл. 2.1.

Таблиця 2.1 – Механічні параметри радіокомпонентів

Назва	Кількість	Маса, г	Загальна маса, г
EC24-R12K	1	0,25	0,25
KLS4-3296W	1	0,45	0,45
LS74A	1	2,15	2,15
MF-12	21	0,15	3,15
ECAP-GS	7	4,5	31,5
1N4148	5	0,15	0,75
ТП 121-1	1	168,8	168,8
TL074	1	2,51	2,51
L7805	1	2,29	2,29
0805	11	0,25	2,75
L7905	1	2,29	2,29
КЦ407	1	2	2
PLT	12	2	24
Всього			242,88

З врахуванням значень з табл. 2.1 резонансна частота дорівнює:

$$f_0 = \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{0,24288}{0,1}}} \left(\frac{3,14}{4\sqrt{3}} \right) (1 + 0,792^2) \left(1,2 \frac{0,0015}{0,01} \right) \sqrt{\frac{3,2 \cdot 10^{10}}{2,5 \cdot 10^{10}}} = 40,618 \text{ Гц}$$

Згідно стандарту ОСТ ГО.010.009 друковані плати, які не підключаються до амортизаційних механізмів, повинні мати величину резонансної частоти не більшу, за 60 Гц. Таким чином, можна зазначити, що даний пристрій відповідає стандарту ОСТ ГО.010.009 (60 Гц > 40,618 Гц).

Вплив на пристрій визначається формою та параметрами імпульсу удару. Згідно вимог до дії механічних ударів під час транспортування, пристрій має витримувати пікове прискорення удару тривалістю 15 мс. Найсильніший вплив на пристрій створює прямокутний імпульс, для якого необхідно виконати розрахунки сили ударного впливу.

Розрахункове значення частоти ударних імпульсів визначається за формулою:

$$\omega = \frac{\pi}{\tau},$$

де τ – час впливу ударного імпульсу, $\tau = 15$ мс.

$$\omega = \frac{3,14}{10 \cdot 10^{-3}} = 314 \text{ Гц}$$

Коефіцієнт передачі енергії при ударі:

$$K_y = 2 \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2 \cdot \nu}\right),$$

де ν – коефіцієнт розлагодження:

$$\nu = \frac{\omega}{2\pi f_0}.$$

Підставляючи вхідні значення в формулу отримаємо:

$$\nu = \frac{314}{2 \cdot 3,14 \cdot 406,18} = 0,12,$$

$$K_y = 2 \cdot \sin\left(\frac{3,14}{2 \cdot 0,12}\right) = 0,45.$$

Таким чином, максимальне відносне переміщення складає:

$$Z_{\max} = \frac{2 \cdot H_y}{2\pi \cdot f_0} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2\nu}\right) = \frac{\alpha_y}{2\pi \cdot f},$$

$$Z_{\max} = \frac{4,49 \cdot 9,8}{2 \cdot 3,14 \cdot 406,18} = 0,017 \text{ мм}$$

Умова необхідної ударної міцності для радіокомпонентів з яких складається пристрій:

$$\alpha_y = \alpha_{y \text{ доп}},$$

де $\alpha_{y \text{ доп}}$ – допустиме ударне прискорення, $\alpha_{y \text{ доп}} = 15g$.

Так як умова ударної міцності виконується, можна стверджувати, що пристрій відповідає вимогам необхідної ударної міцності та може експлуатуватися та транспортування під дією ударів.

2.4.3 Розрахунок теплових режимів роботи приладу

Також необхідно виконати розрахунок робочого теплового стану пристрою в умовах теплопередачі за природної конвекції повітря. Для цього необхідно замінити конструкцію приладу на його фізичну теплову модель. У фізичній моделі теплового стану сума середнього значення температури та потужності тепловіддачі поверхні приладу визначає ступінь перегріву.

Питома поверхнева потужність розсіювання корпусу пристрою:

$$q_K = \frac{P_0}{S_K}$$

де S_K – загальна площа зовнішньої поверхні корпусу приладу, що розробляється:

$$S_K = 2(L_1L_2 + L_2L_3 + L_1L_3),$$

де $L_1 - L_3$ – габарити: ширина, глибина та висота приладу,

$$S_K = 2(0,12 \cdot 0,159 + 0,159 \cdot 0,075 + 0,12 \cdot 0,075) = 0,08 \text{ м}^2,$$

$$P_0 = 0,2 \text{ Вт},$$

$$q_K = \frac{0,2}{0,08} = 2,5 \text{ Вт / м}^2.$$

Згідно графічної реалізації графіку залежності, який відображено на рис. 2.16, визначається перегрів приладу.

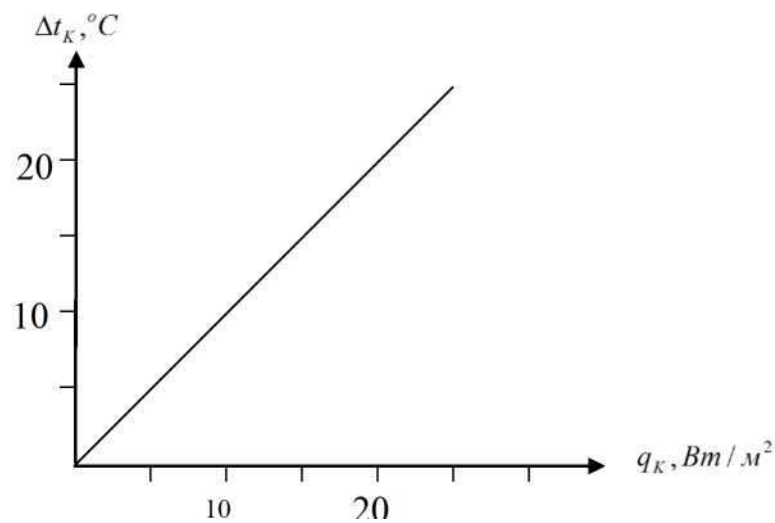


Рисунок 2.16 – Графік кореляційної залежності перегріву корпусу від потужності розсіювання на його питомій поверхні

Коефіцієнти викиду тепла для верхньої, нижньої та бічної поверхонь корпусу приладу:

$$\alpha_{л.в.} = \varepsilon_i \cdot 5,67 \left[\left(\frac{t_0 + \Delta t_k + 273}{100} \right)^4 - \left(\frac{t_0 + 273}{100} \right)^4 \right] / \Delta t_k = 2,5 \text{ Вт / м}^2.$$

$$\alpha_{л.б.} = 0,075 \cdot 5,67 \left[\left(\frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left(\frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 0,88,$$

$$\alpha_{л.н.} = 0,12 \cdot 5,67 \left[\left(\frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left(\frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 1,93,$$

$$\alpha_{Л.Б.} = 0,159 \cdot 5,67 \left[\left(\frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left(\frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 2,56.$$

Для величини температури обчислено Грегорову величину для кожної поверхні приладу:

$$t_m = t + \Delta t_k,$$

$$t_m = 20 + 0,5 \cdot 2,5 = 21,25 \text{ } ^\circ\text{C},$$

$$G_T = \beta_m g \frac{L_{ofi}}{\nu_m^2} \Delta t_k,$$

де L_{ofi} – геометричний розмір i -ої поверхні корпусу; g – прискорення вільного падіння; β_m – коефіцієнт об'ємного розширення для газового середовища:

$$\beta_m = (t_m + 273)^{-1},$$

$$\beta_m = (21,25 + 273)^{-1} = 3,4 \cdot 10^{-3}$$

$$G_{T.B} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,075^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 1,96 \cdot 10^{-19}$$

$$G_{T.B} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,159^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 5,21 \cdot 10^{-18}$$

$$G_{T.H} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,12^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 4,51 \cdot 10^{-18}$$

Змінна поверхні корпусу при впливі нагрівання газів:

$$K = (G_T P_T) \cdot m$$

$$K_B = 0,8 \cdot 1,96 \cdot 10^{-19} = 1,57 \cdot 10^{-19},$$

$$K_H = 0,8 \cdot 4,51 \cdot 10^{-18} = 3,608 \cdot 10^{-18},$$

$$K_B = 0,8 \cdot 5,21 \cdot 10^{-18} = 4,168 \cdot 10^{-18}.$$

Коефіцієнти природної конвективної тепловіддачі для кожної поверхні визначається за виразом:

$$\alpha_{K.i} = 1,18 \frac{t_m}{L_{опi}} (G_r P_r)^{1/8} \cdot N_i$$

де t_m – газова теплопровідність середовища; N_i – коефіцієнт, який враховує орієнтацію в просторі і-тої поверхні корпусу:

$$N_i = \begin{cases} 0,7 - \text{для нижньої поверхні} \\ 1 - \text{для бокової поверхні} \\ 1,3 - \text{для верхньої поверхні} \end{cases}$$

$$\alpha_{K.H} = 1,18 \frac{21,25}{0,075} (1,57 \cdot 10^{-19})^{1/8} \cdot 1,3 = 4,71,$$

$$\alpha_{K.B} = 1,18 \frac{21,25}{0,159} (4,168 \cdot 10^{-18})^{1/8} \cdot 1 = 0,79,$$

$$\alpha_{K.B} = 1,18 \frac{21,25}{0,12} (3,608 \cdot 10^{-18})^{1/8} \cdot 0,7 = 0,72.$$

