

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61

спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

Уніят С.В.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Хвостівський М.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Паляниця Ю.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

Дедів І.Ю.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

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

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2020 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр

(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

студенту Уніяту Сергію Васильовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини

Керівник роботи Хвостівський Микола Орестович, к.т.н., доц.

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

Затверджені наказом ректора від « 02 » листопада 2020 року № 4/7-793

2. Термін подання студентом завершеної роботи 22.12.2020

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання на розробку приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

1. Актуальність роботи;

2. Математична модель приладу;

3. Схема структурна електрична приладу;

4. Схема електрична принципова приладу;

5. Друкований вузол приладу;

6. Друкована плата приладу;

7. Складальне креслення корпусу приладу;

8. Практичне значення, апробація

9. Загальні висновки

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини» // Кваліфікаційна робота // Уніят Сергій Васильович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2020 // с. – 92, рис. – 39, табл. – 5, додат. – 8, бібліогр. –41.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: ДИХАННЯ ЛЮДИНИ, ЧАСТОТА, РЕЄСТРАЦІЯ, ВИЗНАЧЕННЯ, ПРИЛАД, РОЗРОБКА, МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ, СТРУКТУРНА СХЕМА, СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА, ПАРАМЕТРИЧНА ІДЕНТИФІКАЦІЯ, КОНСТРУЮВАННЯ.

У кваліфікаційній роботі розроблено прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини. Розроблено структурну схему приладу, на основі якої розроблено схему принципову електричну. Основою щодо розробки схем структурної та електричної принципової була модель приладу, яку побудовано на принципі аналізу температур між вдихаючим та видихаючим повітрям як перетворювач теплової енергії в електричний сигнал. Використовуючи засіб Simulink проведено експериментальне дослідження теоретичної моделі приладу.

Проведено розрахунок електричних вузлів схеми електричної принципової приладу для вибору компонентної бази приладу, розраховано показники надійності, вібростійкості, віброміцності та теплових режимів.

ANNOTATION

Theme of qualification work: "Device for recording and determining of the human respiration frequency " // Qualification work // Uniyat Serhiy Vasylovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RBm-61 // Ternopil, 2020 // p. – 92, fig. – 39, tab. – 5, Add – 8, Ref. – 41.

KEY WORDS: HUMAN BREATHING, FREQUENCY, REGISTRATION, DEFINITION, DEVICE, DEVELOPMENT, MATHEMATICAL MODELING, STRUCTURAL SCHEME, CIRCUIT SCHEME

In qualification works the device for registration and definition of frequency of breath of the person is developed. The structural scheme of the device is developed, on the basis of which the basic electric scheme is developed. The basis for the development of structural and electrical schematics was the model of the device, which is based on the principle of analysis of temperatures between inhaled and exhaled air as a converter of thermal energy into an electrical signal. Using Simulink, an experimental study of the theoretical model of the device was performed.

The calculation of electrical components of the circuit of the electrical principle of the device for the selection of the component base of the device, the indicators of reliability, vibration resistance, vibration resistance and thermal regimes.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1. Аналіз технічного завдання.....	10
1.2. Аналіз відомих приладів.....	12
1.2.1. Респірометр Spirograph SP-3000.....	12
1.2.2. Портативний спірометр SpirobankG.....	14
1.2.3. Переносний спірограф Neaso SP10.....	15
1.2.4. Портативний мікропроцесорний спірометр SMP-21/01-RD.....	17
1.3. Актуальність розробки частотоміра дихання людини.....	20
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	21
2.1. Аналіз структурної схеми електричної.....	21
2.2. Аналіз схеми принципової електричної.....	23
2.3. Параметрична ідентифікація схеми електричної принципової.....	30
2.3.1. Розрахунок підсилювача з фільтрувальними характеристиками.....	30
2.3.2. Розрахунок блоку захисту від негативної напруги та фільтра низьких частот.....	33
2.3.3. Розрахунок формувача коротких імпульсів.....	35
2.3.4. Вибір компонентної бази приладу.....	36
2.4. Розробка конструкції приладу.....	46
2.4.1. Вибір типу корпусу.....	46
2.4.2. Розрахунок механічної механічних та стійкісних показників.....	49
2.4.3. Розрахунок теплових режимів.....	53
2.4.4. Електромагнітна сумісність.....	57
2.5. Висновки до розділу 2.....	58
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	60
3.1. Математична модель приладу.....	60
3.2. Алгоритмічне моделювання компонентів приладу.....	61
3.3. Висновки до розділу 3.....	64

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	65
4.1. Охорона праці.....	65
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	68
4.3. Висновки до розділу 5.....	71
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	72
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	73
ДОДАТОК А. Технічне завдання.....	77
ДОДАТОК Б. Схема структурна електрична приладу.....	80
ДОДАТОК В. Схема електрична принципова приладу.....	81
ДОДАТОК Г. Перелік елементів до схеми електрично принципової приладу.....	82
ДОДАТОК Д. Друкований вузол приладу.....	85
ДОДАТОК Е. Специфікація до друкованого вузла приладу.....	86
ДОДАТОК Є. Друкована плата приладу.....	89
ДОДАТОК Ж. Копія тези конференції.....	90

ВСТУП

Актуальність роботи. Важливим критерієм оцінки стану серця та організму людини в загальному є взаємозв'язок між електричною активністю серця і легневим диханням. Найбільш простий, і інформативний метод виявлення цього взаємозв'язку полягає в одночасній реєстрації параметрів частоти серцевих скорочень (ЧСС) та частоти дихання (ЧД). Існує велика кількість готових і відносно недорогих промислових пристроїв для вимірювання ЧСС, що не скажеш про реєстрацію і визначення ЧД. В літературних джерелах з цієї тематики знайти практично неможливо, промислові ж прилади для вимірювання ЧД зазвичай йдуть тільки в складі дорогого медичного обладнання, зокрема таких як: спірограф СП-3000 (підприємство "НПО АСТЕК", Росія); портативний спірометр SpirobankG (підприємство MIR, США); портативний спірограф HEACO SP10 (підприємство Heaco, Англія); спірограф мікропроцесорний портативний СМП-21/01-Р-Д (НПП "Монитор", Росія) та інші. Такі прилади характеризуються високими вартісними показниками в сучасних ринкових відносинах між споживачем та виробником.

Тому розробка приладу, який може використовуватися в процесі реєстрації ЧД з подальшим визначенням показників ЧД людини, який базується на принципі аналізу різниці температур між вдихуваним і видихаючим повітрям, із низькою собівартістю у порівнянні із аналогами, є актуальною задачею.

Мета і завдання дослідження. Метою дослідження є розробка приладу для здійснення процесу реєстрації частоти дихання людини та визначення її числових показників.

Необхідно розв'язати такі задачі:

1. Провести аналіз відомих приладів для реєстрації частоти дихання людини та подальшого визначення його числових показників з метою обґрунтування напрямку дослідження.

2. Розробити математичну модель приладу для реєстрації та визначення ЧД людини для теоретичного дослідження функціональності приладу.

3. На базі математичної моделі приладу для реєстрації та визначення ЧД людини розробити його схеми структурну та електричну принципову.

5. Здійснити процедуру параметричного синтезу приладу для реєстрації та визначення ЧД людини.

6. Розробити конструкцію приладу для реєстрації та визначення ЧД людини.

Об'єкт дослідження: процес розробки приладу для реєстрації та визначення ЧД людини

Предмет дослідження: схемотехнічно-конструкторські рішення в сфері медичного приладобудування.

Методи дослідження: аналогова схемотехніка, цифрова схемотехніка, мікропроцесорна схемотехніка, методи та засоби конструювання, Simulink.

Практичне значення результатів. Розроблений прилад дає змогу здійснити процедуру реєстрації та визначення ЧД людини для визначення функціонального стану легень людини.

Публікації.

Отримані результати викладено на третій Всеукраїнській науково-практичній конференції «Сучасні інформаційні системи та технології» (м.Херсон, 2020 р.).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Аналіз технічного завдання

Необхідним передусім при розробці частотоміра є розробка вихідного документу у вигляді технічного завдання (ТЗ), який визначає низку вимог щодо його розробки.

Вимоги до конструкції обладнання визначаються його інтерпретацією, сферою застосування, умовами експлуатації та видами виробництва. Ці вимоги узагальнені в довідковому пункті про розробку. Аналізуючи технічні завдання, можна стверджувати, що обладнання належить до наземної категорії радіобладнання. Згідно з цією класифікацією, пристрій може експлуатуватися в природно провітрюваному закритому приміщенні без кондиціонера, тобто в приміщенні, яке не регулярно опалюється, або в приміщенні зі штучним провітрюванням.

У відповідності до технічного завдання, відносна стійкість розробленого приладу до кліматичних впливів відноситься до впровадження UHL 4.2 згідно з ГОСТ 20790-82 На цій основі слід дотримуватися таких умов експлуатації:

- Межа зміни температури $-55 \dots + 125^{\circ}\text{C}$;
- При температурі $+ 25^{\circ}\text{C}$ зміна вологості обмежується до 80%;
- Зміна атмосферного тиску становить 80-100 кПа;
- Тип механічного навантаження передбачено незначне і відповідає ГОСТ 20790-82.

При аналізі технічних завдань слід зазначити, що обладнання мусить бути розроблене у відповідності до вимог ГОСТ 5044-92 і виготовлятися відповідно до вимог рівня захисту. За рівнем захисту від ураження електричним струмом обладнання належить до класу В. При експлуатації обладнання заземлення не потрібне.

Конструкція приладу повинна бути прямокутною. Схематична схема повинна бути реалізована на друкованій платі, яка може бути розміщена в корпусі.

Вага пристрою не повинна бути більшою за 0,5 кг. Дизайн повинен бути виконаний у настільній версії.

Зі сторони надійності, радіодеталі, що мають найдовший термін служби (мінімальний рівень відмов), повинні бути обрані для підвищення надійності всього виробу.

Що стосується вимог ергономіки та естетики, конструкція обладнання повинна відповідати людській силі, швидкості та прийнятності.

Аналізуючи ТЗ зі сторони проектування, слід зазначити, що конструктив повинен бути прямокутним, а всі елементи візуалізації та елементи керування мають бути винесені на передню панель та точно візуалізувати задані режими роботи.

Що стосується вимог до зберігання, то у відповідності до ГОСТ 15150-82 в сухому і регулярно приміщенні провітрюючому, в сухому і часто з певною повторністю провітрюваному приміщенні з відносною вологістю повітря не перевищуючи 80% при температурі діапазону +1 до +40 ОС, пилу в повітрі немає.

Прилад повинен відповідати таким вимогам:

- Чутливість до зміни температури дихання не повинна перевищувати 1⁰С;
- При 1⁰С коефіцієнт нестабільної температури не повинен перевищувати 1 мВ.
- надійна робота приладу повинна підтримуватися при температурі навколишнього середовища до 36 С; інакше пристрій не працюватиме належним чином.
- Потрібно живити прилад від 5 В;
- Споживана потужність - не більше 1 Вт;
- Прилад повинен працювати при температурі повітря від 10 ° С до 30 ° С та відносній вологості 25 ° С, яка може підтримувати вологість до 80%.
- Кліматичні умови повинні бути наступними: температура навколишнє середовища від +10 до +35 С (при температурі 25 С відносна вологість зазвичай

становить 80% від звичайного значення); атмосферний тиск - 96,3-105,3 кПа (730-790 МРТ) [BR]

- Часовий режим роботи приладу не повинен перевищувати 0,1 хв.

- Надійність повинна бути такою: відповідати вимогам ГОСТ 23256-8; час відмови повинен становити 2000 годин.

1.2. Аналіз відомих приладів

1.2.1. Респірометр Spirograph SP-3000. Відомим на сьогодні приладом є респірометр Spirograph SP-3000 (рис.1.1) [36], який виробляється в Росії.



Рис.1.1. Вигляд респірометр Spirograph SP-3000

SP-3000 Spirometer - використовується для діагностики функції дихання дітей та дорослих за допомогою тахометра, підходить для загальних клінік, аптек та різних медичних установ.

Спірометри використовуються для: досліджень зовнішньої дихальної функції людини, медичної роботи та амбулаторних досліджень, профілактики легеневих захворювань, ступеня хірургічного ризику, ефективності медичного обстеження, лікування та реабілітації, самостійного підбору ліків, унікального вибору препаратів.

Дихальний респірометр SP-3000 має найновіші розробки в галузі мікроелектроніки та програмного забезпечення. Він може автоматично зберігати та отримувати необхідні дані, обчислювати, відображати та друкувати

результати вимірювань. Вся графіка відображається на моніторі комп'ютера та відразу зберігається на жорсткому диску. При необхідності їх можна переглянути в будь-який час і роздрукувати необхідні дані на принтері. За допомогою вбудованої системи допомоги медичний персонал може швидко навчитися працювати з приладом. Спірометр призначений для аналізу об'єму легень, максимального об'єму дихання людини. Комп'ютерний респірометр SP-3000 містить модуль збору даних, який вбудований у комп'ютер, подібний до DVD-ROM, і під'єднаний до комп'ютера шляхом комутації до USB, трансформатор потоку повітря (трубка) та ПЗ, яке здатне функціонувати на ОС Windows.

Можливості респірометра СП-3000:

- він видає 38 показників дихання в текстах і графіки час-обсяг, потік-об'єм;
- висока точність вимірювання;
- розрахунок всіх величин і похибки відхилень;
- вивід позначок досліджуваних величин;
- коректування числових даних із використанням ВTPS;
- в пам'яті ПК зберігаються числові дані близько 50000 проведених досліджень. Усі результати обстеження пацієнтів зберігаються базою даних з здатність майбутнього порівняння і пошуку;
- візуалізація кривих обчислених;
- Попереднє відображення даних пацієнтів, результатів обрахунку величин, похибок, графіків і їх друк.
- друк докладного звіту з результатами обстежень на звичайному папері. Передбачено експортування звітної інформації у форматі HTML.
- налаштування програмного забезпечення для конкретного користувача.
- спіроінтервалометрія - опція для наукових досліджень.

Вартість: 26000 грн.

1.2.2 Портативний спірометр SpirobankG. Організація а США виготовляє прилад який зчитує частоту дихання людини SpirobankG [37], який показано на рис. 1.2.



Рис 1.2. SpirobankG

SpirobankG – практичний для використання спірометр, як для переносного так і для повної спірометричної лабораторії при підключенні до ПК. Цьому приладу не потрібне калібрування. Має змогу використовувати як одноразових та багаторазових датчиків потоку. Прилад має змогу проводити тести й розрахунок 26 параметрів, проводити автоматичну інтерпретацію відповідно до ATS\ERS стандарту. До складу входить програмне забезпечення WinSpiro для персонального комп'ютера. Програмне забезпечення дає можливість створити базу даних пацієнтів, аналізувати їхні результати досліджень, проводити аналіз і формулювати звіт. Він оснащений LCD монітором, який призначений для відображення результатів досліджень, має вбудовану пам'ять на 100 вимірювань і Bluetooth для друкування результату досліджень на принтер не задіваючи персональний комп'ютер.

Склад приладу:

- спірометр 1 шт;
- трубка багаторазова 1 шт;
- батарейка(9В) 1 шт;
- затискач для носа 1 шт;

- мундштук багаторазового використання 1 шт;
- мундштук одноразового використання 1шт;
- кабель USB для підключення до ПК 1шт;
- Winspiro програмне забезпечення;
- сумка для перевезення та транспортування 1шт.

Спірометр має змогу виконувати вимірювання обсягів швидкостей функціонального стану дихання.

Переносний спірометр дає можливість використовуватися як повноцінний прилад коли підключений до ПК, або як ручний спірометр.

Дає можливість досліджувати 26 параметрів і тестів: форсований життєвий об'єм легень, життєвий об'єм легень, максимальна хвилинна вентиляція), PRE та POST тести.

Присутність LCD екрану зразу після тесту показує графік результату потік/об'єм, отримані значення і автоматичну інтерпретацію, що дозволяє зробити точний аналіз тесту.

Вмонтована пам'ять на 100 тестів, дає змогу зберегти перелік пацієнтів на даному приладі і відобразити їх на персональному комп'ютері.

Передбачено Bluetooth з'єднання для друку без задіяння ПК.