Величина теплопровідності між всіма поверхнями корпусу та оточуючим середовищем обчислюється згідно виразу:

$$\sigma_K = (\alpha_{K.H} + \alpha_{Л.H}) \cdot S_H + (\alpha_{K.B} + \alpha_{Л.B}) \cdot S_B + (\alpha_{K.B} + \alpha_{Л.B}) \cdot S_B$$

де S_H , S_B , S_B – площі нижньої, бічної та верхньої поверхонь корпусу:

$$S_H = S_B = L_1 L_2 = 0,12 \cdot 0,159 = 0,01908,$$

$$S_B = 2L_3(L_1 + L_2) = 2 \cdot 0,075(0,12 \cdot 0,159) = 0,04185,$$

$$\sigma_K = (0,72 + 1,93) \cdot 0,01908 + (0,79 + 2,52) \cdot 0,04185 + (4,71 + 0,88) \cdot 0,04185 = 0,424$$

Величина перегріву корпусу $\Delta t_{K.O.}$ складає:

$$\Delta t_{K.O.} = \left(\frac{P_0}{\sigma_K} \right) \cdot K_{Л.Н.} \cdot K_{H1}$$

де K_{H1} – коефіцієнт, що враховує повітряний тиск атмосфери:

$$\Delta t_{K.O.} = \left(\frac{0,2}{0,424} \right) \cdot 1,2 \cdot 1,1 = 0,62 \text{ } ^\circ\text{C}.$$

Питома похибка обчислюється виразом:

$$\delta = |t_{K.O.} - t_H| / t_H,$$

$$\delta = |0,62 - 25| / 25 = 0,97$$

Враховуючи те, що умова $\delta < 1$ виконується, можна стверджувати що розрахунок вважається завершеним і пристрій буде працювати без перегріву.

2.4.4 Дослідження електромагнітної сумісності приладу

На сьогоднішній день забезпечення електромагнітної сумісності (ЕМС) різноманітних технічних засобів перетворилося на окремий науково-технічний напрямок, що охоплює широкий спектр питань у сфері радіотехніки, зокрема і в медичному приладобудуванні. Було встановлено, що врахування вимог ЕМС є необхідним на всіх етапах розробки та виготовлення таких пристроїв: від проектування систем і схем до вибору технологій виробництва та забезпечення їхньої надійної роботи під час експлуатації.

Ефективне вирішення питань (ЕМС) сприяє підвищенню якості пристрою, що розробляється. Якщо пристрій під час роботи генерує електромагнітні завади, що заважають іншим пристроям виконувати свої функції, його не можна віднести до класу якісних приладів. Аналогічно, якщо пристрій не створює завад, але також і не виконує своєї основної функції, його якість теж не може бути визнана задовільною. Згідно з визначенням терміну «якість виробу» в стандарті ГОСТ 15467-79, «якість» – це відповідність характеристик виробу його призначенню та встановленим вимогам. Однак це визначення не враховує адаптацію пристроїв до умов ЕМС, тобто їх здатність функціонувати в середовищі з можливими електромагнітними впливами без збоїв.

Для таких пристроїв рекомендується оцінювати якість не лише як набір технічних характеристик, але й як здатність безперешкодно працювати за наявності негативних електромагнітних впливів з боку інших пристроїв. Таким чином, показники ЕМС повинні бути невід'ємною частиною оцінки якості пристрою.

Цей показник є важливим за своєю суттю, оскільки відображає технічну стійкість виробу. Без забезпечення ЕМС інші показники якості втрачають свій сенс, адже пристрій не зможе працювати належним чином у реальних умовах експлуатації.

Дослідження характеристик ЕМС різних пристроїв забезпечило розроблення інженерних методів аналізу та створило наукову базу для вдосконалення заходів нормалізації цих характеристик.

Метод оцінювання значення та впливу певної характеристики ЕМС у вирішенні цих завдань залежить від рівня проблеми. Виділяють три основні рівні:

1. Міжсистемна ЕМС – забезпечує сумісність між автономними незалежними глобальними системами.
2. Внутрішньосистемна ЕМС – гарантує сумісність у межах єдиного електронного комплексу складної структури.

3. ЕМС на рівні пристрою – забезпечує сумісність між окремими елементами всередині одного пристрою.

Врахування вимог ЕМС під час проектування пристрою здебільшого стосується двох останніх рівнів забезпечення ЕМС.

У пристрої, який розробляється основним джерелом генерації завад є схема живлення, тому для їх зменшення застосовується фільтрація. Крім того, раціональне розташування радіокомпонентів на друкованій платі, а також мінімізація довжини неперервних друкованих провідників сприяють зменшенню кількості і величини завад. Ці заходи дозволяють знизити рівень завад до допустимого рівня.

Отже, можна зробити висновок, що пристрій відповідає вимогам ЕМС і не потребує додаткових заходів, на кшталт екранування.

2.5 Висновок розділу

У даному розділі на основі аналізу проблематики в галузі аускультативної та існуючих приладів були визначені напрями створення нового пристрою, зокрема розроблено структурну та електричну принципову схеми приладу визначення частоти дихання людини, здійснено аналіз електричної структурної схеми, запропоновано схемотехнічні рішення для реалізації функціоналу роботи приладу.

Для вибору оптимальної компонентної бази виконано перевірочний розрахунок електричної принципової схеми.

Так як всі елементи разом із друкованим вузлом необхідно розмістити в корпусі, було обрано відповідний тип корпусу та проведено розрахунки на ударостійкість, міцність, теплові режими і електромагнітну сумісність.

3 МОДЕЛЮВАННЯ РОБОТИ РОЗРОБЛЮВАНОГО ПРИЛАДУ

3.1 Розроблення математичної моделі приладу

Пристрій для визначення параметрів частоти дихання працює на основі аналізу градієнту температур між повітрям яке видихається і видихається пацієнтом.

Процес вимірювання температури передбачає передачу незначної кількості енергії тепла від досліджуваного об'єкта до термодатчика, що перетворює отриману енергію в електричний сигнал з певними параметрами (рис. 1.1).

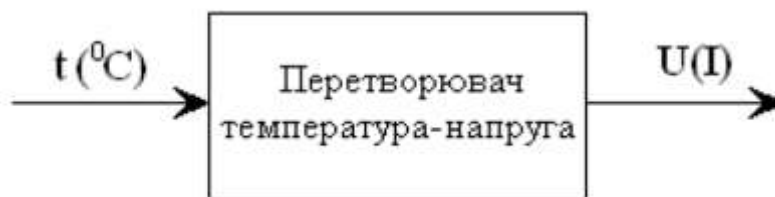


Рисунок 3.1 – Модель перетворення температура/напруга

Коли термодатчик розташовується поруч із об'єктом, між ними відбувається передача теплової енергії через явище теплопровідності. В цей момент сенсорний елемент зонда або нагрівається, або охолоджується згідно фази дихального циклу — вдиху чи видиху.

Основу термодатчика складає напівпровідниковий р-п перехід, характеристики якого, зокрема його струмопровідність, суттєво змінюються під впливом температури. Отже, для аналізу та моделювання роботи пристрою буде використовуватися математична модель р-п переходу напівпровідника. Залежність значення струму від величини напруги у р-п переході описується рівнянням:

$$I = I_0 \exp\left(\frac{qU}{2kT}\right), \quad (3.1)$$

де I_0 – струм насичення р-п переходу, величина якого залежить від значення напруги.

Беручи до уваги вираз (3.1), залежність значення напруги на р-п переході від величини температури має таку форму:

$$U = \frac{E_q}{q} - \frac{2kT}{q}(\ln K - \ln I) \quad (3.2)$$

де E_q –ширина забороненої зони рівня енергій для сіліцію при температурі абсолютного нуля; q –значення величини заряду електрона; k –постійна, незалежна від величини температури.

З виразу (3.2) можна побачити, що в процесі роботи р-п переходу в умовах проходження постійного струму, значення напруги на ньому пропорційна величині його температури, а нахил цієї залежності відносно початку системи координат визначається таким виразом:

$$b = \frac{dU}{dt} - \frac{2k}{q}(\ln K - \ln I) \quad (3.3)$$

Подані вирази (3.1) і (3.2) надають можливість деталізувати математично весь процес вимірювання параметрів температури, що лежить в основі роботи приладу, який розробляється.