Забезпечення програми Winspiro для ПК дає можливість відтворювати виконання схем пацієнта в реальному часі, відобразити таблицю даних пацієнтів, робити аналіз тестів, проводити звітування, і також вести параметри кривих і числових форматів, включно World, Excel, Adobe Acrobat, HTML файли.

Вартість – 14189 грн.

1.2.3 Переносний спірограф Неасо SP10. Компанія Неасо випускає прилад SP10 [38], зображено на рис. 1.3.

Мобільний спірограф Неасо є ідеальним для аналізу характеристики функції зовнішнього дихання в домашніх умовах і амбулаторії. Прилад SP10, в якому вмонтований кольоровий екран, дає змогу оцінити зовнішнє дихання не під'єднуючись до комп'ютера на принтер.



Рис. 1.3. Портативний спірограф SP-10

Даний спірограф SP10 дає змогу відтворювати отримані дані за функціями зовнішнього дихання на вмонтованому екрані, за допомогою якого визначають отримані дані і графіки.

Сховище SP10 зберігає до 100 аналізів функції зовнішнього дихання .

До комплекту входить програма для аналізу ПК, за допомогою якої є змога більш детально оцінити тест і роздрукувати висновки .

Технічні параметри:

- Діапазон швидкості потоку: 1L / sec ~ 16L / sec
- Похибка вимірювання об'єму: $\pm 3\%$ або 0,05 л
- Похибка надходження: $\pm 10\%$ або 0,3 л / сек
- Найбільший опір потоку під час вимірювання становить 6 Па / л / с, опір може проявлятися при 14 л / с.
- Кольоровий TFT-дисплей.
- Індикація рівня заряду акумулятора.
- Автоматично вимикається після хвилини бездіяльності.
- Він має функцію збереження даних вимірювань.
- Завантаження даних на комп'ютер.

Вимірювані параметри:

-FZHOL-Різниця між обсягом повітря в легенях на початку та в кінці операції примусового видиху.

-FEV1-Об'єм примусового видиху в першу секунду операції примусового видиху.

-PSV- Пікова швидкість видиху. Максимальний потік, досягнутий під час видиху.

-Зміна ритму дихання.

-MOS-миттєва об'ємна швидкість, тобто швидкість потоку повітря при певному відсотку FJEL (25,50 та 75% FJEL) під час видиху.

Вартість - 12820 грн.

1.2.4. Портативний мікропроцесорний спірометр SMP-21/01-RD. Фірма "Монітор" (Росія) виробляє мікропроцесорний портативний реєстратор дихання SMP-21/01-RD [39], який показано на рис. 1.4.



Рис.1.4. Спірограф мікропроцесорний портативний СМП-21/01-Р-Д

Портативний спіральний мікропроцесорний спірограф SMP-21/01-RD призначений для якісної та кількісної оцінки змін стану функції легень і застосовується на всіх етапах лікувально-діагностичного процесу (виявлення

порушень, оцінка тяжкості, раціональність лікування, динамічний моніторинг захворювань). При проведенні перевірок працездатності та працездатності за певних умов проводять широкомасштабні та епідеміологічні обстеження населення.

Спірограф призначений для застосування в медичних закладах різного профілю для дослідження на основі спірометрії параметрів механічного типу апарату вентиляції легень людини.

У спірографі реалізовано "уніфіковану методику проведення та оцінки функціонального дослідження механічних властивостей апарату вентиляції легень людини".

Спірограф є портативним настільним пристроєм, який вимірює та обчислює 27 параметри дихання та генерує протокол-заключення обстеження.

Протокол-заключення складається з:

- Пацієнт: номер, кількість років, вага, зріст, стать;
- Дата та час опитування;
- Виміряні та розраховані значення показників в абсолютних значеннях та у відсотках від норми;
- Оцінка міри відхилення від показників норми;
- Графіки процедури примусового видиху: «потік - об'єм», «потік - час» або «об'єм - час»;
- висновок за результатами опитування;
- Виміряні та розраховані значення показників і графіки тестів хвилинного об'єму дихання, максимальної вентиляції легенів, вимірювання життєвої ємності легенів.

Спірограф дає змогу автоматично зменшити показники гучності та швидкості до нормованих вимог (ВTPS). Прилад складається з базового спірометричного блоку, давача та друкувального принтера. Корпус основного пристрою та спірометричний датчик виготовлені з ударостійкого пластику.

Спірограф використовує датчик потоку повітря (Vitalograph) із застосуванням трубки Fleisch. Датчик дає змогу з високою точністю провести виміри та чинить низький супротив диханню пацієнта.

Спірограф забезпечує процес калібрування із використанням 3-ох літрового шприца калібрування, що входить до комплекту поставки.

Виміряні та обчисленні показники зовнішнього дихання:

- зі вдихом спокійного типу:

- об'єм дихання спокійного типу;
- дихання важке.

- з видихом форсованого типу:

- обсяг видихання форсованого типу впродовж першої секунди;
- обсяг видихання форсованого типу;
- максимальна об'ємна швидкість;
- миттєва об'ємна швидкість в час видихання 25% від об'єму;
- миттєва об'ємна швидкість в час видихання 50% від об'єму;
- миттєва об'ємна швидкість в час видихання 75% об'єму;
- середня швидкість на сегменті діапазону 25-75% об'єму;
- об'єм форсованого видихання для дослідження максимальної об'ємної швидкості;
- час форсованого видихання.
- вимірювання об'єму дихання впродовж хвилини.
- дихальна частота;
- мінливість ритму дихання;
- тест на максимальну вентиляцію легенів:
- частота дихання при MV_L.

Технічні параметри приладу:

- Діапазон виміру швидкості потоку повітря: -10 ... +13,8 л / сек;
- Діапазон виміру об'єму: 0-10 л;
- Дисплей: монохромний, рідкокристалічний, розмір 113x63 мм, розширення 240x128 пікселів;
- Напруга живлення: 200 - 240 В, 50 Гц;
- Потужність використання від мережі: не більше 5 Вт;
- Розміри: 200x150x63 мм;
- Вага: 1,5 кг (без шприца та принтера).

До комплекту поставки входять:

- спірографний блок;
- давач спірометра;
- Лазерний або струменений принтер;
- затискач для носа;
- Шнур мережевий;
- Шнур скручений для датчика;
- шприц калібрувальний 3 л;
- Інструкції з користування.

Гарантійний термін експлуатації спірометра SMP-21 / 01- "RD" становить 24 місяці з дати введення спірометра в експлуатацію.

Вартість - 19 234 грн.

1.3. Висновки до розділу 1

Розробка приладу для реєстрації та визначення ЧД людини є актуальним інженерним завданням, оскільки прилад дозволяє аналізувати зміну функціонування легеневої системи за допомогою дихальних сигналів (вдиху та видиху) в амбулаторіях, поліклініках та інших медичних закладах.

Проаналізувавши відомі прилади, можна сказати, що ця галузь досить розвинена, і пристрої на ринку дозволяють процедуру реєстрації дихання людини, зокрема його ритму.

Однак відомі пристрої характеризуються високою вартістю як елементів пристрою, так і пристроїв в цілому, тому розробка нового пристрою є нагальним інженерним завданням. Оскільки такі пристрої є досить дорогими та недоступними для більшості споживачів, існує потреба у розробці нового пристрою, який відповідав би вимогам споживачів і характеризується низькою вартістю.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Аналіз структурної схеми електричної

Одним із перших кроків до розробки електричної схеми є розробка схеми структурної. Розробка структурної схеми є важливим етапом, оскільки після аналізу конструкції ми побудуємо вузли пристрою та забезпечимо зв'язки між ними, визначимо обсяг і тип проблем та засоби та шляхи їх реалізації, особливості завдання, генерація, передача, вимірювання між лічильниками, а також питання узгодженої роботи лічильників, засобів та методів досягнення необхідної швидкості та точності. Слід зазначити, що на цьому етапі формується остаточна структурна схема частотоміра людського дихання (результат графічного дизайну).

Структурну схему приладу показано на рис.2.1, що включає такі основні структурні одиниці, а саме:

- 1 - Термодавач
- 2 - Підсилювач
- 3 - Блок виділення вдиху
- 4 - Блок виділення видиху
- 5 - Блок захисту від негативної напруги
- 6 - Блок захисту від негативної напруги
- 7 - Фільтр низьких частот
- 8 - Фільтр низьких частот
- 9 - Тригер
- 10 - Індикатор
- 11 - Індикатор
- 12 - Формувач коротких імпульсів
- 13 - Індикатор
- 14 - АЦП
- 15 - Програматор

16 - Мікроконтролер

17 - Кнопки

18 - ПКІ

19 - Перетворювач UART-USB

Знята напруга з термодавача 1 підсилюється блоком 2 і з його виходу поступає на входи блоків 3 і 4, які служать для виділення коливань напруги при вдиху та видиху.

З виходу блоків виділення вдиху і видиху 3, 4 напруги поступають на вхід блок виявлення стану дихання 9 (вдих чи видих) через блоки захистів від негативної напруги 5, 6 та фільтри 7, 8, які відсікають завади.

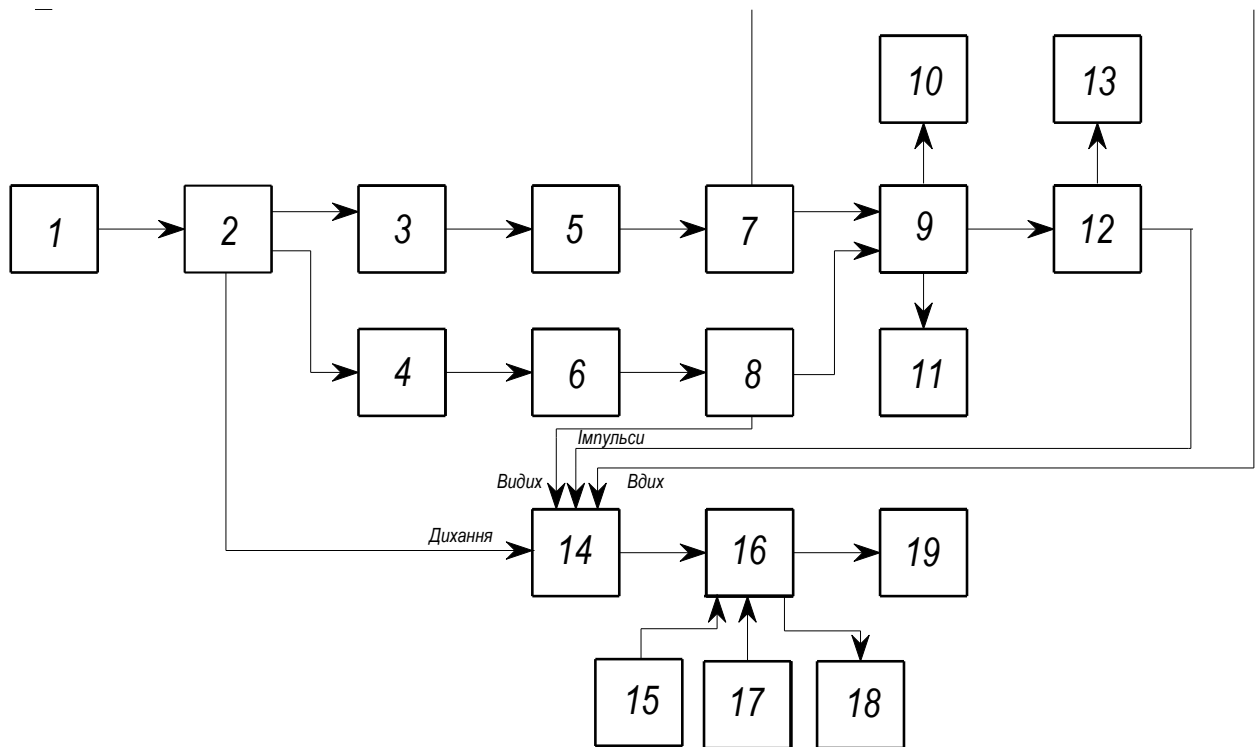


Рис.2.1. Структурна схема приладу

Індикатори 10 і 12, які підключені до тригера 9, служать для індикації станів початку вдиху і виходу відповідно. З виходу тригера 10, сигнал стану дихання надходить на вхід формувача коротких імпульсів 12, а індикатор 13 індикує ці імпульси. З виходу формувача коротких імпульсів 12 знімаються позитивні імпульси, які відповідають частоті дихання.

З метою візуалізації сигналів дихання, вдиху, видиху та імпульсів вдиху-видиху організовано з'єднання виходів блоків 2 (сигнал дихання), 7 (сигнал видиху), 8 (сигнал вдиху) та 12 (імпульси вдиху-видиху) з входом АЦП 14, де аналогові сигнали оцифровуються і подаються на порти мікроконтролера 16.

Процес дихання відображається на рідкокристалічному індикаторі (РКІ) 18, роботою якого керує мікроконтролер 16 шляхом формування сигналів керування. Вибір відображення одного із сигналів (дихання, вдих, видих, імпульси вдиху-видиху) на РКІ забезпечується натисканням кнопки 17, яка змінює режим комутації сигналів в мікроконтролері 16.

Перетворювач UART-USB 18 забезпечує підключення виходу мікроконтролера 16 до персонального комп'ютера через його USB-порт, де відбувається процес опрацювання сигналів дихання, їх візуалізація та збереження, які через АЦП 14 поступають на вхід мікроконтролера 16.

Процедура перепрограмування мікроконтролера 16, як ядра приладу, здійснюється через послідовний програматор 15.

Блок-схема роботи мікроконтролера зображено на кресленні ООС 2.008.001 Е2.

2.2. Аналіз схеми принципової електричної

Знята напруга з термодавача VD1 підсилюється вузлом на ОП DA1.1 і елементах R1-R6, C1 (рис.2.2).

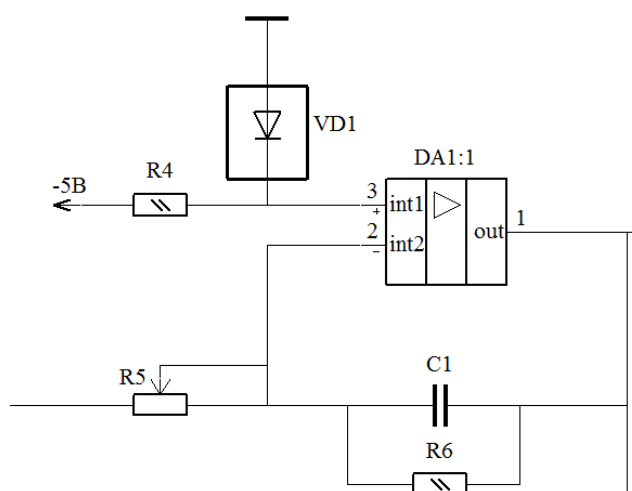


Рис.2.2. Підсилювач

З 1 виводу ОП DA1.1, через діоди VD3, VD4 напруга поступає на входи ОП DA1.2, DA1.3, які працюють в режимі компараторів. Вузол на ОП DA1.2 служить для виділення коливань напруги при вдиху (рис.1.7), а вузол на ОП DA1.3 - на видиху (рис.2.3).