3.2 Алгоритмічне моделювання структури приладу

У даному приладі реалізована модель технології керування, яка регулює температуру у двох режимах роботи – під час видиху та вдиху. Алгоритми

роботи компонентів базуються на методології Stateflow Model Bang-Bang Temperature Control System (Stateflow), а взаємодія між компонентами реалізується за допомогою повідомлень Simulink і модулів SimEvents.

Контролери та термометри у моделі є програмними компонентами, розробленими для генерації автономного коду. Інші частини системи слугують для моделювання впливу навколишнього середовища (рис. 3.1).

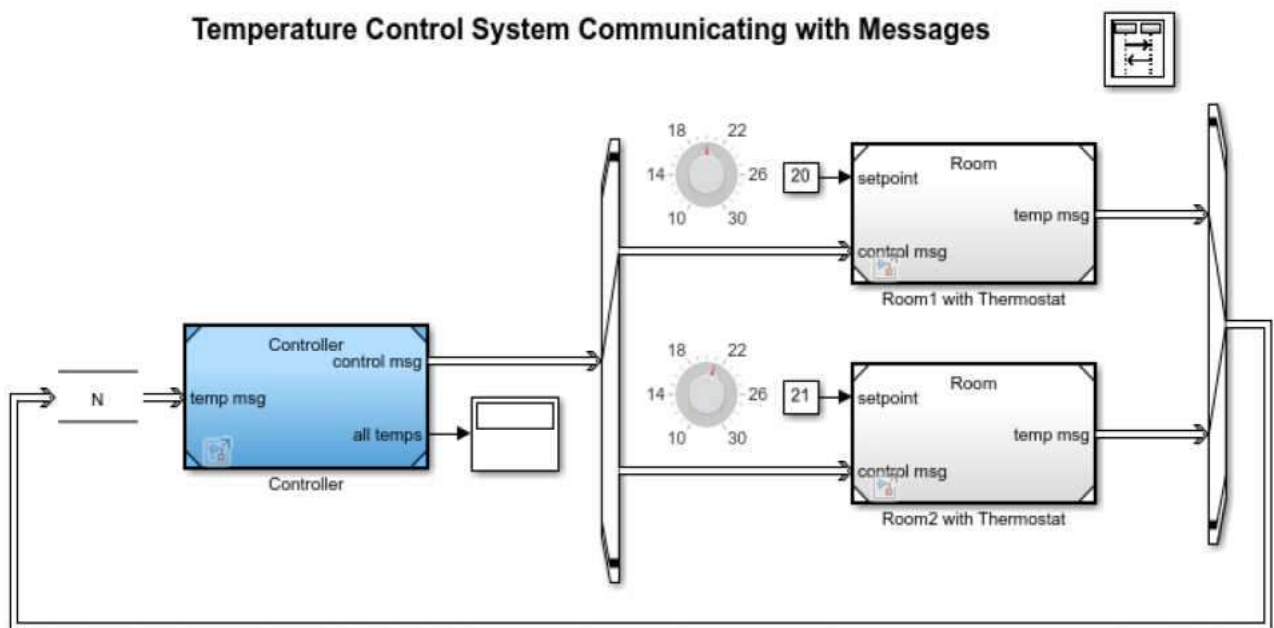


Рисунок 3.2 – Модель схеми приладу контролю як структура керування на основіповідомлень

Модель можна досить легко масштабувати, модифікуючи значення N, збільшуючи кількість екземплярів блоку моделі та змінюючи номери портів виходу схеми сутності та входу комутатора сутності. Для кожного термометра в межах моделі необхідно задати аргумент ідентифікатора каналу, що відповідає індексу вихідного порту комутатора структури.

Перед контролером розташований блок черги (FIFO або черга з перезаписом), який буферизує повідомлення, моделюючи чергу всередині проміжного програмного контролера. Ємність черги визначається як N, щоб забезпечити обробку всіх повідомлень, які надходять до пристрою (вдих/видих). У випадку найгіршого сценарію, де можливі втрати повідомлень,

необхідна ємність становить $5N$, де 5 – це співвідношення часу дискретизації контролера відносно періоду вибірки. Крім того, перед кожним термометром автоматично додається черга ємністю 1 , що позначається відповідним значком.

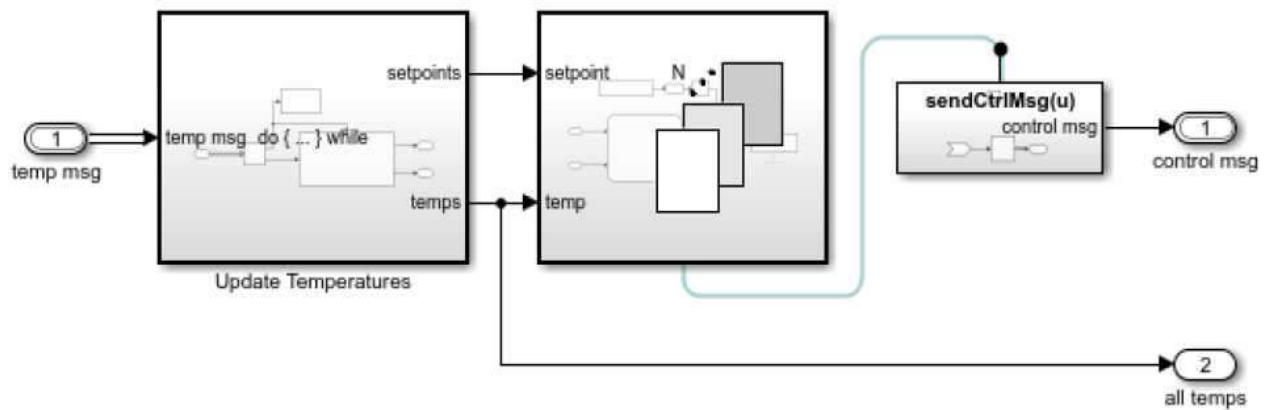


Рисунок 3.3 – Модель контролера обробки даних

Подвійним клацанням по блоку переглядача схеми послідовностей можна переглянути перелік всіх подій та повідомлень. Модель контролера зображена на рисунку 3.3.

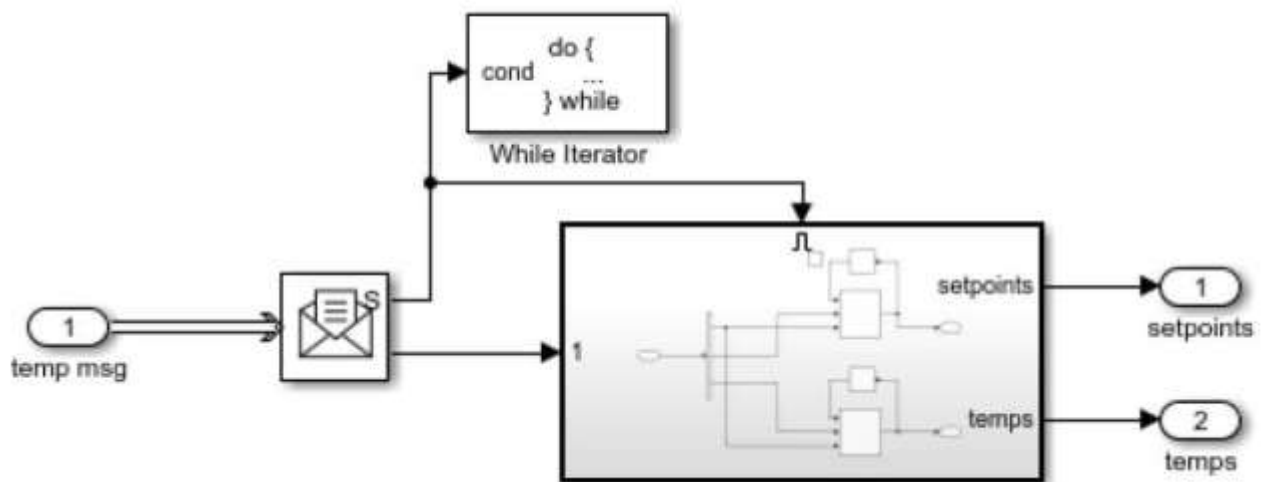


Рисунок 3.4 – Структурна схема функції Simulink sendCtrlMsg1

У наведеній моделі контролера обробки даних, блок оновлення параметрів температури, під'єднаний до блоку Inport, першочергово отримує

пакети повідомлень, які містять дані про температуру. Цей блок зберігає отриману інформацію у двох векторах: один для заданих значень температури, а інший для поточних значень. Далі блок «Персоніфікації стану» обробляє ці вектори, аналізує сигнали та формує керуючі повідомлення, які передаються через функцію Simulink sendCtrlMsg (рис. 3.4-3.5).

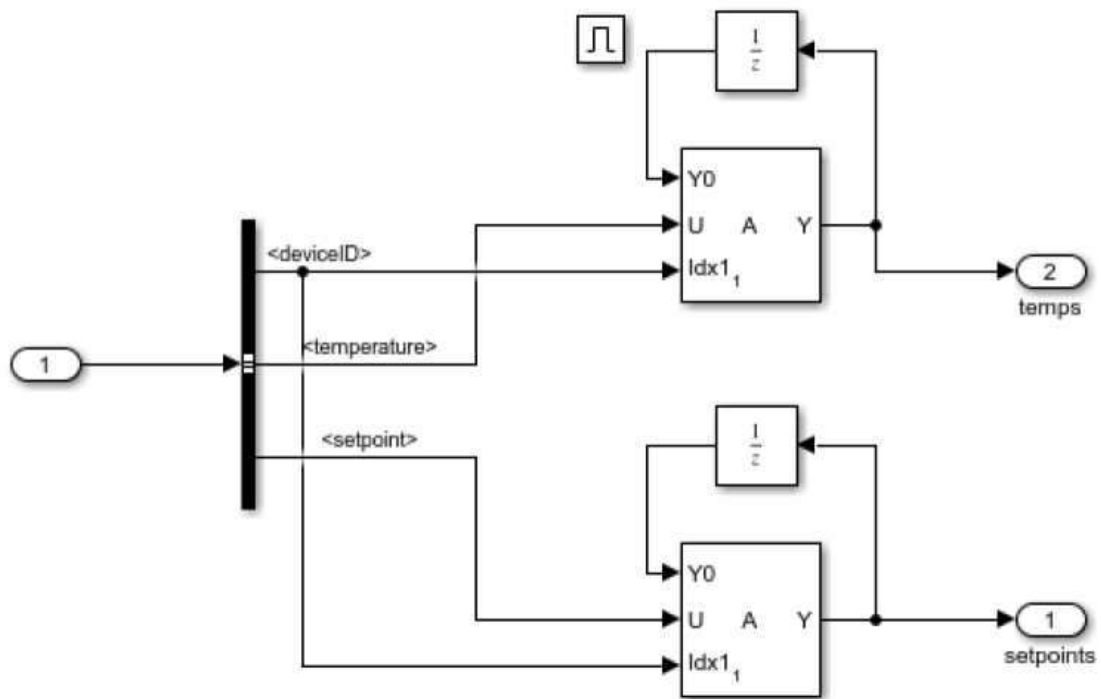


Рисунок 3.5 – Структурна схема функції Simulink sendCtrlMsg g2

Блок оновлення показників температури виконує свої функції до тих пір, поки може отримувати нові повідомлення із зовнішньої черги, що підключена до блоку отримання. Її завершення визначається станом порту цього блоку. У таких повідомленнях, що передаються через шину типу DeviceMsg, містяться два параметри: значення температури та ідентифікатор стану режиму. В той момент, коли вихідний сигнал стану Receive активує підсистему Enable (через порт активації, пов'язаний із портом стану Receive), модуль Selector Bus розділяє дані повідомлення на окремі сигнали: ідентифікатор пристрою, значення температури та сервісні значення. Ці сигнали використовуються для

оновлення заданих елементів векторів, що відповідають ідентифікатору стану.

Вектори зберігаються за допомогою блоків Unit Delay, які забезпечують їх актуальність для наступних обчислень. У результаті ці вектори передаються для кожного ідентифікатора стану як вихідні сигнали Enable та Update Temperature.

3.3 Висновки до розділу

Розроблено та досліджено математичну модель приладу, що базується на основі аналізу показників температури між повітрям, що вдихається та видихається людиною, і який працює як перетворювач теплової енергії в електричний сигнал.

4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота «Цифровий портативний тахоспірометр» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Цифровий портативний тахоспірометр» є оцінювання науково-

технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [16].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає

Продовження таблиці 4.1.

Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витрачати значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	5	5	5
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	4	4	3
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	4	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	4	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	3	2	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	40	42	40
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	40,7		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [16].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів $СБ$ розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Цифровий портативний тахоспірометр» становить 40,7 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки високий).

4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Окрім комерційного аудиту розробки доцільно також розглянути технічний рівень якості розробки, розглянувши її основні технічні показники. Ці показники по-різному впливають на загальну якість проектної розробки.

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [17]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (4.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом і при цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення β_i для різних випадків розраховуємо за такими формулами:

- для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (4.2)$$

де I_{ni} та I_{ai} – чисельні значення конкретного i -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

- для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо до таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
Максимальний об'єм	л	10	12	1,2	0,15
Діапазон швидкості повітря	л/с	1...16	0,5...20	2	0,3
Похибка вимірювання об'єму	%	3	1	3	0,2
Похибка припливу	%	3	2	1,5	0,1
Вага кг	кг	0,5	0,2	2,5	0,25

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 1,2 \cdot 0,15 + 2 \cdot 0,3 + 3 \cdot 0,2 + 1,5 \cdot 0,1 + 2,5 \cdot 0,25 = 2,16.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 2,16 рази.

4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Цифровий портативний тахоспірометр», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату

основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [16]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.4)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=24$ дні.

$$Z_o = 18400,00 \cdot 24 / 24 = 18545,52 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Науковий керівник дослідної роботи	18400,00	772,73	24	18545,52
Інженер-дослідник біомедичної апаратури	17600,00	750,00	24	18000,00
Науковий співробітник	17600,00	681,82	10	6818,20
Консультант (лікар-вищої кваліфікації) пульмонолог	18000,00	750,00	4	3000,00
Всього				46363,72

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Цифровий портативний тахоспірометр» розраховуємо за формулою:

$$З_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.5)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.6)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), приймемо $M_M=8000,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [16];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 24$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 8000,00 \cdot 1,10 \cdot 1,15 / (24 \cdot 8) = 52,71 \text{ грн.}$$

$$З_{p1} = 52,71 \cdot 4,50 = 237,19 \text{ грн.}$$

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{дод}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{дод}}}{100\%}, \quad (4.7)$$

де $H_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 10%.

$$Z_{\text{дод}} = (46363,72 + 3653,41) \cdot 10 / 100\% = 5001,71 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Переналаштування робочого місця інженера-дослідника БМА	4,50	2	1,10	52,71	237,19
Інсталяція програмного забезпечення математичного моделювання	6,20	3	1,35	64,69	401,06
Формування (введення) бази даних дослідження моделі	11,00	4	1,50	71,88	790,63
Відлагодження інтерполяційних модулів	3,50	5	1,70	81,46	285,10
Підготовка цифрової експериментальної моделі	6,25	4	1,50	71,88	449,22
Формування бази даних підсистеми	10,00	3	1,35	64,69	646,88
Формування бази даних для підсистеми біометричного аналізу	8,00	3	1,35	64,69	517,50
Узгодження параметрів системи обробки	4,00	5	1,70	81,46	325,83
Всього					3653,41

4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{\text{зн}}}{100\%} \quad (4.8)$$

де $H_{\text{зн}}$ – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (46363,72 + 3653,41 + 5001,71) \cdot 22 / 100\% = 12104,14 \text{ грн.}$$

4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Цифровий портативний тахоспірометр».

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.9)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 4,0 \cdot 192,00 \cdot 1,11 - 0 \cdot 0 = 852,48 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір Офісний А4 500	192,00	4,0	0	0	852,48
Папір для записів А4 250	110,00	4,0	0	0	488,40
Органайзер офісний	187,00	4,0	0	0	830,28
Канцелярське приладдя	169,00	4,0	0	0	750,36
Картридж для принтера	1264,00	4,0	0	0	5612,16
Диск оптичний CD-R	27,50	5,0	0	0	152,63
Flesh-пам'ять 128 GB	269,00	1,0	0	0	298,59
Всього					8984,90

4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_e), які використовують при проведенні НДР на тему «Цифровий портативний тахоспірометр», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.10)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, грн;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_e = 1 \cdot 399,00 \cdot 1,11 = 442,89 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Тахометр цифровий лазерний безконтактний DT-2234C+	1	399,00	442,89
Спірометр HEACO SP10	1	12100,00	13431,00
Інтерфейс	1	699,00	775,89
Блок синхронізації	0	1820,00	0,00
Всього			14649,78

4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{спеу}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (4.11)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{пр.і}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спеу}} = 29399,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 19338,00 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
ЕОМ для формування та дослідження моделей (КОМП'ЮТЕР VINGA WOLVERINE A5257 (I5M16G1650.A5257)	1	29399,00	19338,00
Всього			43978,00

4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{прог}} \cdot C_{\text{прог.і}} \cdot K_i, \quad (4.12)$$

де $C_{\text{прог}}$ – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{prg.i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1,10 \dots 1,12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{prg} = 360,00 \cdot 1 \cdot 1,11 = 399,60 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці.