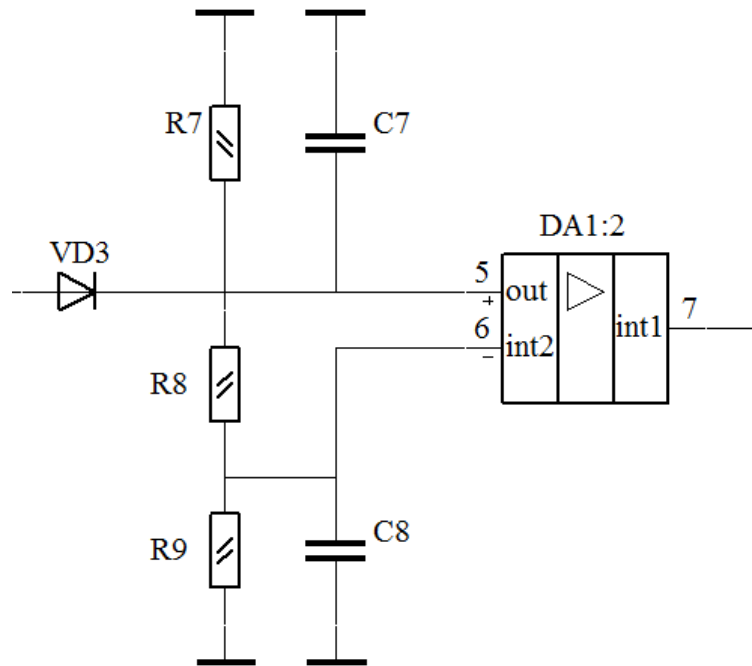


Рис. 2.3. Схема виділення вдиху

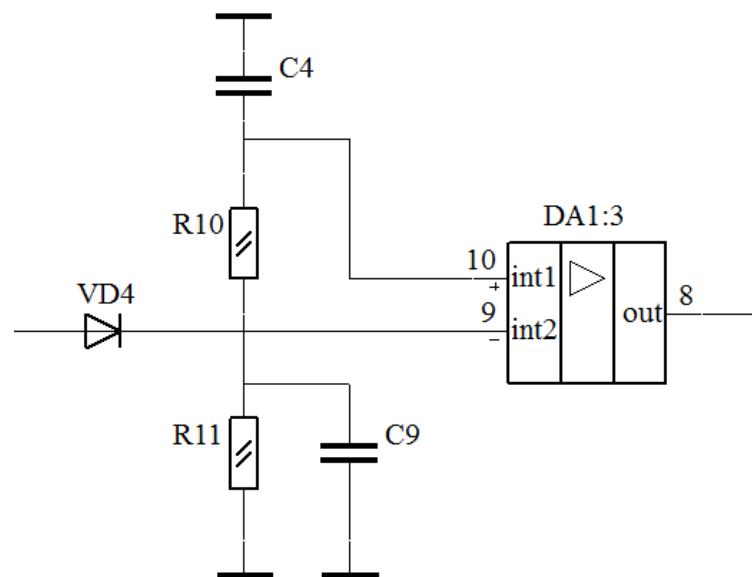


Рис.2.4. Схема виділення видиху

В початковому стані, коли напруга на 8 виводі ОП DA1.1 не змінюється компаратор DA1.3 знаходиться в одиничному стані, так як напруга на його прямому вході (вив. 5) дещо перевищує напругу - на інверсному (вив. 9). Як тільки напруга на виході ОП DA1.1 починає збільшуватися, напруга на інверсному виводі ОП DA1.3 стає більше напруги на його прямому виводі і компаратор перемикається в протилежний стан. Швидкість наростання напруги, на яку зреагує компаратор DA1.3, визначається опором резистора R10 і ємністю конденсатора C4, чим більша ємність, тим вища чутливість. Вузол на ОП DA1.2 працює аналогічно, але реагує на початок зменшення напруги надходить з 1 виводу ОП DA1.1. В початковому стані компаратор DA1.2 також знаходиться в одиничному стані. При зменшенні напруги, яка поступає на його прямий вхід (вив. 5) він переключається в протилежний стан так як напруга на його інверсному виводі (вив. 6) завдяки конденсатору C8, знижується повільніше і стає при цьому більше напруги на прямому вході. Необхідність додаткового початкового зсуву напруги (до нуля) на інверсному виводі ОП DA1.2, вимагає введення резистора R9 і відповідно збільшення ємності конденсатора C8.

Кола на компонентах R12, VD5, VD6, C12, C13, R13 (рис.2.5) здійснюють захищення DD1.1 тригерного входу від негативної напруги з виходів ОП DA1.2 і DA1.3 і фільтрацію завад.

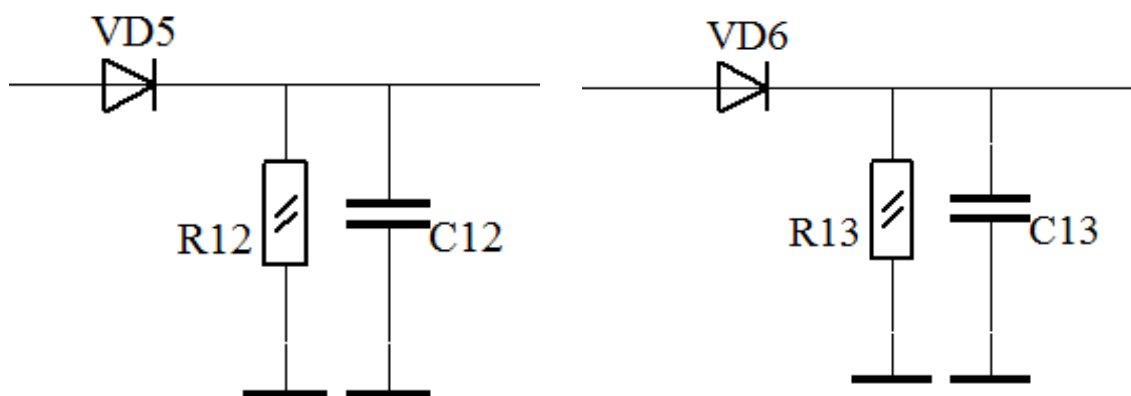


Рис.2.5. Схеми електричні вузлів захищення від напруги негативної за знаком та НЧ фільтрації

Світлодіоди Н1 і Н2, які підключені до виходів тригера DD1.1 (рис.2.6), служать для індикації станів початку вдиху і виходу відповідно.

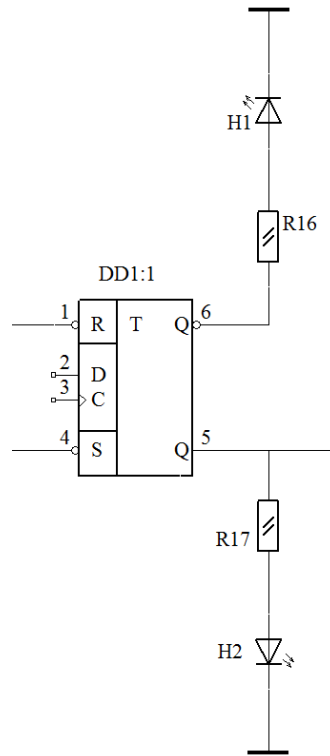


Рис. 2.6. Тригер DD1 і індикація станів початку вдиху і видиху

З 5 виводу тригера DD1.1, сигнал надходить на вхід одновібратора виконаного на тригері DD1.2 (рис.2.7), який формує короткий імпульс, по позитивному перепаду на своєму вході С (вив. 11). Світлодіод H3, індикує цей імпульс, з прямого виходу DD1.2 (вив. 9) знімаються позитивні імпульси, які відповідають частоті дихання.

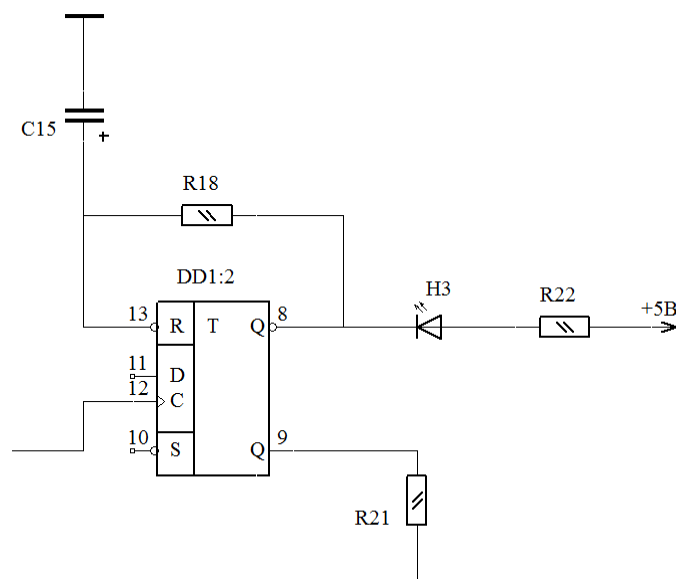


Рис. 2.7. Схема одновібратора

З метою візуалізації сигналів дихання, вдиху, видиху та імпульсів вдиху-видиху організовано з'єднання виходів DA2:1 (сигнал дихання), блоків захисту від негативної напруги та низькочастотної фільтрації VD5, R12, C12, VD6, R13, C13 (сигнали вдиху та видиху) та тригера DD1:2 (імпульси вдиху-видиху) з входом 10-ти бітного АЦП, який реалізовано в мікроконтролері DD2, де аналогові сигнали оцифровуються і подаються на порти мікроконтролера DD1 PC2-PC5 (рис.2.8).

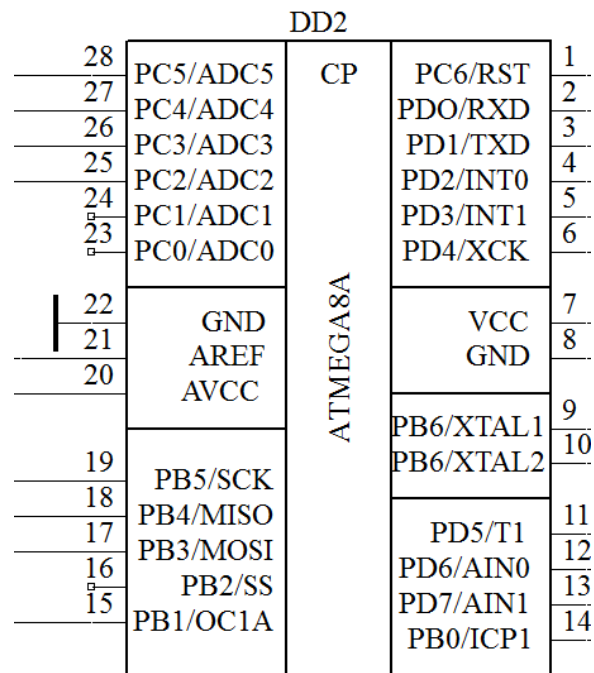


Рис. 2.8. Мікрокнтролер ATMEGA32 із внутрішнім 10-ти розрядним АЦП

Процес дихання відображається на рідкокристалічному індикаторі HG1 типу NOKIA 3310 з роздільною здатністю 84x84 (рис.2.9), роботою якого керує мікроконтролер DD2 шляхом формування сигналів керування.

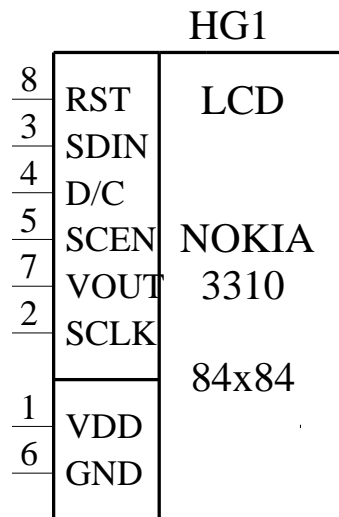


Рис.2.9. Рідкокристалічний індикатор типу NOKIA 3310

Вибір відображення одного із сигналів (дихання, вдих, видих, імпульси вдиху-видиху) на HG1 забезпечується натисканням кнопок S1-S4 (рис.2.10), яка змінює режим комутації сигналів в мікроконтролері DD2. Кнопки при натисканні формують логічні одиниці керування, які подаються на входи порти мікроконтролера DD1 PB1, PB0, PD5-PD7.

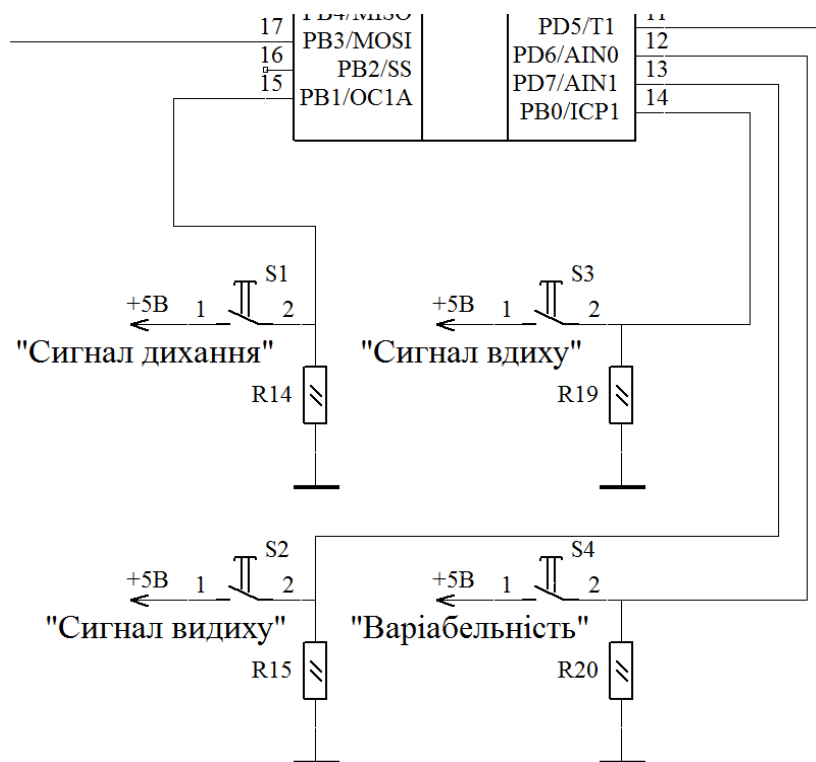


Рис.2.10. Кнопки керування

Перетворювач UART-USB, який підключається до роз'єму X4, забезпечує підключення виходу мікроконтролера DD2 до персонального комп'ютера через його USB-порт, де відбувається процес опрацювання сигналів дихання, їх візуалізація та збереження.

Процедура перепрограмування мікроконтролера DD2, як ядра приладу, здійснюється через послідовний програматор, який підключається до роз'єму X2 (рис.2.11).

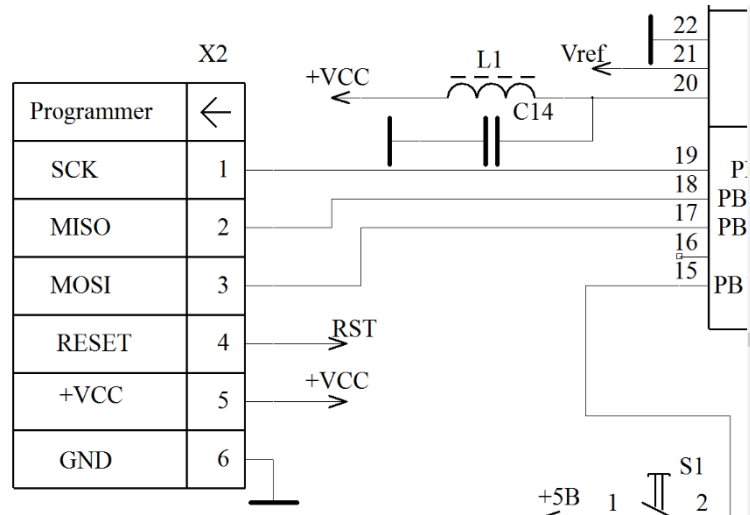


Рис. 2.11. Роз'єм для підключення послідовного програматора

Живлення усіх функціональних вузлів схема забезпечується блоком живлення. Який реалізований на трансформаторі T1, діодному мості VD2, стабілізаторах напруги DA2, DA3 (рис.2.12).

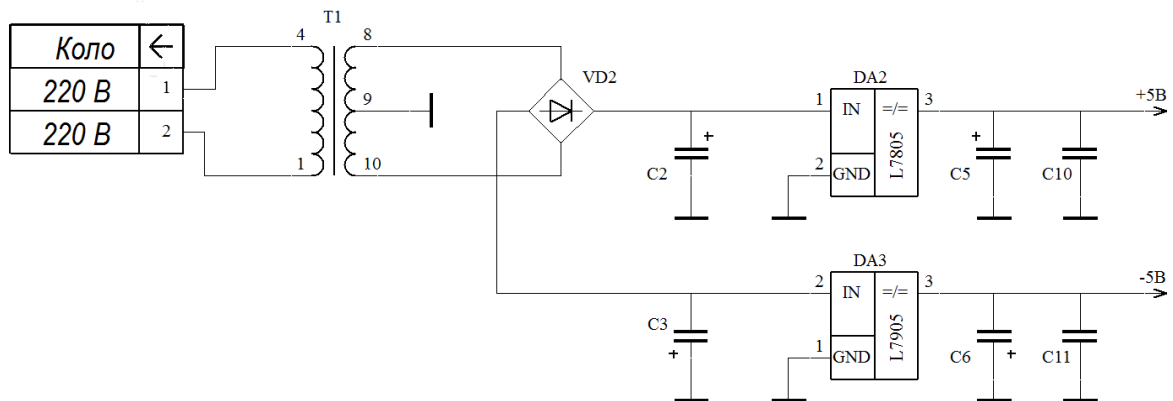


Рис. 2.12. Схема живлення приладу

Для згладження пульсацій напруги живлення застосовані конденсатори C2, C3, C5, C6, C10, C11.

2.3. Параметрична ідентифікація схеми електричної принципової

2.3.1. Розрахунок підсилювача з фільтрувальними характеристиками. Для визначення параметрів підсилювача, який реалізований у вигляді неінвертуючого підсилювача з фільтруючими властивостями, проведемо розрахунок його складових, зокрема значення частоти зрізу, коефіцієнта підсилення, вхідний та вихідний опір підсилювача.

Схема неінвертуючого підсилювача з фільтруючими властивостям зображено на рис.2.13.

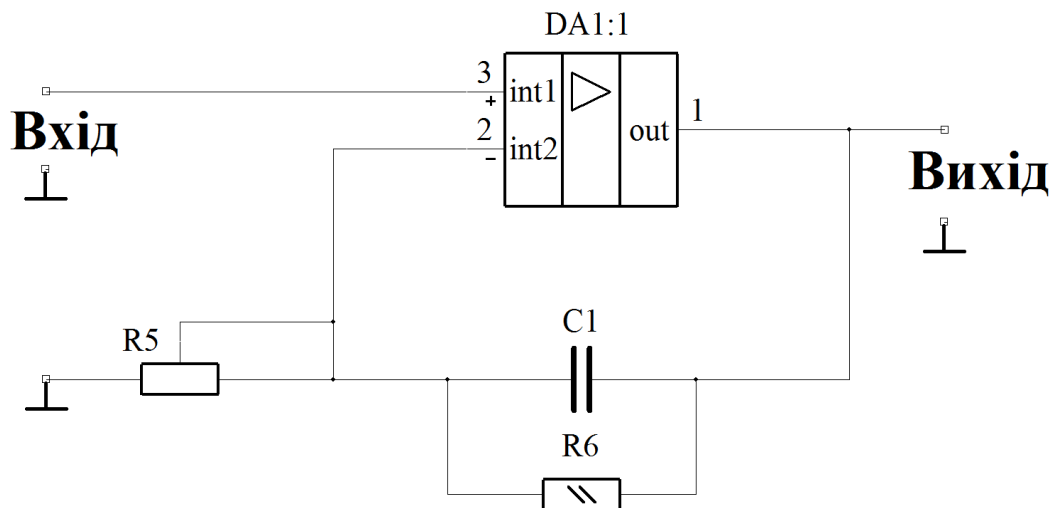


Рис. 2.13. Схема неінвертуючого підсилювача напруги з фільтруючими властивостями

Конденсатор C1 у схемі інвертуючого підсилення виконує роль фільтра низьких частот, тобто на низьких частотах конденсатор C1 чинить малий опір, а при збільшенні частоти опір конденсатора збільшується згідно виразу:

$$X_{C1} = 2\pi f_0 C1, \quad (2.1)$$

де f_0 - частота коливань, яка відповідає частоті дихання.

Частоту зрізу інвертуючого фільтру з властивостями ФНЧ обчислено згідно виразу:

$$f_{зр} = \frac{1}{2\pi C1R6}, \quad (2.2)$$

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

Отримане значення 24,41 Гц відповідає максимальному значенню частоти дихання людини.

Вихідні напруги ОП визначаються різницею $U_{ВИХ} = U_{ВХ} - U_{ЗЗ}$, тобто у схемі здійснюється послідовний ЗЗ за напругою. Припустимо, що U_+ , U_- – напруги на неінвертуючому та інвертуючому входах підсилювача, які рівні:

$$U_+ = U_{ВХ}, \quad (2.3)$$

$$U_- = U_{ЗЗ} = U_{ВИХ} \frac{R5}{R5 + R6} = \beta U_{ВИХ}, \quad (2.4)$$

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

Таким чином отримано:

$$U_{ВИХ} = \frac{R5 + R6}{R6} U_{ВХ} = \left(1 + \frac{R6}{R5}\right) U_{ВХ} \quad (2.5)$$

Тоді коефіцієнт підсилення визначається виразом:

$$K = \frac{U_{ВИХ}}{U_{ВХ}} = 1 + \frac{R6}{R5} \quad (2.6)$$

З врахуванням номіналів резисторів R6 і R5 значення коефіцієнту рівний:

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

Отже, коефіцієнт підсилення K визначається лише відношенням опорів і не залежить від ОП.

Вхідний опір підсилювача:

$$R_{BX.НП} = R_{BX.ОП}(1 + K\beta), \quad (2.7)$$

де
$$\beta = \frac{R5}{R5 + R6} = \frac{22}{680 + 22} = 0,031,$$

$R_{BX.ОП}$ - опір вхідний підсилювача TLO074, згідно паспортних даних
 $R_{BX.ОП} = 1 \cdot 10^{12}$ Ом,

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

Вихідний опір підсилювача:

$$R_{ВХ.НП} = R_{ВХ.ОП}(1 + K\beta). \quad (2.8)$$

Вихідний опір НП:

$$R_{ВХ.НП} = \frac{R_{ВХ.ОП}}{1 + K\beta}, \quad (2.9)$$

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

Отже, у підрозділі шляхом розрахунку визначено параметри елементів, а саме резисторів, транзисторів, конденсаторів по відповідним функціональним вузлам приладу підсилення.

2.3.2. Розрахунок блоку захисту від негативної напруги та фільтра низьких частот. Послідовне включення діода VD5 та фільтруючої RC-ланки забезпечують процес амплітудного детектування (рис.2.14).

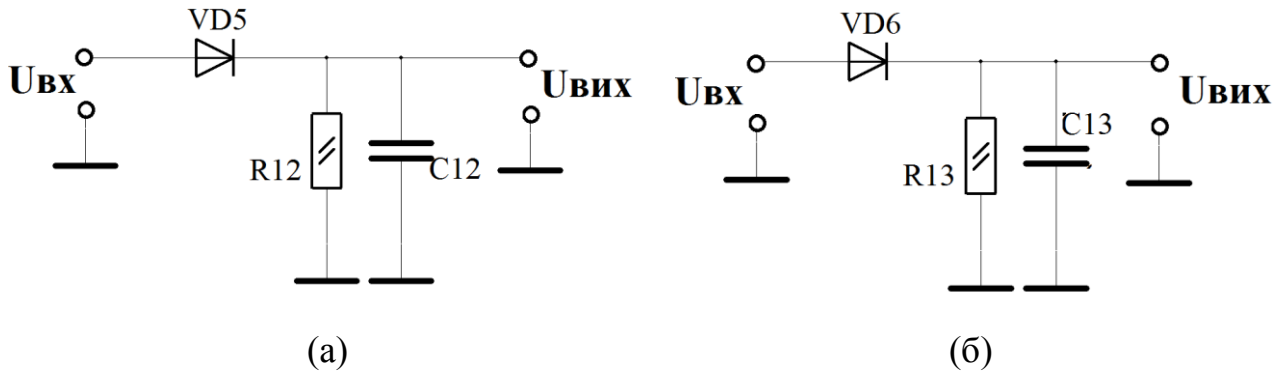


Рис.2.14. Схеми блоків захисту від негативної напруги та фільтра

Детектуюча ланка складається з складових:

- формування сигналу низької частоти (обвідна сигналу на вході) на основі сигналу дихання;
- фільтрування корисного сигналу дихання НЧ від коливань ВЧ.

Вхідною ланкою детекції є діоди VD5-VD6 і опори R12-R13, наступно - конденсатори C12-C13. При впливі на елемент нелінійності ВЧ сигналу, який модульовано сигналом НЧ, в ланці діоду проходить струм не простої за структурою форми, який утворює на опорах R12-R13 колитваня напруги обвідної, а решту складових струму високої частоти, проходять через ємності C12-C13, які на ВЧ створюють низький опір. Під впливом на елемент нелінійності сигналу дихання в період додатнього напівколивання ВЧ діод здійснює пропускання струму, який формує на резисторах R12-R13 напругу, а ємності C12-C13 швидко заряджаються. В негативний період півколивання ВЧ діод закривається, а конденсатор розпочинає процес повільного розряження через резистори R12-R13 при формуванні напруги ідентичної полярності, яку утворює струм, що проходить через ланку діоду в позитивний період ВЧ напівколивання. В результаті на опорі R12-R13 виділяється додатні сигнали дихання з пульсуючиси піками, які формуються фільтруючою ланкою LC, і яка локалізується між підсилювачем та детектором. Знак полярності на вихіді ланки

є залежною лише від способу включення діода.

Отже на початковому етапі розрахунку необхідно обчислити значення опорів R12, R13 і ємностей C12, C13 в навантажувальному колі діодної детекції, де детекційний коефіцієнт є рівний 0,9 за умови крутизни $S = 10$ мА, несучої частоти і коливань модуляції є рівними $\omega_0 = 10^6$ рад/сек, $\Omega = 10^4$ рад/сек.

Детектуючий коефіцієнт визначається виразом:

$$K_D = \cos \left(\left(\frac{3\pi}{SR_n} \right)^{\frac{1}{3}} \right) \quad (2.10)$$

де R_n - опір навантаження, $R_n = R12, R_n = R13$

S – крутизна діода 1N4148, $S = 10$ мА/В,

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

Опори резисторів R12, R13 і ємності конденсаторів C12, C13 в ланці навантаження детектуючого діода відповідають умові:

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

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 (7.12) значення f_0 і Ω_0 рівні:

$$\Omega_0 \gg 0,0051 \text{ Гц},$$

$$f_0 \ll 31,22 \text{ Гц}.$$

2.3.3. Розрахунок формувача коротких імпульсів. Формувач коротких імпульсів реалізований у вигляді одновібратора на тригері DD1 LS74A, ємності C15 та опору R18 (рис.2.15).

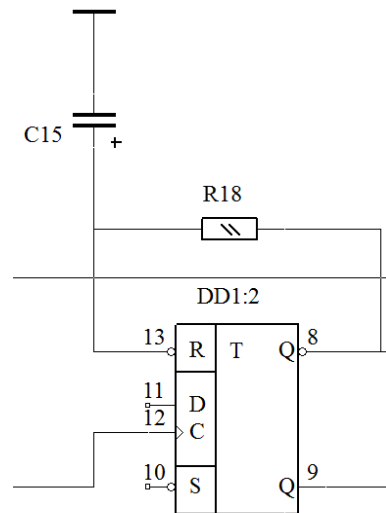


Рис.2.15. Схема формувача коротких імпульсів

Для коректної працездатності формувача коротких імпульсів є необхідним, забезпечення тривалості вхідного запускового імпульсу великої величини з метою втиснення конденсатором C15 повної розрядки. Після завершення проходження імпульсу конденсатор C15 здійснює процес свого зарядження через опір R18 до значення напруги живлення. При досягненні напруги $U_{пор}$ – компонент DD1:1 перемкнеться. В цій ситуації часова тривалість імпульсу на виході (t_u) буде залежною від значення ємності конденсатора C15 та резистора R18 як затримуючої ланки. Вираз, який дає змогу розрахувати часову тривалість імпульсу подано наступним виглядом:

$$t_u = R18C15 \frac{U_{ж}}{U_{ж} - U_{пор}}, \quad (2.13)$$

де $U_{ж}$ – напруга, $U_{ж} = 5 \text{ В}$;
 $U_{пор}$ – порогова напруга, $U_{пор} = 3,5 \text{ В}$,

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

При розкиданні значень порогової напруги перемикавання ($U_{пор}$) час існування імпульсу може приймати показники значення від $t_{\min} = 0,4RC$ до $t_{\max} = 1,11RC$:

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

2.3.4. Вибір компонентної бази приладу. Для того, щоб розробити конструкцію друкованої плати, корпус повинен бути обраний на основі розрахункових даних, щоб відповідати відповідним елементам схеми. Через вибір бібліотек елементів іноді можуть виникати помилки:

- Грубого типу, це призводять до несправності при першому вклученні;
- Помилки, що скорочують термін служби обладнання.

Критичні помилки можуть спричинити пошкодження та затримки монтажу обладнання, але вони не є найнебезпечнішими, оскільки привертають нехайну увагу.

Для більшості компонентів електричного обладнання завод встановлює граничні значення (I , U , f , t), і ці граничні значення, як правило, встановлюються залежно один від одного. Можливість вибору електричних компонентів з урахуванням усіх існуючих параметрів є важливою професійною вимогою для тих, хто розробляє обладнання.

Пасивні компоненти характеризуються тим, що протікаючий струм через ці компоненти є залежним від рівня прикладеної напруги. Першим компонентом пристрою є резистор типу MF-12 з відхиленням номінального значення 5% та KLS4-3296W "KLS electronic" з відхиленням номінального значення $\pm 10\%$.

Вибираючи конкретний резистор, необхідно звернути особливу увагу на допустиме значення напруги у відповідно до умов роботи.

Крім того, для правильного вибору резистора враховується значення, подане на прилад, аналізується і визначається робочий режим проміжного опору приладу:

- Робочі параметри;
- Режими параметрів;
- Шлях робочого електричного навантаження;
- Показники надійності та довговічності;
- Допустимий розмір;
- Якість опору;
- Конфігурація резистора;
- Витрата на резистори.

Для цього приладу використано 15 резисторів постійного типу та 1 резистор змінного типу, які наведено в табл. 2.1.

Таблиця 2.1

Параметри резисторів частотоміра

Резистор	Параметри: <i>потужність MF складає 0,125</i> <i>потужність KLS4 складає 0,5</i>
R1	MF-12, 1,6кОм±1%
R2	MF-12, 150Ом±1%
R3, R5	KLS4-3296W, 22кОм±10%
R4	MF-12, 5.1кОм±1%
R6	MF-12, 680кОм±1%
R7, R11	MF-12, 10кОм±1%
R8, R10	MF-12, 100кОм±1%
R12,R13	MF-12, 510Ом±1%
R14,R15	MF-12, 5.1кОм±1%
R16	MF-12, 1кОм±1%
R17	MF-12, 510Ом±1%
R18	MF-12, 10кОм±1%
R19, R20	MF-12, 5.1кОм±1%
R21	MF-12, 10кОм±1%
R22	MF-12, 510Ом±1%

Вигляд постійного резистора MF-12 показано на рис.2.16, а змінного KLS4-3296W – рис. 2.17.