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Доступ до мережі Internet (високошвидкісний) грн/місяць	1	360,00	399,60
Програмний засіб IDE - Visual Studio Code	1	9830,00	10911,30
Математичне середовище розробки MatLab	1	9680,00	10744,80
Всього			22055,70

4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{\bar{o}}}{T_{\bar{e}}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.13)$$

де $Ц_{\bar{o}}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{\bar{e}}$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (6520,00 \cdot 1) / (3 \cdot 12) = 181,11 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
ОС Windows	6520,00	3	1	181,11
Прикладний пакет Microsoft Office	6600,00	3	1	183,33
Прикладне програмне забезпечення проектування систем	7690,00	3	1	213,61
Прикладне програмне забезпечення моделювання	8260,00	3	1	229,44
Приміщення лабораторії досліджень	435000,00	25	1	1450,00
Робоче місце інженера-дослідника БМА	8320,00	7	1	99,05
Принтер Canon LBP-isiience8500	8400,00	5	1	140,00
Всього				2496,55

4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 10,98$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,35 \cdot 240,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 922,32 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Програмно-аналітичний комплекс	0,35	240,0	922,32
Робоче місце інженера-дослідника БМА	0,05	130,0	71,37
Принтер Canon LBP- isience8500	0,42	5,0	23,06
ЕОМ для формування та дослідження моделей (КОМП'ЮТЕР VINGA WOLVERINE A5257 (I5M16G1650.A5257)	0,25	130,0	356,85
Всього			1373,60

4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Цифровий портативний тахоспірометр» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» відсутні.

4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» відсутні.

4.3.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_{\text{в}} = (Z_{\text{о}} + Z_{\text{р}}) \cdot \frac{H_{\text{ів}}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де $H_{\text{ів}}$ – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{\text{ів}} = 50\%$.

$$I_{\text{в}} = (46363,72 + 3653,41) \cdot 50 / 100\% = 25008,56 \text{ грн.}$$

4.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{нзв} = 100\%$.

$$B_{нзв} = (46363,72 + 3653,41) \cdot 100 / 100\% = 50017,13 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Цифровий портативний тахоспірометр» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = З_o + З_p + З_{доо} + З_n + M + K_v + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_v + B_{нзв}. \quad (4.17)$$

$$B_{заг} = 46363,72 + 3653,41 + 5001,71 + 12104,14 + 8984,90 + 14649,78 + 43978,00 + 22055,70 + 2496,55 + 1373,60 + 0,00 + 0,00 + 25008,56 + 50017,13 = 235687,19 \text{ грн.}$$

Загальні витрати $ЗВ$ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.18)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta = 0,95$.

$$ЗВ = 235687,19 / 0,95 = 248091,78 \text{ грн.}$$

4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів

тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

Результати дослідження проведені за темою «Цифровий портативний тахоспірометр» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	500	700	700	500

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 9300 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 15300,00 грн;

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 671,50 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta \Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [16]:

$$\Delta \Pi_i = (\pm \Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\rho}{100}\right), \quad (4.19)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).

Прийmemo $\rho = 38\%$;

$\mathcal{Q}$ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\mathcal{Q} = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (671,50 \cdot 9300,00 + 15971,50 \cdot 500) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 3680457,48 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (671,50 \cdot 9300,00 + 15971,50 \cdot 1200) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 6571931,45 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (671,50 \cdot 9300,00 + 15971,50 \cdot 1900) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 9463405,42 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (671,50 \cdot 9300,00 + 15971,50 \cdot 2400) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 11528743,97 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $\Pi\Pi$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$\Pi\Pi = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.20)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн;

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau = 0,1$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} III &= 3680457,48/(1+0,1)^1 + 6571931,45/(1+0,1)^2 + 9463405,42/(1+0,1)^3 + \\ &+ 11528743,97/(1+0,1)^4 = 3345870,44 + 5431348,31 + 7109996,56 + 7874287,26 = \\ &= 23761502,56 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (4.21)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв} = 2$;

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 248091,78 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 248091,78 = 496183,57 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект $E_{абс}$ для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{абс} = III - PV \quad (4.22)$$

де III – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 23761502,56 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 496183,57 грн.

$$E_{абс} = III - PV = 23761502,56 - 496183,57 = 23265319,00 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_g = \sqrt[T_{жс}]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1, \quad (4.23)$$

де $E_{абс}$ – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 23265319,00 грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 496183,57 грн;

$T_{жс}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримування позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_g = \sqrt[T_{жс}]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 23265319,00/496183,57)^{1/4} = 1,63.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій $\tau_{мін}$:

$$\tau_{мін} = d + f, \quad (4.24)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, приймемо 0,3.

$\tau_{мін} = 0,1 + 0,3 = 0,4 < 1,63$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Цифровий портативний тахоспірометр» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_{\theta}}, \quad (4.25)$$

де E_{θ} – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 1,63 = 0,61 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

4.5 Висновки до розділу

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Цифровий портативний тахоспірометр» становить 40,7 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки високий).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 2,16 рази.

Також термін окупності становить 0,61 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Цифровий портативний тахоспірометр».

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі вирішено актуальне завдання створення пристрою для реєстрації частоти дихання людини, аналізу та визначення її числових параметрів.

В роботі досягнуто таких результатів:

1. Проведено аналіз існуючих пристроїв-аналогів для реєстрації частоти дихання та визначення її параметрів, що дозволило обґрунтувати вибір напрямку дослідження та визначити недоліки з метою усунення їх в конструкції приладу, який розробляється.

2. Розроблено математичну модель пристрою, який працює як перетворювач теплової енергії повітря в електричний сигнал, з метою теоретичного вивчення його функціональних можливостей.

3. На основі математичної моделі пристрою побудовано його структурну та принципову електричну схеми.

4. Виконано параметричний синтез пристрою, що дозволило вибрати оптимальний склад елементної бази.

5. Розроблено конструкцію пристрою, проведено розрахунки його механічної стійкості та міцності, а також теплових режимів роботи.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Біофізика і біомеханіка / В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. — Київ, 2012. — С. 265-277.
2. Standardization of spirometry 2019 update. An official American Thoracic Society and European Respiratory Society technical statement. / Graham B.L., Steenbruggen I., Miller M.R. and other // Am. J. Respir. Crit. Care Med. – 2019. – P. 70-88.
3. Moore V.C. Spirometry: step by step / V.C. Moore. – 2012. – 546 p.
4. Miller M. R. Spirometry: step by step / M. R. Miller, J. Hankinson, V. Brusascotain. // European Respiratory Journal. – 2005. – № 1. – P. 125-143.
5. Спірометрія. Її технічне забезпечення. Проблеми і перспективи / Є. І. Сокол // Технічна електродинаміка. – 2008. – № 3. – С. 119-124.
6. Сучасний стан технології спірометрії / І. С. М'ясний, В. А. Лопата, Л. В. Петренко, Ю. І. Лиховський // Актуальні проблеми клінічної та профілактичної медицини. – 2013. – Т. 1, №1. – С. 66-73. – Режим доступу: http://nbuv.gov.ua/UJRN/akprkl_2013_1_1_13
7. ГОСТ 12.1.009-76. «ССБТ. Електробезпека. Терміни і визначення»
8. ДСТУ 2992-95 Вироби електронної техніки. Методи розрахунку надійності.
9. ДСТУ 2.601:2006 Єдина система конструкторської документації. Експлуатаційні документи.
10. Матвійків М.Д. Елементна база електронних апаратів: підручник для студентів вищ. навч. закладів/ 2-ге вид./ М. Д. Матвійків, В. М. Когут, О. М. Матвійків. – Львів: Львівська Політехніка, 2007. – 428 с.
11. Михайлівський Ю. Ергономіка. Основи конструювання: Тексти лекцій / Ю. Михайлівський, Н. Кузан, М. Пагута. – Дрогобич: РВВ ДДПУ, 2008 . – 268 с.
12. Мікропроцесорна техніка: Підручник. За ред. Т.О. Терещенко. 2-ге вид / Ю.І. Якименко, Т.О. Терещенко, Є.І. Сокол та ін. – К: ІВЦ «Видавництво

«Політехніка»; «Кондор», 2004. – 416 с.

13. Невлюдов І. Ш. Основи виробництва електронних апаратів: Підручник для студентів вищих навчальних закладів / І. Ш. Невлюдов. – Харків: ТОВ "Компанія СМІТ", 2006. – 592 с.

14. Уваров А.С. Р-CAD. Проектування і конструювання електронних пристроїв / А.С. Уваров. – М.: «Гаряча лінія-Телеком», 2004. – 760с.

15. Яворський Б.І. Математичні основи радіоелектроніки / Б. І. Яворський. – Тернопіль: ТПІ, 1996. – 382 с.

16. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

17. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

Додаток А Технічне завдання

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на розробку приладу

«Цифровий портативний тахоспірометр»

Вінниця, 2024 р.

1. Назва роботи і підстава для виконання

Цифровий портативний тахоспірометр

Підставою для виконання роботи є наказ по університету, протокол № _____ від “__” _____ 2024 р

2. Виконавець

Студент групи БМІ-23м кафедри БМІОЕС Вінницького національного технічного університету Кукало Іван Борисович

3. Мета роботи

Розробка та дослідження математичної моделі приладу;

Розробка структурної схеми приладу;

Розробка схеми електричної принципової приладу;

Розробка конструкції приладу.

4. Вихідні дані до магістерської кваліфікаційної роботи

- Схема структурна приладу;
- Схема електрична принципова приладу;
- Вузли і блоки приладу згідно ОСТ.4ГО.054.089.
- ГОСТ 15150-82, ГОСТ 20790-82 виконання приладу відповідно до умов експлуатації.

- Собівартість не більше 16000 грн., річна програма випуску 500 шт.

5. Технічні вимоги до приладу:

- Чутливість до зміни температури дихання повинна бути не більше 1 °С;
- Температурний коефіцієнт нестабільності повинен бути не більше 1мВ на 1 °С;
- Надійне функціонування приладу повинне зберігатися при температурі навколишнього середовища до 36 °С;
- Повинен живитися від напруги 5В;
- Потужність споживання - не більша 1 Вт;
- Кліматичні умови при експлуатації повинні бути наступними: температура навколишнього середовища від +10 до +35 °С (при нормальному значенні відносної вологості 80% при температурі 25 °С) атмосферний тиск 96.3 - 105.3 кПа (730 - 790 мм.рт.ст.).

- Час встановлення робочого режиму повинен не перевищує 0,1 хв;
- Вимоги до умов експлуатації повинні бути:
- Кліматичні умови за ГОСТ 15150-69, УХЛ 4,1;
- Температура навколишнього середовища від +10°C до + 35°C
- Відносна вологість повітря 80 % при $t=25^{\circ}\text{C}$
- Вимоги до надійності повинні бути:
- виріб повинен відповідати вимогам ГОСТ 23256-86;
- час напрацювання на відмову повинен бути не менше 2000 годин.

6. Проектні задачі

Аналіз відомих приладів;

Аналіз структурної схеми;

Аналіз схеми електричної принципової;

Розробка конструкції приладу.

7. ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

Конструкторська документація повинна відповідати вимогам ЄСКД, ДСТУ, ЄСТД.

Комплект конструкторської документації повинен складатися з:

- пояснювальна записка;
- схема структурна приладу;
- схема електрична принципова приладу;
- складальне креслення друкованого вузла;
- креслення друкованої плати;
- складальне креслення приладу.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи в дане технічне завдання можуть вноситися зміни та доповнення по узгодженні сторін.