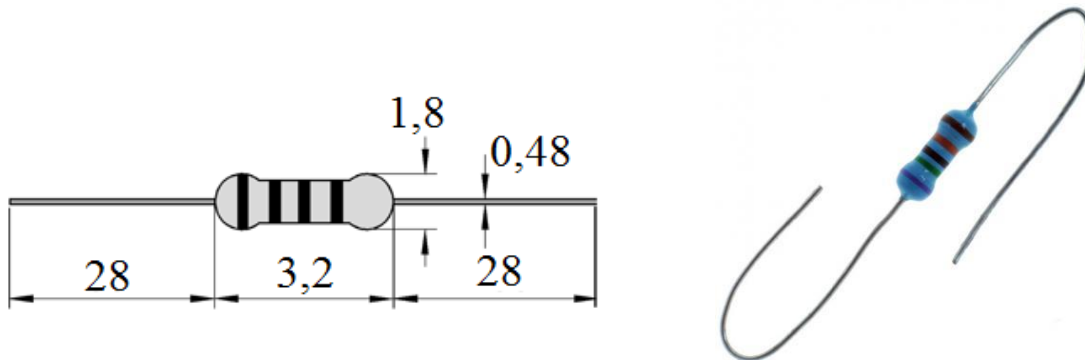


Рис.2.16. Резистор MF-12

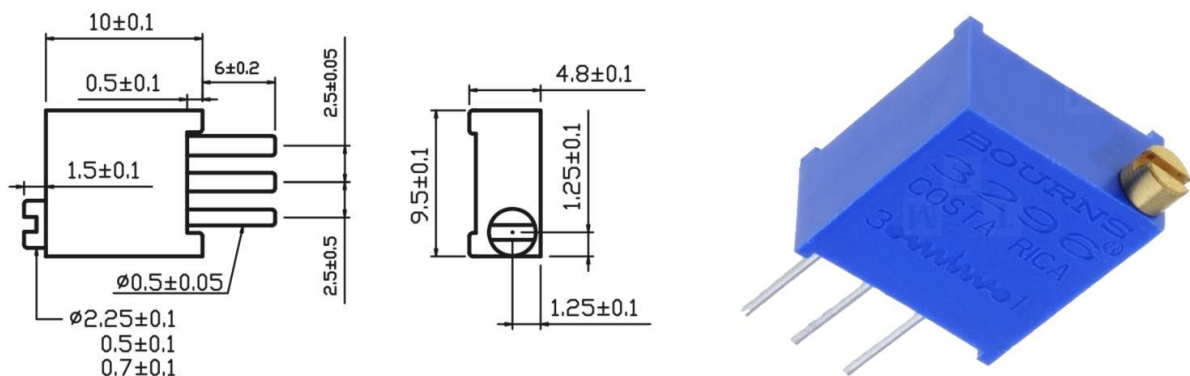


Рис.2.17. Резистор KLS4-3296W

Конденсатори відбирали за резисторами. Перш за все, тип конденсаторів було обрано, виходячи з їх призначення в пристрої, потім було обрано конкретний екземпляр електричних параметрів та конденсатор для інших параметрів. Конденсатори обрано типу 0805 "Phicom" та електролітичні ECAP-GS "Cap Xon", параметри яких наведено в табл. 2.2

Параметри вибраних конденсаторів

Конденсатор	Параметри (тип, ємність, напруга): <i>відхилення ECAP-GS складає 10% відхилення 0805 складає 5%</i>
C1	0805, 0,01 мкФ
C2,C3	ECAP-GS, 100мкФ, 16В
C4	0805, 0,22пФ
C5,C6	ECAP-GS, 10мкФ, 16В
C7,C9	0805, 0,1 мкФ
C8	0805, 1,5 мкФ
C10,C11	ECAP-GS, 1мкФ, 16В
C12-C14	0805, 0,1 мкФ
C15	ECAP-GS, 10 мкФ, 16В
C16	0805, 0,1 мкФ
C17,C18	0805, 22 пФ

Габарити конденсаторів 0805 відображено на рис. 2.18, а ECAP-GS – рис. 2.19.

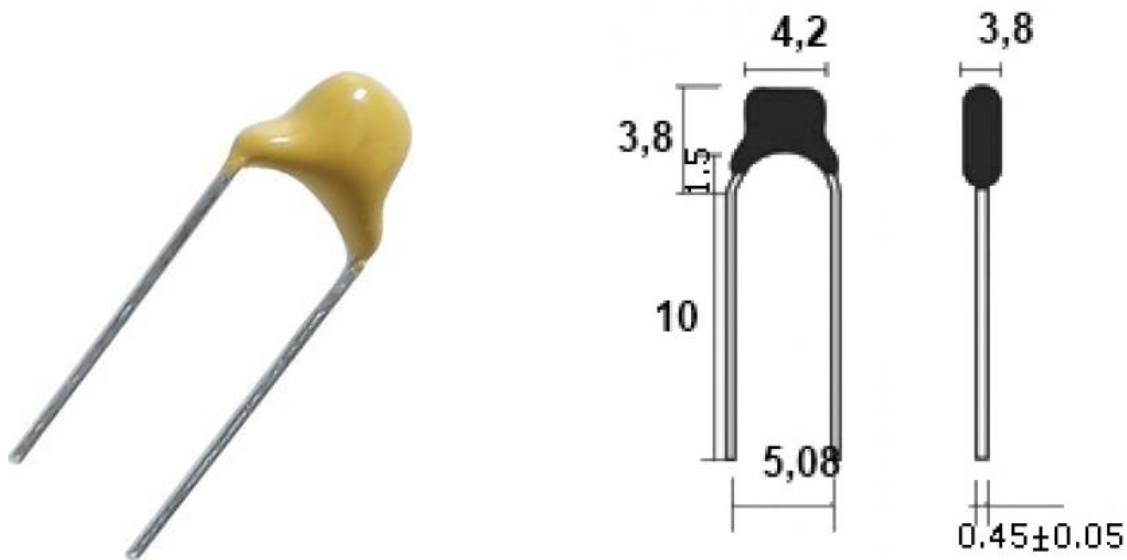


Рис. 2.18. Конденсатор 0805

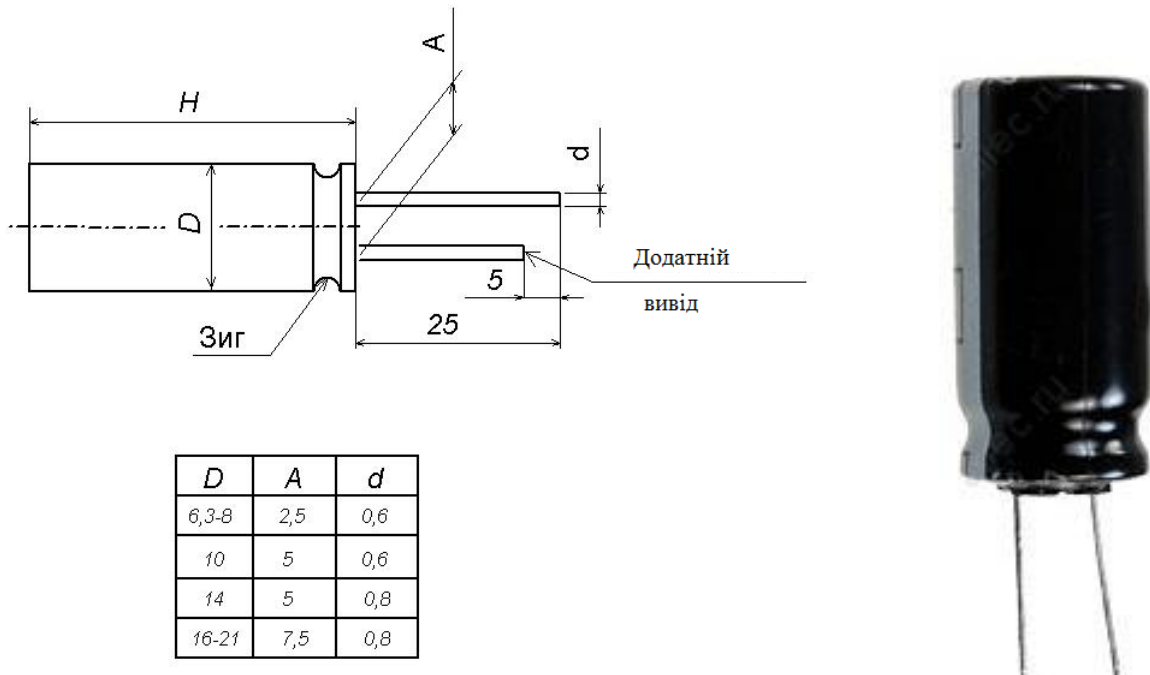


Рис. 2.19. Конденсатор ECAP-GS

Після обрано діод 1N4148 з параметрами, які наведено в табл. 2.3.

Таблиця 2.3

Обрані діоди

Діод	Марка	$U_{\text{звор.}}, \text{В}$	$I_{\text{пр max}}, \text{А}$	$I_{\text{звор max}}, \text{мкА}$	$F_{\text{д max}}, \text{кГц}$
VD1, VD3-VD6	1N4148	50	0,1	5	100000

Розміри діода 1N4148 відображено на рис. 2.20.

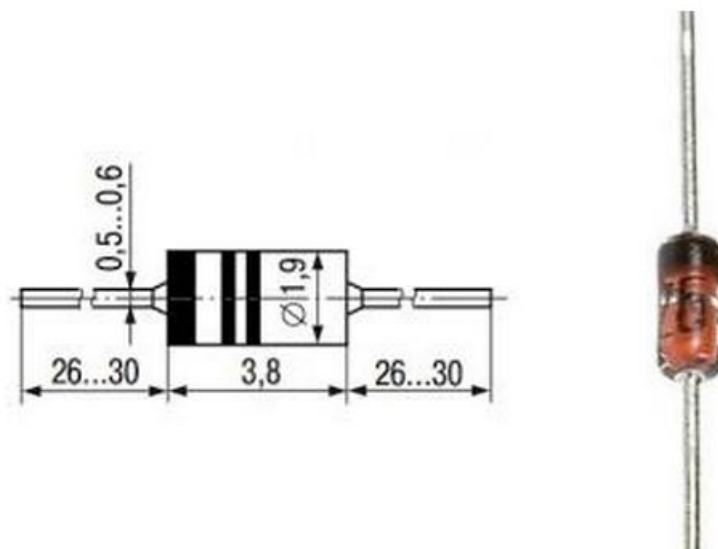


Рис. 2.20. Діод 1N4148

Після діода вибирається діодний міст VD2, його параметри показані в таблиці 1.4, а розміри - на рис. 2.21.

Таблиця 2.4

Діодний міст

Діодний міст	Марка	$U_{звор.}$, В	$I_{пр\ max}$, А	$I_{звор\ max}$, мкА	$F_{d\ max}$, кГц
VD2	КЦ407	600	1	125	5

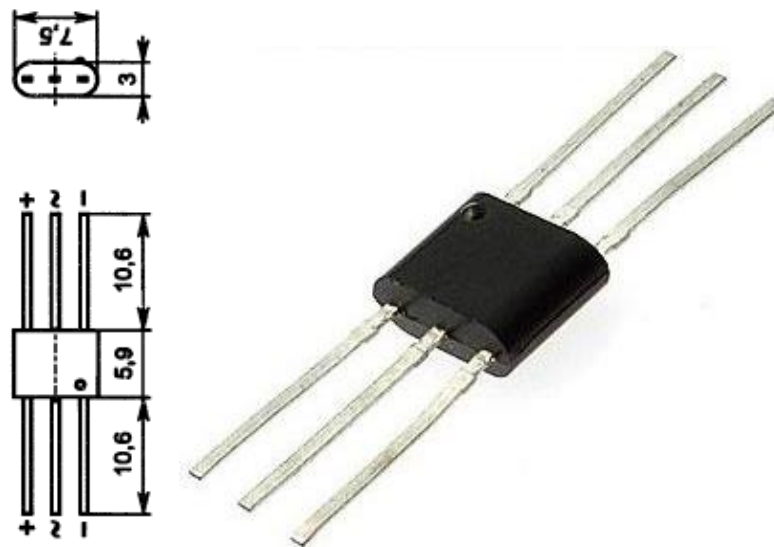


Рис. 2.21. Діодний міст КС405

Всі обрані елементи були пасивними. Активні компоненти можуть не лише регулювати струм протікання, а і подавати напругу та здійснювати регулювання струму протікаючого під впливом імпульсу керування, який характеризується струмом та напругою. До активних компонентів відносяться мікросхеми.

Більшість ІС мають внутрішню пам'ять для виконання певних функцій підсилювачів та стабілізаторів, модуляції або демодуляції та управління вхідними та вихідними імпульсами, де ви можете використовувати програмне забезпечення для алгоритмів ІС.

Базовою мікросхемою приладу, яка є ядром приладу є мікроконтролер DD2 з низки відомих мікроконтролерів (MCU) поданих у табл. 2.5.

Відомі MCU з базовими параметрами

Тип процесора	Flash пам'ять, Кбіт	Оперативна пам'ять, Байт	Кількість контактів	Тактова частота, МГц	Напруга живлення, В	Кількість часових таймерів
AT89C2051	8	256	42	16	2.7-5.5	1
AT89S8253	12	256	40	16	2.7-5.5	2
ATmega8A	8	256	28	16	2.7-5.5	1
ATmega16	16	0.5	32	16	2.7-5.5	1
ATmega32	32	1	32	16	2.7-5.5	1
ATmega64	64	2	53	16	2.7-5.5	2
ATmega162	16	0.5	35	16	1.8-5.5	2
ATmega325	32	1	53	16	1.8-5.5	1

За даними табл.2.5 видно, що Atmel ATmega8A з програмуємим ядром AVR забезпечений необхідною кількістю бітів та кількості портів, а також має задовільну швидкість щодо виконання функцій приладу. Також контролер за вартістю є дешевим і в загальному впливає на економічні показники приладу в цілому. В арсеналі MCU з архітектурою команд RISC-130 виконання команд здійснюються в межах одного тактового циклу.

Спеціальні функції MCU:

- Reset живлення та програмований детектор можуть зменшити напругу живлення за короткий час.
- Вмонтовано калібрувальний RC-генератор, внутрішньо-зовнішні джерела переривань та 6 режимів зменшення електроспоживання;
- програмована настройка годинника,
- 53 програмовані лінії вводу-виводу,
- корпус - DIP-28;
- робоча напруга: 4,5-5,5 при частоті 0-16 МГц.

Вигляд ATMEG8A відображено на рис. 2.22

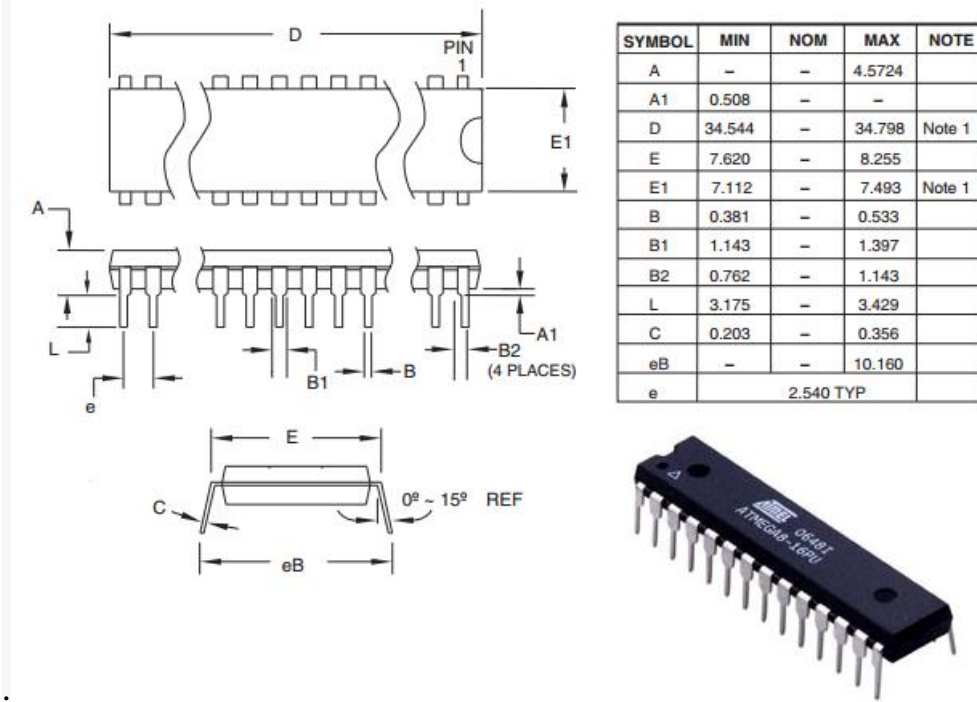


Рис.2.22. Вигляд АТМЕГА8А

Окрім MCU обрані такі мікросхеми:

- Підсилювач DA1 - TLO074 (рис. 2.23);
- Стабілізатор DA2 - L7805 (рис.2.24);
- Стабілізатор DA3 - L7905 (рис. 2.25);
- Тригер DD1 - LS74A (рис. 2.26).