Додаток Б

Схема структурна електрична приладу

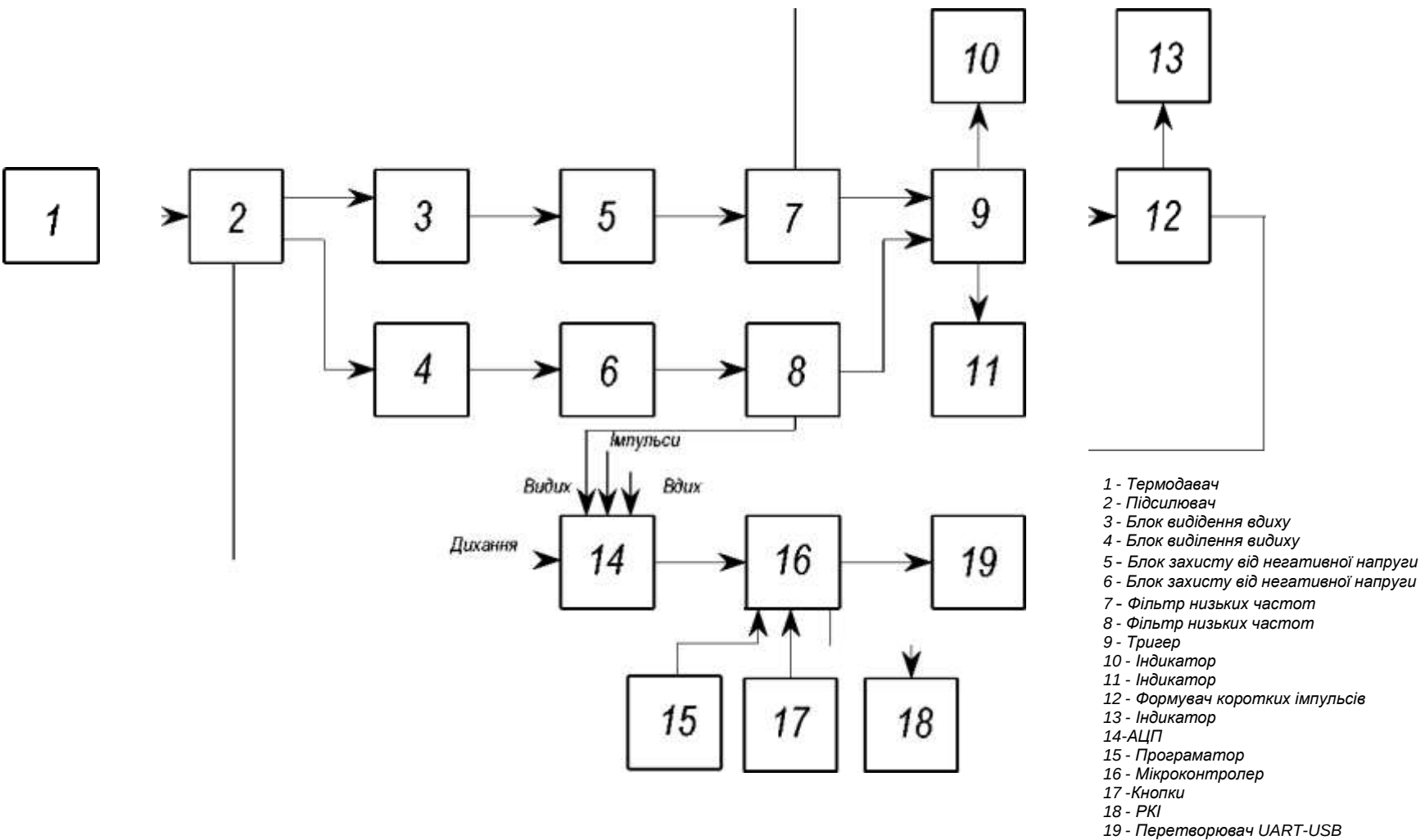


Рис. Б.1. Схема структурна електрична приладу

Додаток В Схеми електрична принципова приладу

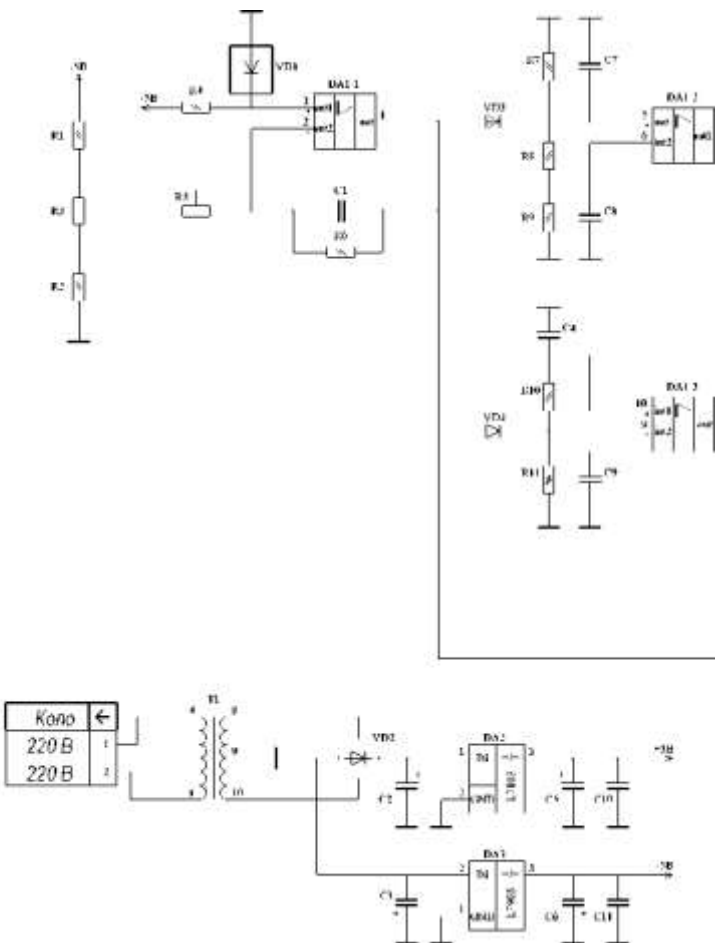
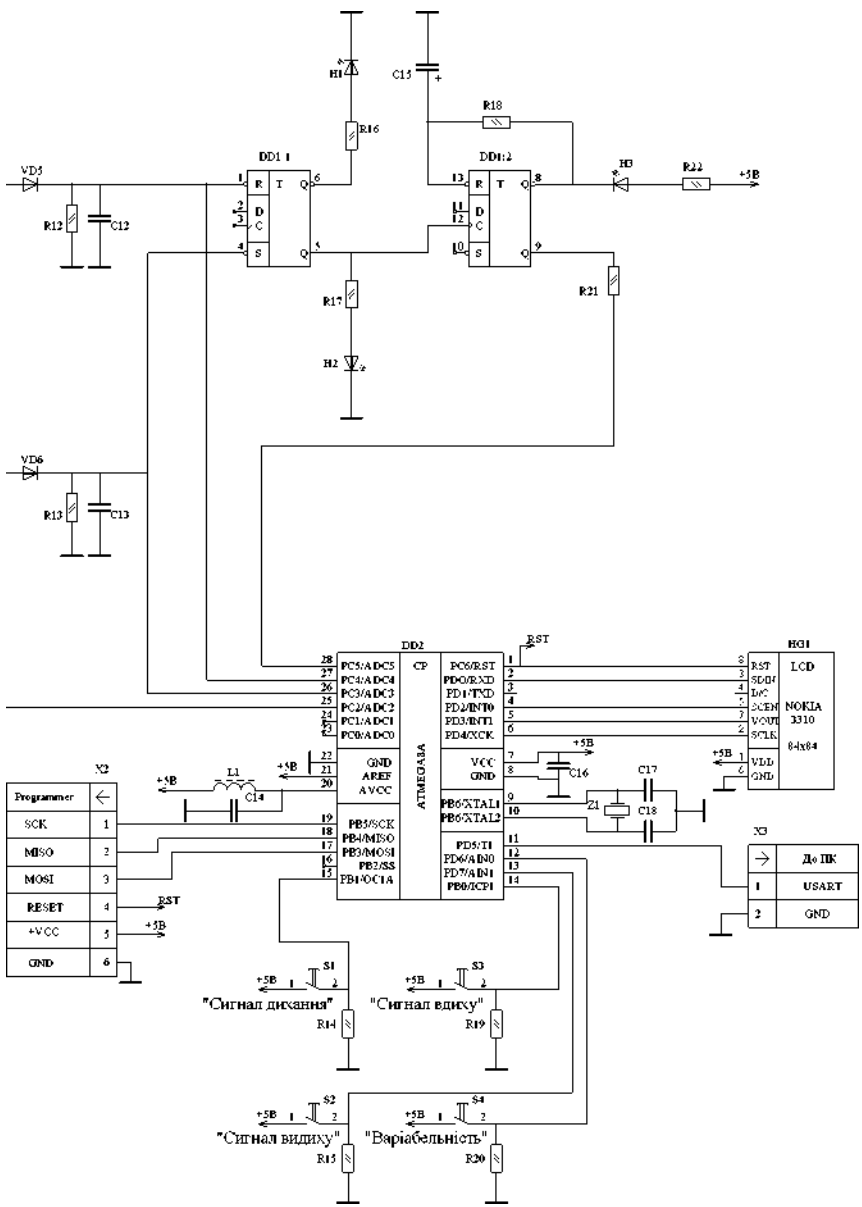


Рис. В.1. Схеми електрична принципова приладу

Додаток Г

Перелік елементів до схеми електрично принципової приладу

Поз. познач.		Найменування			Кіл.	Примітка			
		Конденсатори							
		0805 «Phicom»							
		ECAP-GS «Cap Xon»							
C1		0805 0,01 мкФ±5%			1				
C2,C3		ECAP-GS- 100мкФ±20%- 16В			2				
C4		0805 0,22пФ±5%			1				
C5,C6		ECAP-GS- 10мкФ±10%- 16В			2				
C7,C9		0805 0,1 мкФ±5%			2				
C8		0805 1,5 мкФ±5%			1				
C10,C11		ECAP-GS-1мкФ±10%-16В			2				
C12-C14		0805 0,1 мкФ±5%			3				
C15		ECAP-GS-10 мкФ±10%-16В			1				
C16		0805 0,1 мкФ±5%			1				
C17,C18		0805 22 пФ±5%			2				
		Мікросхеми							
DA1		TLO074			1	STMicro			
DA2		L7805			1	STMicro			
DA3		L7905			1	STMicro			
DD1		LS74A			1	Texas Instruments			
					08-41.МКР.000.03.00 ПЕЗ				
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата					
Перевірю		Кукало І.Б.			Цифровий портативний тахоспірометр	Лім.	Арк.	Аркуші	
Перевір.		Коваль Л.Г.					1	3	
Н. Контр.						ВНТУ, гр. БМІ-23м			
Затверд.									
Рецензент									
		Перелік елементів							