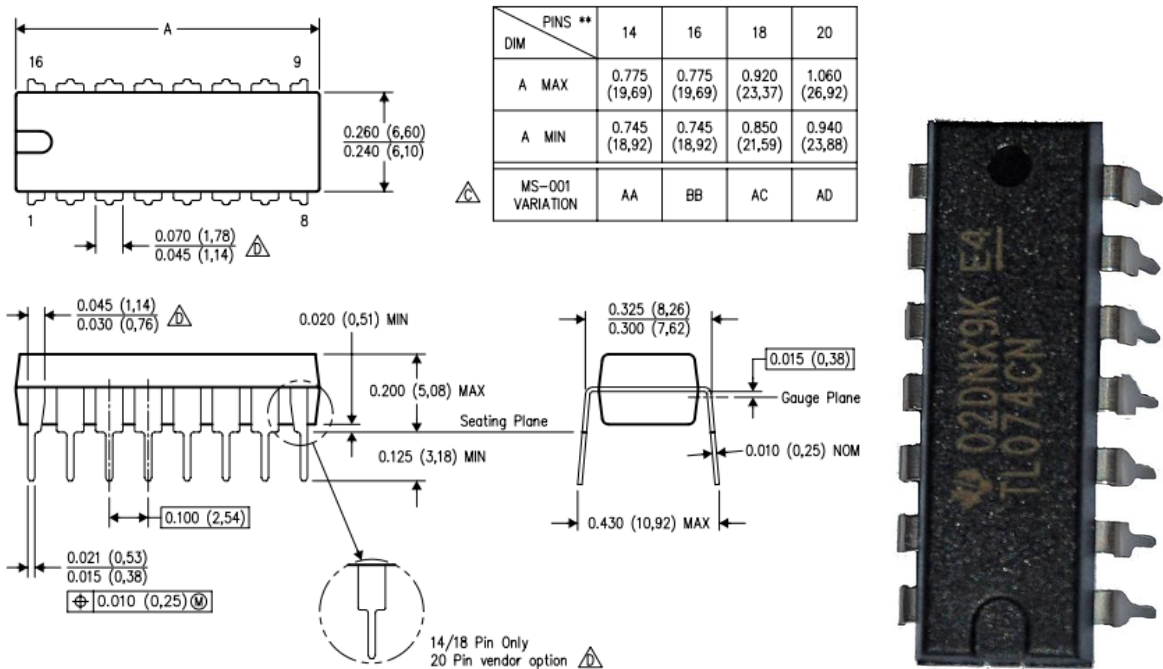
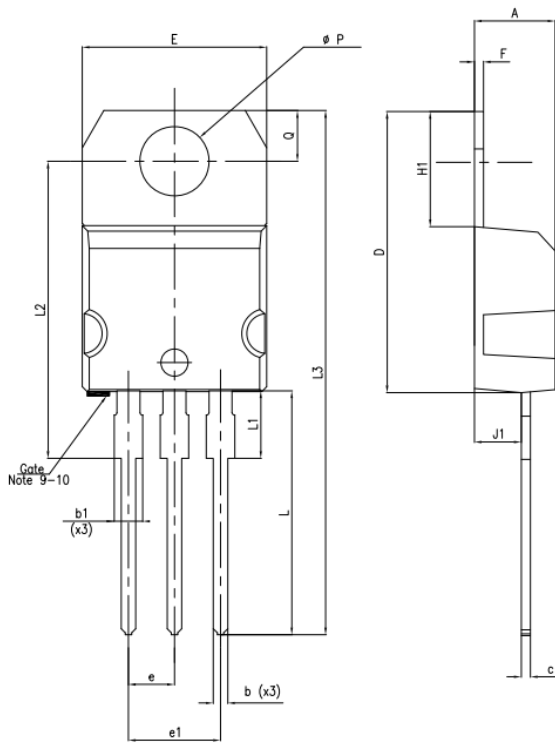


Рис.2.23. Підсилювач TLO074



Dim.	mm		
	Min.	Typ.	Max.
A	4.40		4.60
b	0.61		0.88
b1	1.14		1.70
c	0.48		0.70
D	15.25		15.75
E	10		10.40
e	2.40		2.70
e1	4.95		5.15
F	0.51		0.60
H1	6.20		6.60
J1	2.40		2.72
L	13		14
L1	3.50		3.93
L20		16.40	
L30		28.90	
∅P	3.75		3.85
Q	2.65		2.95

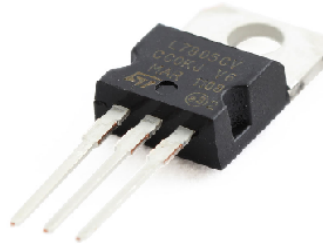
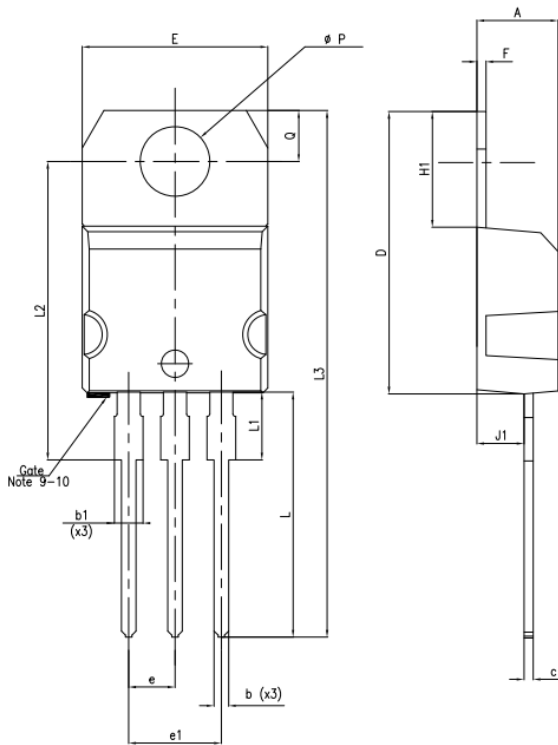


Рис.2.24. Стабілізатор L7805



Dim.	mm		
	Min.	Typ.	Max.
A	4.40		4.60
b	0.61		0.88
b1	1.14		1.70
c	0.48		0.70
D	15.25		15.75
E	10		10.40
e	2.40		2.70
e1	4.95		5.15
F	0.51		0.60
H1	6.20		6.60
J1	2.40		2.72
L	13		14
L1	3.50		3.93
L20		16.40	
L30		28.90	
∅P	3.75		3.85
Q	2.65		2.95

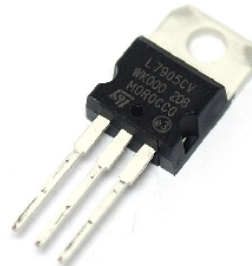


Рис.2.25. Стабілізатор L7905

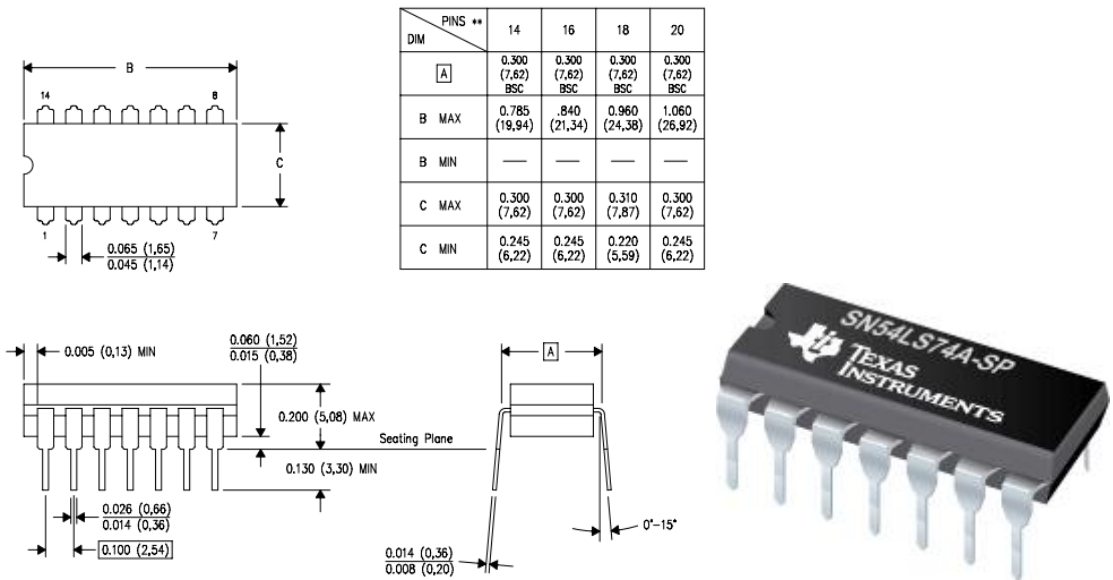


Рис.2.26. тригера 30-LS74A

Після обирання мікросхем здійснено вибір кварцового резонатора Z1 (рис. 2.27).

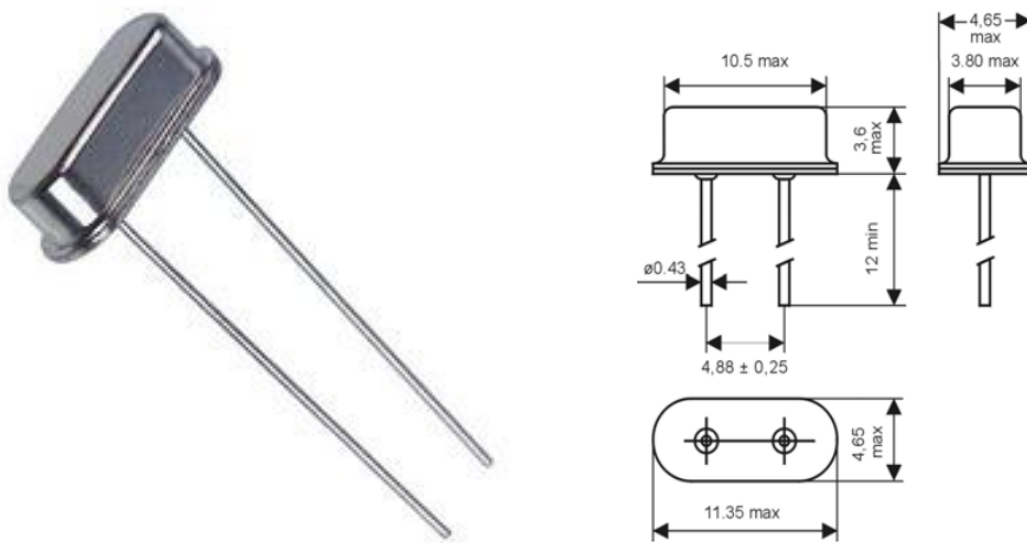


Рис.2.27. Резонатор RK-02MD-G

Обрано трансформатори (ТТР-21) та роз'єми (PLT-2), які рис. 2.28-2.29.

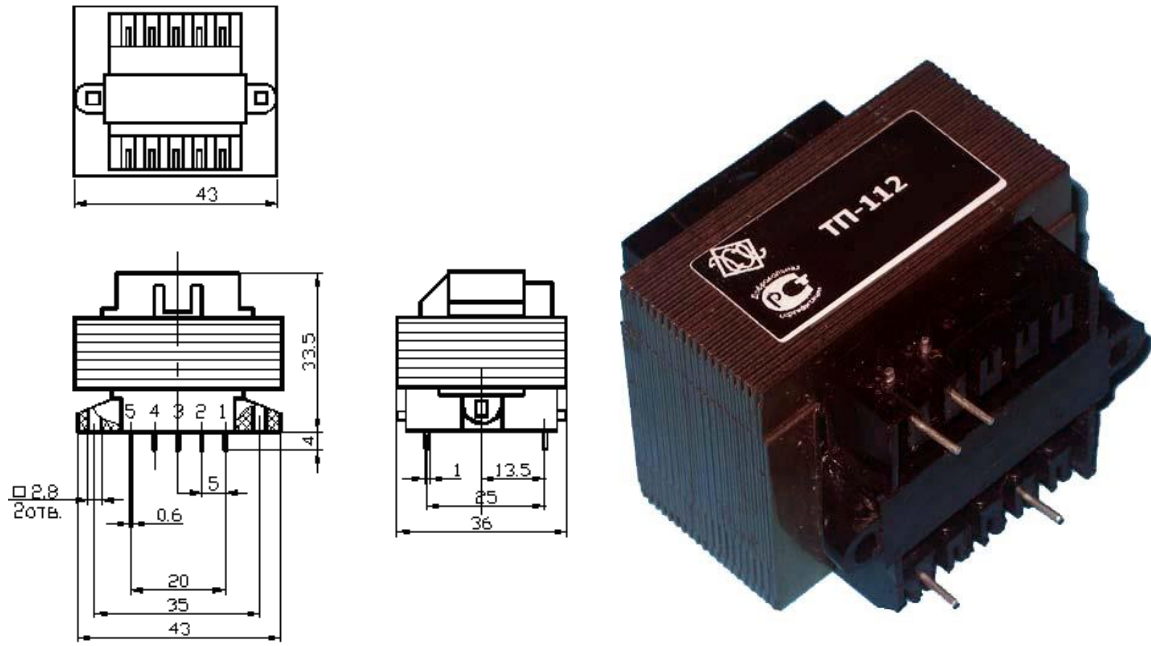


Рис.2.28. Трансформатор TP-121

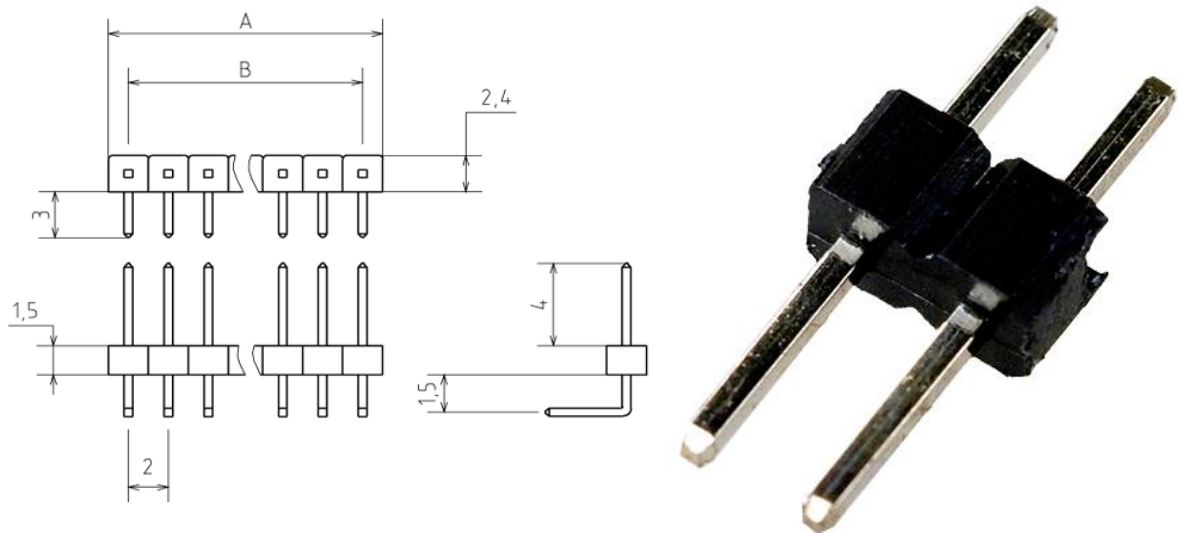


Рис.2.29. Роз'єм 3-PLT-2

Обрані компоненти вище характеризуються дешевою вартістю, високими показниками надійності, компактністю.

2.4. Розробка конструкції приладу

2.4.1. Вибір типу корпусу. При проектуванні обладнання було висунуто багато вимог, особливо:

- Механічна міцність;

- Міцність і довговічність;
- Багатофункціональні деталі та надійність механічного з'єднання вузла;
- Використання ефективності дизайнерських рішень.

Кожна вимога залежить від призначення обладнання, його використання та умов експлуатації.

Ергономічний аналіз обладнання може проводитися на всіх етапах розробки виробу (технічні завдання, ескізи, технічне та робоче проектування) та під час експлуатації виробу. Результатом цього аналізу є кількісна та якісна оцінка того, наскільки суб'єкти адаптуються до вимог людини. Отже, ергономіка приладу повинна відповідати наступним вимогам:

- Легко працювати;
- Добре покриття та видимість для користувачів;

З метою полегшення управління, зменшення помилок та скорочення часу пошуку необхідного елемента управління рекомендується кодувати елемент керування за формою, розміром, способом роботи, кольором та етикеткою. Найефективніше кольорове кодування в поєднанні з іншими методами. Рекомендуються наступні п'ять кольорів: червоний, оранжевий, жовтий, зелений та синій. Зелений використовується елемента включення, а червоний - для виключення.

Ергономічні рекомендації щодо дизайну корпусу дисплея. Дизайн інструментів візуалізації залежить від перцептивного характеру інформації, що забезпечується показниками. Існують зорові та слухові показання.

Відповідно до принципу важливості, групування пристроїв та елементів керування залежить від того, наскільки вони критичні для певної операційної групи. Принцип оптимального розміщення включає розміщення пристроїв відповідно до характеристик кожного пристрою: сприйманої швидкості, простоти управління та точності зчитування.

Принцип послідовного використання враховує порядок операцій при розміщенні пристроїв та елементів управління.

Відповідно до принципу частотності використання, розміщуйте найбільш часто використовувані елементи в найбільш зручному для сприйняття та роботи місці.

Обладнання повинно розміщуватися під кутом 90° до прямої видимості оператора. У цьому випадку він забезпечує найшвидше і надійне сприйняття показника.

Показники, що несуть найціннішу інформацію, слід розміщувати в зоні ефективної видимості.

Ударостійкий полістирол UPS-825 TG був обраний матеріалом корпусу, оскільки він має низку переваг над іншою низкою полімерів, наприклад, високу ударну в'язкість та хороші діелектричні властивості, а також вологостійкість.

Показники технологічності UPS-825 TG:

- щільність 1040-1060 кг/м³
- інтервал робочих температур $-30 \dots + 65^\circ\text{C}$,
- розрахункова усадка 0,4-1,2%,

В'язкість:

- початкова 30-60 кДж / м²;
- з розрізом 5,9-9,8 кДж / м².

В якості матеріалу корпусу обраний ударостійкий пінополістирол UPS-825 TG, при цьому можуть застосовуватися способи виготовлення як лиття під тиском, завдяки найвищій продуктивності це найпоширеніший метод. Це не вимагає регулярного нагрівання та охолодження форми. Продукт формується в холодній формі без завантажувальної камери. Гранули з полістиролу завантажуються з бункера в нагрітий балон. У ній матеріал плавиться і через сопло видавлюється в холодну форму.

Корпус пристрою складається з основи та кришки, а всередині корпусі є друкований компонент, який закріплений гвинтами до корпусу.

На передній панелі встановлено світлодіод, роз'єм для підключення датчика та роз'єму UART / USB, роз'єм для підключення джерела живлення

встановлено на задній панелі, а РК-дисплей та кнопки управління розташовані на верхній кришці.

Кришка закріплена до основи за допомогою 2 гвинтів збоку.

2.4.2. Розрахунок механічної механічних та стійкісних показників. Як відомо що, в обладнанні, яке не захищене від вібрацій та ударів, чутливі до динамічного перевантаження вузли можуть вийти з ладу.

Для покращення показників механічної механічних та стійкісних застосовують амортизатори так як гума, металевий каучук і металеві еластичні амортизатори.

Амортизатори поділяють на низькочастотні, проміжні та високочастотні. У амортизаторах низької частоти значення частоти власних коливань під навантаженням не перевищує 4 Гц. Для амортизаторів середньої частоти природна частота знаходиться в межах 8-12 Гц. Для амортизаторів високої частоти значення частоти власної вібрації лежить в межах 20-30 Гц. Амортизатор низької частоти здатен послабити природну частоту коливань в межах 5-600 Гц, середню частоту -15-600 Гц і високу частоту -35-2000 Гц.

Механічні навантаження на обладнання та навколишнє середовище обумовлені, зокрема, динамічним впливом на них у вигляді вібрацій та ударів.

Зовнішні навантаження на обладнання створюватимуть внутрішні механічні навантаження на елементи конструкції. Діапазон навантаження відноситься до механічного навантаження системи через коливання різних частот і амплітуд під час випробувань, транспортування та експлуатації. У цьому випадку власна частота може коливатися в широкому діапазоні.

Захищаючи обладнання від механічних ударів, на початковому етапі передусім необхідно забезпечити захист його найслабшої частини - друкованої плати. З цієї причини необхідно обчислити значення резонансної частоти друкованої плати:

$$f_0 = \left(\frac{1}{2\pi} \right) \sqrt{\frac{c}{m}}, \quad (2.14)$$

Значення резонансної частоти її елементів обчислюється виразом:

$$f_{0i} = \left(\frac{1}{2\pi} \right) \sqrt{\frac{c_i}{m_i}},$$

Резонансна частота друкованої плати з рівномірно розподіленим компонентами на друкованій платі визначається згідно виразу:

$$f_0 = \left(\frac{1}{\sqrt{1 + \frac{m_e}{m_n}}} \right) \left(\frac{\pi}{4\sqrt{3}} \right) (1 + \Delta^2) \left(\frac{\lambda S}{B^2} \right) \sqrt{\frac{\varepsilon}{\rho}}, \quad (2.15)$$

де m_e - маса встановлених радіокомпонентів;

m_n - маса плати друкованої;

Δ - відношення розмірів сторін менша до більшої плати;

S – товщина плати;

ε - модуль Юнга у випадку склотекстоліту $\varepsilon = 3.2 \cdot 10^{10} \text{ м}^2$);

ρ - густина матеріалу плати у випадку склотекстоліту - $2.5 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$);

λ - коефіцієнт, що залежить від способу кріплення друкованої плати (в 4 точках $\lambda=1,5$);

B – найбільша сторона плати.

Щоб знайти загальну масу встановлених радіокомпонентів, скористаємося табл. 2.5.

Механічні характеристики компонентів

Назва	Кількість	Вага, г	Загальна вага, г
MF-12	21	0,15	3,15
KLS4-3296W	1	0,45	0,45
0805	11	0,25	2,75
ESAP-GS	7	4,5	31,5
1N4148	5	0,15	0,75
KЦ407	1	2	2
TL074	1	2,51	2,51
L7805	1	2,29	2,29
L7905	1	2,29	2,29
LS74A	1	2,15	2,15
PLT	12	2	24
ТП 121-1	1	168,8	168,8
EC24-R12K	1	0,25	0,25
Всього			242,88

З урахування значень табл.2.5 значення частоти рівне:

$$f_0 = \left(1 + \sqrt{\frac{0,24288}{0,100}}\right) \left(\frac{\pi}{4} \cdot \sqrt{3}\right) (1 + 0,792^2) \left(1,2 \cdot \frac{0,0015}{0,01}\right) \sqrt{\frac{3,2 \cdot 10^{10}}{2,5 \cdot 10^3}} = 406,18 \text{ Гц.}$$

У відповідності до стандарту ОСТ ГО.010.009 друковані плати, що не піддаються амортизації, повинні мати значення частоти не більше 60 Гц. Отже, можна зробити висновок, що виріб відповідає ОСТ ГО.010.009 (60 Гц < 406,18 Гц).

Вплив на виріб характеризується формою та параметрами ударного імпульсу. Відповідно до вимог механічного удару під час транспортування обладнання повинно витримувати пікове прискорення удару 15 мс. Максимальний вплив на виріб має прямокутний імпульс, і необхідно здійснити розрахунок сили удару на виріб.

Умовне значення частоти імпульсів удару обчислюється з виразу:

$$\omega = \frac{\pi}{\tau}, \quad (2.16)$$

де τ – час існування ударного імпульсу, $\tau = 15\text{мс}$.

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

Коефіцієнт передачі при ударі:

$$K_y = 2 \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2 \cdot \nu}\right), \quad (2.17)$$

де ν – коефіцієнт розлагодження:

$$\nu = \frac{\omega}{2 \cdot \pi \cdot f_0}. \quad (2.18)$$

Замінивши отримане значення отримаємо:

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

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

Максимальне відносне прискорення приладу:

$$a_y = H_y \cdot K_y, \quad (2.19)$$

$$a_y = 10g \cdot 0,45 = 4,5g.$$

Максимальне відносне переміщення:

$$Z_{\max} = \frac{2 \cdot H_y}{2 \cdot \pi \cdot f_0} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2 \cdot \nu}\right) = \frac{a_y}{2 \cdot \pi \cdot f_0}, \quad (2.20)$$

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

Умова ударної міцності для радіокомпонентів:

$$a_y < a_{y\text{ доп}},$$

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

Оскільки умова ударної міцності виконана, а оскільки умова виконана, пристрій відповідає вимозі ударної міцності і придатний для експлуатації та транспортування під ударом.

2.4.3. Розрахунок теплових режимів. Розрахуйте стандартний тепловий стан приладу під час теплопередачі з природною конвекцією та замініть конструкцію обладнання на фізичну теплову модель. У фізичній тепловій моделі сума середньої температури та потужності тепловіддачі являє собою перегрів.

Питома поверхнева потужність приладу:

$$q_K = \frac{P_0}{S_K}, \quad (2.21)$$

де S_K - площа зовнішньої поверхні корпусу приладу:

$$S_K = 2(L_1L_2 + L_2L_3 + L_1L_3), \quad (2.22)$$

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

$$S_K = 2(0,120 \cdot 0,159 + 0,159 \cdot 0,075 + 0,120 \cdot 0,075) = 0,08 \text{ м}^2,$$

$$P_0 = 0,2 \text{ Вт},$$

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

Відповідно до графічної реалізації, яку зображено на рис. 2.30, визначено перегрів приладу.

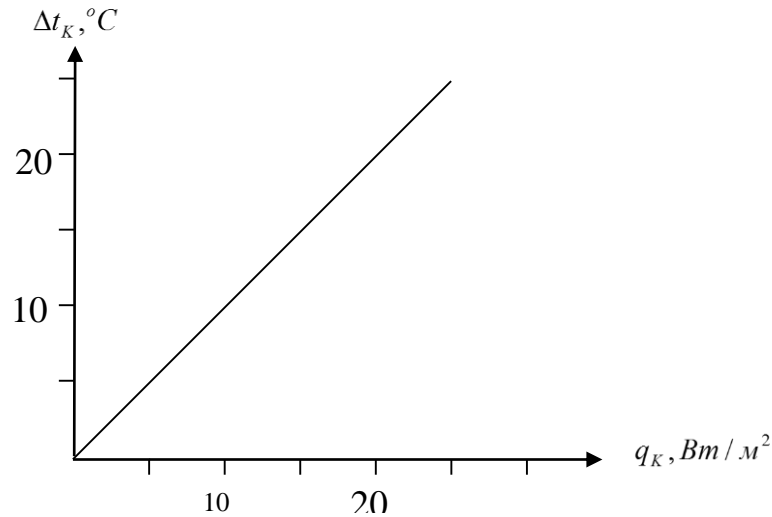


Рис. 2.30. Графік залежності перегріву корпусу від потужності питомої поверхні

Коефіцієнти викидів для верхньої, нижньої та нижньої поверхонь корпусу:

$$\alpha_{\text{л.і.}} = \varepsilon_i \cdot 5,67 \left[\left(\frac{t_0 + \Delta t_k + 273}{100} \right)^4 - \left(\frac{t_0 + 273}{100} \right)^4 \right] / \Delta t_k. \quad (2.23)$$

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

$$\alpha_{\text{л.н}} = 0,120 \cdot 5,67 \left[\left(\frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left(\frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 1,93,$$

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

Для температури обчислено Грегорове для кожної кожній з поверхонь:

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

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

$$G_T = \beta_m g \frac{L_{i\delta^3}}{v_m^2} \Delta t_K, \quad (2.24)$$

де $L_{\phi i}$ – визначений розмір i -ої поверхні;

g – прискорення падіння;

β_m – коефіцієнт об'ємного розширення для газів:

$$\beta_m = (t_m + 273)^{-1}, \quad (2.25)$$

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

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

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

$$G_{T.H} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,120^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 4,51 \cdot 10^{-18}.$$

Змінна поверхностей корпусу при впливі газів:

$$K = (G_T \cdot P_T) m, \quad (2.26)$$

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

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

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

Коефіцієнти конвективної тепловіддачі для кожної з поверхонь обчислюються виразом:

$$\alpha_{Ki} = 1,18 \frac{t_m}{L_{\phi pi}} (G_r P_r)_m^{1/8} N_i, \quad (2.27)$$

де t_m – газова теплопровідність;

N_i – коефіцієнт, що враховує орієнтацію поверхні корпусу:

$$N_i = \begin{cases} 0.7 - \text{для нижньої поверхні} \\ 1 - \text{для бокової поверхні} \\ 1.3 - \text{для верхньої поверхні} \end{cases},$$

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

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

$$\alpha_{K.H} = 1,18 \frac{21,25}{0,120} (3,608 \cdot 10^{-18})^{1/8} \cdot 0,7 = 0,72$$

Теплопровідність між поверхнями корпусу та навколишнім середовищем обчислюється виразом:

$$\sigma_K = (\alpha_{K.H} + \alpha_{Л.H})S_H + (\alpha_{K.B} + \alpha_{Л.B})S_B + (\alpha_{K.B} + \alpha_{Л.B})S_B, \quad (1.28)$$

де S_H, S_B, S_B – площі поверхонь корпусу:

$$S_H = S_B = L_1 L_2 = 0,120 \cdot 0,159 = 0,01908,$$

$$S_B = 2L_3(L_1 + L_2) = 2 \cdot 0,075(0,120 + 0,159) = 0,04185,$$

$$\sigma_K = (0,72 + 1,93) \cdot 0,01908 + (0,79 + 2,56) \cdot 0,04185 + (4,71 + 0,88) \cdot 0,04185 = 0,424.$$

Перегрів корпусу $\Delta t_{K.O.}$ обчислюється виразом:

$$\Delta t_{K.O.} = \left(\frac{P_0}{\sigma_K} \right) K_{Л.H} \cdot K_{H1}, \quad (2.29)$$

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

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

Помилка обчислюється виразом:

$$\delta = |t_{K.O.} - t_H| / t_H, \quad (1.30)$$

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

З врахування того, що умова $\delta \leq 1$ є виконано, тому розрахунок вважається завершеним.

2.4.4. Електромагнітна сумісність приладу. В даний час проблема забезпечення ЕМС різними технічними засобами стала самостійним науково-технічним спрямуванням, що охоплює багато аспектів радіотехніки в галузі медичного апаратобудування. Було визначено, що це слід враховувати на кожному етапі розробки та виготовлення згаданих пристроїв-систем, схем, проектування, технології та виробництва, а також на фазі експлуатації.

Фактичне вирішення проблем ЕМС може покращити якість розробляючого приладу (виробу). Якщо виріб створює електромагнітні перешкоди при досягненні своєї мети і не дозволяє іншому виробу досягти своєї мети, виріб не може вважатися високоякісним. Якщо немає перешкод, навіть якщо досягнуто прийняттого рівня, але мета досягнута без перешкод, а мета не досягнута, тоді жоден виріб не можна вважати високоякісним. Однак поняття якості виробу полягає в тому, щоб "визначити, чи відповідають атрибути виробу своєму призначенню чи не відповідають певним вимогам" (ГОСТ 15467-79), і воно не розкриває функції, пов'язані з пристосованістю певних категорій виробів з ЕМС, тобто приладу. Для таких виробів рекомендується не тільки визначати якість як набір зазначених атрибутів, а й визначати її як такі, які не перешкоджають роботі приладу несподіваним електромагнітним ефектам негативних властивостей, що виробляються іншим товаром. Інші атрибути. Це

означає, що якість такої продукції повинна включати показники ЕМС. Цей показник, очевидно, відрізняється від інших показників за специфічністю, і він представляє технічну цілісність товару. Без ЕМС інші показники якості можуть втратити свою цінність, оскільки прилад не можна використовувати на практиці.

Аналіз характеристик ЕМС різних приладів призвів до створення обчислювальних методів інженерії та забезпечив наукову основу для поліпшення таких характеристик.

Метод визначення ролі та значення будь-якої характеристики ЕМС у вирішенні проблеми ЕМС залежить від рівня вирішення проблем. Можна розглянути три рівні: 1. Міжсистемна ЕМС, яка забезпечує ЕМС між незалежними автономними системами; 2. Внутрішньосистемна ЕМС, яка забезпечує ЕМС у складному електронному комплексі; 3. ЕМС в апаратному забезпеченні ЕМС в окремому пристрої між компонентами.

Розгляд вимог ЕМС у процесі проектування приладу в основному стосується останніх двох рівнів підтримки ЕМС.

Оскільки в нашому приладі для в основному виникають перешкоди в ланці живлення, тому фільтрація використовується для зменшення цих перешкод. Також можна розумно розміщувати радіодеталі на платі, зменшуючи довжину друкованого провідника до мінімуму. Цих заходів достатньо, щоб зменшити перешкоди до прийняттого рівня. Тому можна сказати, що розробляючий прилад відповідає вимогам електромагнітної сумісності і не вимагає додаткового екранування.