Додаток Д
Друкований вузол приладу

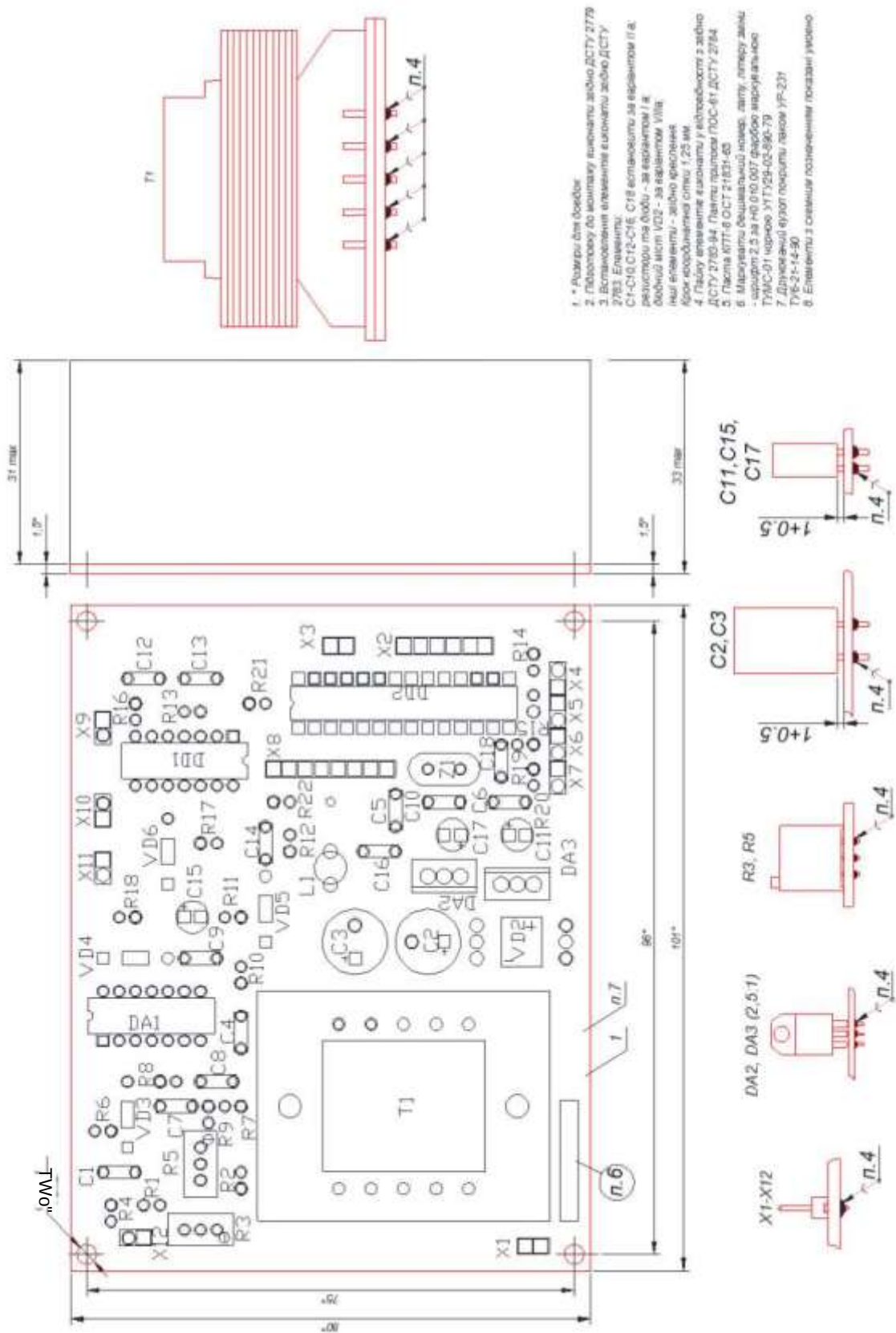


Рис.Д.1. Друкований вузол приладу

Додаток Е

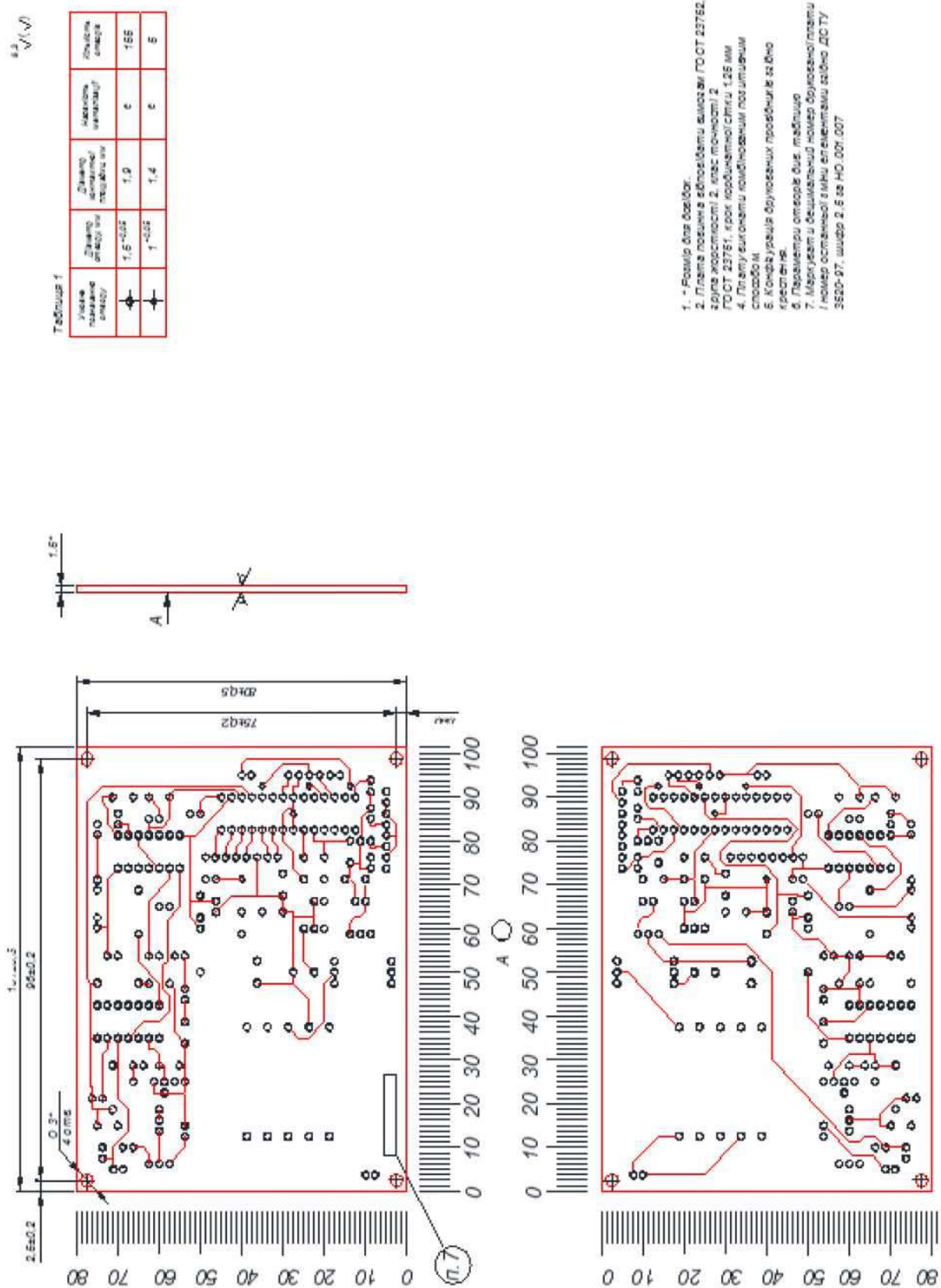
Специфікація до друкованого вузла приладу

			Позначення	Назва	Кіл.	Примітка		
				Документація				
				Складальне креслення	1			
				Деталі				
		1		Плата друкована	1			
				Стандартні вироби				
				Інші вироби				
				Конденсатори				
				0805 «Phicom»				
				ЕСАР-GS «Сар Хон»				
		2		0805 0,01 мкФ±5%	1	C1		
		3		ЕСАР-GS- 100мкФ±20%- 16В	2	C2,C3		
		4		0805 0,22пФ±5%	1	C4		
		5		ЕСАР-GS- 10мкФ± 10%- 16В	2	C5,C6		
		6		0805 0,1 мкФ±5%	2	C7,C9		
		7		0805 1,5 мкФ±5%	1	C8		
		8		ЕСАР-GS- 1мкФ± 10%- 16В	2	C10,C11		
		9		0805 0,1 мкФ±5%	3	C12-C14		
		10		ЕСАР-GS-10 мкФ±10%-16В	1	C15		
				0805 0,1 мкФ±5%	1	C16		
				0805 22 пФ±5%	2	C17,C18		
				08-41.МКР.000.03.01				
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата				
Розроб		Кукало І. Б..			Цифровий портативний тахоспірометр Специфікація	Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Коваль Л. Г.					1	3
Н. Контр.						ВНТУ, гр. БМІ-23м		
Затверд.								
Рецензент								

			Позначення	Назва	Кіл.	Примітка	
				Мікросхеми			
		11		TLO074 «STMicro»	1	DA1	
		12		L7805 «STMicro»	1	DA2	
		13		L7905 «STMicro»	1	DA3	
		14		LS74A «Texas Instruments»	1	DD1	
		15		ATMEGA8A «ATMEL»	1	DD2	
				Дросель			
		16		EC24-R12K «KLS»	1	L1	
				(0,12 мкГн±5%)			
				Резистори			
				MF-12 «TOKEN»			
				KLS4-3296W «KLS electronic»			
		17		MF-12-0.125-1,6кОм±1%	1	R1	
		18		MF-12-0.125-150Ом±1%	1	R2	
		19		KLS4-3296W-0.5-22кОм±10%	2	R3, R5	
		20		MF-12-0.125-5.1кОм±1%	1	R4	
		21		MF-12-0. 125-680кОм±1%	1	R6	
		22		MF-12-0.125-10кОм±1%	2	R7, R11	
		23		MF-12-0.125-100кОм±1%	2	R8, R10	
		24		MF-12-0.125-510Ом±1%	2	R12,R13	
		25		MF-12-0.125-5.1кОм±1%	2	R14,R15	
		26		MF-12-0.125-1кОм±1%	1	R16	
		27		MF-12-0.125-510Ом±1%	1	R17	
		28		MF-12-0.125-10кОм±1%	1	R18	
		29		MF-12-0.125-5.1кОм±1%	2	R19, R20	
		30		MF-12-0.125-10кОм±1%	1	R21	
		31		MF-12-0.125-510Ом±1%	1	R22	
				08-41.МКР.000.03.01			Арк.
							2
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис				Дата

			Позначення	Назва	Кіл.	Примітка
				Т рансформатор		
		32		ТП 121-1 ОЮО.472.026 ТУ	1	T1
				Діодний міст		
		33		КЦ407 0.336.006 ТУ	1	VD2
				Діоди		
		34		1N4148 «FCI»	1	VD1
		35		1N4148 «FCI»	4	VD3-VD6
				Кварцовий резонатор		
				«GEYER»	1	Z1
		36		КХ-3НТ 4.0320 MHz		
				Роз'єми		
		37		PLT-2 «CONNFLY»	2	X1,X3
		38		PLT-6 «CONNFLY»	1	X2
		39		PLT-2 «CONNFLY»	8	X4-X7,X9-X12
		40		PLT-8 «CONNFLY»	1	X8

Додаток Є
Друкована плата приладу



ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ НАВЧАЛЬНОЇ (КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ) РОБОТИ

Назва роботи: Цифровий портативний тахоспірометр

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС, група БМІ-23м

Керівник: Коваль Л. Г., доцент каф. БМІОЕС.

Показники звіту подібності

Turnitin	
Оригінальність	78 %
Загальна схожість	22 %

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

☒ 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 допрацювання.

☐ 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

Заявляю, що ознайомлений з повним звітом подібності, який був згенерований Системою щодо роботи

Автор

(підпис)

Кукало І. Б.

(прізвище, ініціали)

Керівник

(підпис)

Коваль Л. Г.

(прізвище, ініціали)

Опис прийнятого рішення

Допущено до захисту

Особа, відповідальна за перевірку

(підпис)

Штофель Д. Х.

(прізвище, ініціали)