2.5. Висновок розділу 1

В розділі проведено огляд відомих приладів, в результаті чого встановлено, що розробка їх є актуальною інженерною задачею.

В результаті аналізу проблеми в області аускультатції та відомих приладів знайдено шляхи щодо розробки нового приладу, зокрема схеми схем структурної та електричної принципової. Для вибору компонентної бази проведено перевіірочний розрахунок схеми електричної принципової.

Оскільки усі елементи із друкованим вузлом необхідно помістити в корпус приладу, тому було вибрано тип корпус, проведено розрахунки на ударну стійкість, міцність та електромагнітну сумісність.

РОЗДІЛ 3 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Математична модель приладу

Прилад для вимірювання частоти дихання базовано на принципі аналізі температур між вдихаючим та видихаючим повітрям.

Вимірювання температури полягає в передачі невеликої порції теплової енергії від об'єкту до термодавача, який повинен перетворити цю енергію в електричний сигнал (рисунок 1.1).

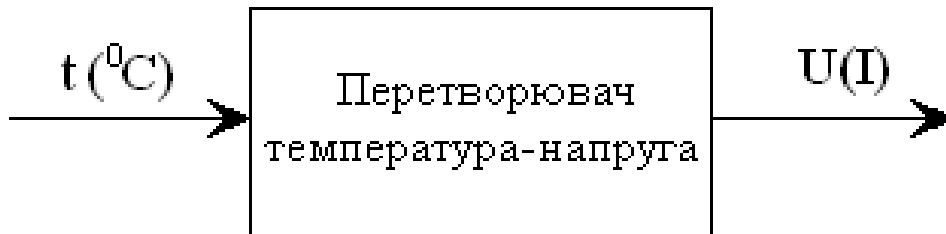


Рис. 3.1. Перетворення температура-напруга

Коли термодавач поміщається біля об'єкту, то між об'єктом і термодавачем відбувається передача тепла за рахунок теплопровідності. При цьому чутливий елемент, що входить до складу зонда, або розігрівається, або охолоджується, в залежності процесів вдиху/видиху.

Характеристики напівпровідникового $p-n$ переходу в діодах, як основної складової термодавача, досить сильно залежать від температури. Тому як модель приладу використано математичну модель напівпровідникового $p-n$ переходу. Залежність струму від напруги для $p-n$ переходу в діоді можна виразити через наступний вираз:

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

де I_0 – струм насичення, величина якого залежить від напруги.

Враховуючи вираз (3.1) залежність напруги на переході від температури має наступний вигляд:

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

де E_g — ширина зони заборонених енергій для кремнію при температурі абсолютного нуля (p-n);

q - величина заряду електрона;

k – константа, незалежна від температури.

З виразу (3.2) видно, що при роботі p-n переходу в умовах постійного струму, напруга на ньому пропорційна його температурі, а нахил залежності визначається наступним виразом:

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

Вирази (3.1) і (3.2) дають змогу описати математично процес вимірювання температури, який лежить в основі даного приладу.

3.2. Алгоритмічне моделювання компонентів приладу

У прикладі використовується модель системи керування, що керує температурою у двох різних станах, при видиху та вдиху. Алгоритмічне моделювання компонентів в основному слідує прикладу Stateflow Model Bang-Bang Temperature Control System (Stateflow), тоді як зв'язок між компонентами моделюється за допомогою повідомлень Simulink та блоків SimEvents. Моделі контролерів та термометрів, на які посилаються, є програмними компонентами,

які, як очікується, генерують автономний код, тоді як інші компоненти моделюють середовище (рис.3.1).

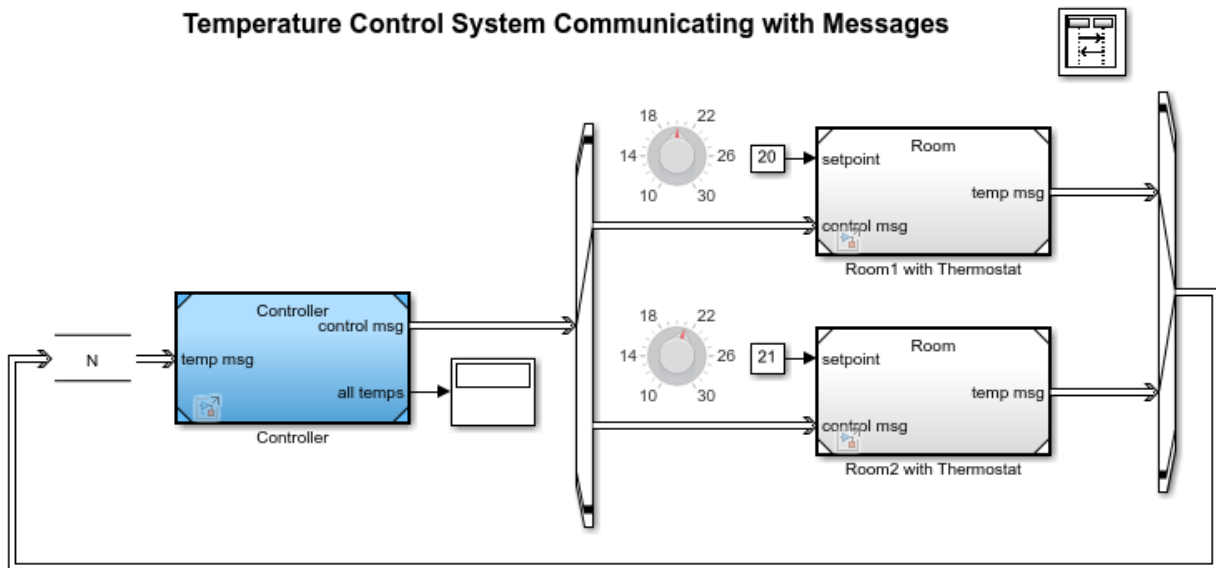


Рис.3.2. Модель функціональності приладу контролю як системи керування з повідомленнями

Модель легко масштабується, змінюючи значення N , додаючи більше екземплярів блоку моделі та збільшуючи номер порту блоків виходу сутності та перемикача входу сутності. Кожна модель термометра всередині моделі має аргумент ідентифікатора, який повинен бути встановлений зі значенням, яке відповідає індексу вихідного порту комутатора виходу сутності.

Блок черги (FIFO, черга типу перезапису) перед моделлю контролера буферизує повідомлення, яке моделює чергу всередині проміжного програмного забезпечення повідомлення контролера. Тут ємність N є достатньою для черги, поки в прилад не потрапляють повідомлення (вдих-видих). Потужність $5*N$ необхідна для найгіршого сценарію з втратою повідомлень, де 5 - час дискретизації контролера, розділений на час вибірки. Крім того, черга перед кожним термостатом потужністю 1 автоматично вставляється і показує значок значка "1", оскільки черга ємності 1 автоматично вставляється.

Двічі клацнувши на блок переглядача послідовностей є змога переглянути повідомлень та подій.

На рис.3.3 зображено модель контролера.

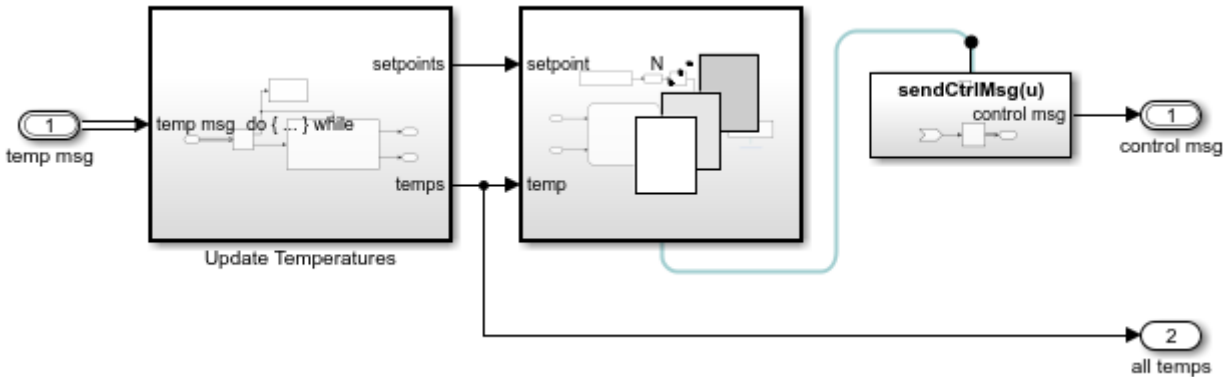


Рис.3.3. Модель контролера

У моделі контролера підсистема оновлення температури, підключена до блоку Inport, спочатку отримує всі повідомлення, що містять інформацію про температуру. Підсистема зберігає цю інформацію у двох векторах заданого значення температури та поточної температури. Потім підсистема «Для кожного стану» зчитує вектори, обробляє сигнали та надсилає повідомлення управління за допомогою функції Simulink sendCtrlMsg (рис.3.4-3.5).

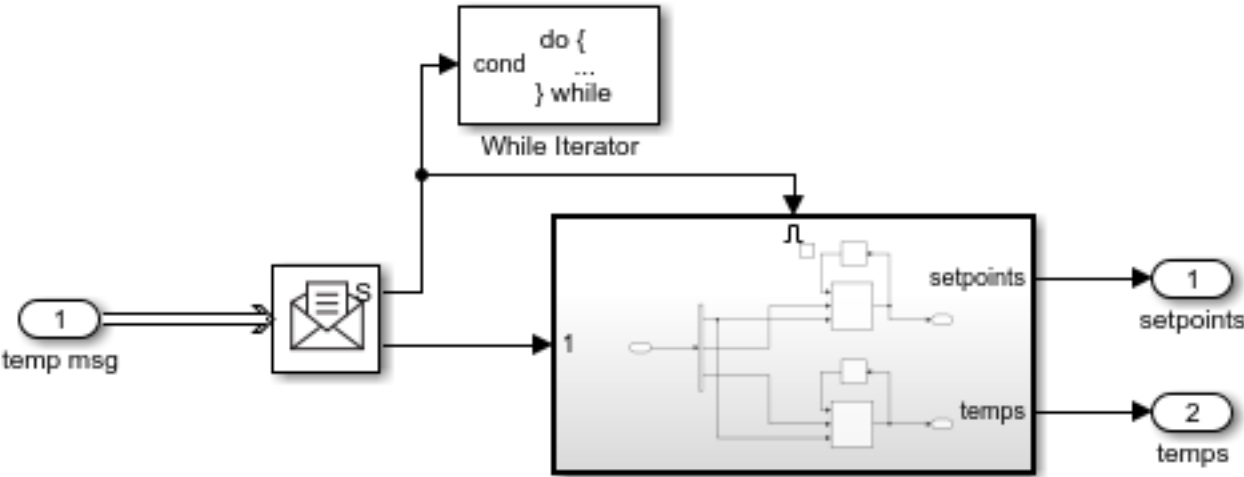


Рис.3.4. Функція Simulink sendCtrlMsg 1

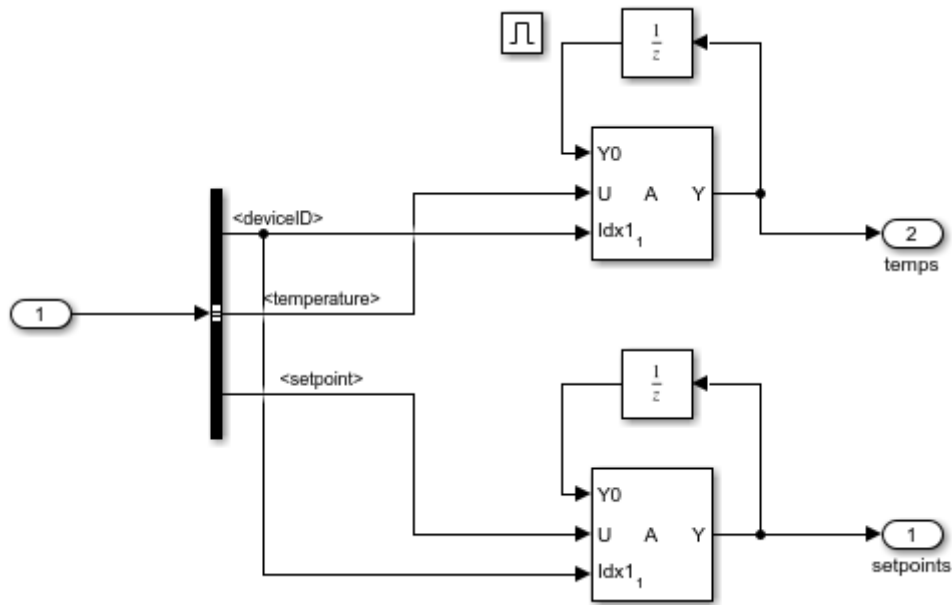


Рис.3.5. Функція Simulink sendCtrlMsg g 2

Підсистема оновлення температури - це підсистема виконуваної роботи, порт умови завершення якої подається через порт стану блоку отримання, тобто вона працює до тих пір, поки не зможе отримувати більше повідомлень із зовнішньої черги (у верхній моделі). Дані повідомлення мають тип шини DeviceMsg, яка має два поля: температуру та ідентифікатор стану. Таким чином, коли вихідний сигнал блоку Receive поширюється на підсистему Enable, чий порт активації підключений до порту стану блоку Receive, блок Selector Bus розкладає сигнал на сигнали ідентифікатора пристрою, температури та заданих значень. Потім сигнали заданого значення та температури призначаються відповідним векторним елементам, пов'язаним з ідентифікатором стану. Нарешті, вектори, що підтримуються блоками Unit Delay, виводяться як сигнали підсистеми Enable та Update Temperature для кожного стану.

3.3. Висновки до розділу 3

Обґрунтовано математичну модель приладу на принципі аналізу температур між вдихаючим та видихаючим повітрям як перетворювач теплової енергії в електричний сигнал.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Контроль за станом охорони праці (далі - контроль) є найбільш відповідальною та трудомісткою функцією процесу управління, від якої залежить система управління охороною праці підприємства в цілому при виробництві приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини.

Відповідно до закону України «Про охорону праці», державний нагляд за охороною праці на підприємстві (в установі, організації) здійснюють :

- Державний комітет України з нагляду за охороною праці (Держгірпромнагляд);
- органи державного пожежного нагляду управління пожежної охорони Міністерства внутрішніх справ України (Держпожежнагляд);
- органи і установи санітарно-епідеміологічної служби Міністерства охорони здоров'я України.

Нагляд здійснюють спеціально уповноважені на те органи та інспекції, діяльність яких не залежить від власника.

Центральні органи Державної виконавчої влади здійснюють контроль за дотриманням законодавства про працю на підприємствах (в установах, організаціях), що їм функціонально підлегли.

Державний комітет України з нагляду за охороною праці (Держгірпромнагляд) складається з Комітету, територіальних управлінь та їх структурних підрозділів – державних інспекцій охорони праці (держінспекцій).

У кожному територіальному управлінні є **експертно-технічний нагляд** – госпрозрахунковий підрозділ для проведення діагностики обладнання, експертизи проектів, ліцензування і сертифікації продукції, робіт і послуг, а також навчання і атестації спеціалістів.

Держнагляд охорони праці (Держгірпромнагляд) організує і здійснює державний нагляд за:

- станом охорони праці на об'єктах господарювання (підприємствах, в установах, організаціях), незалежно від форм власності і видів їх діяльності;

- реєструє підйомні споруди, трубопроводи для пари і гарячої води, котельні установки і посудини, які працюють під тиском, інші об'єкти згідно з чинними нормативними актами, а також вирішує інші питання, пов'язані з керівництвом охороною праці на різних рівнях.

Державний нагляд за охороною праці здійснюють державні інспектори та посадові особи Комітету і територіальних органів. Державні інспектори держінспекцій здійснюють державний нагляд, реєструють вказані вище об'єкти, проводять в установленому порядку розслідування обставин і причин аварій і випадків виробничого травматизму, аналізують разом з місцевими установами охорони здоров'я і санітарно-епідеміологічної служби стан профзахворюваності на підприємствах, вносять пропозиції щодо їх попередження, вирішують інші питання, пов'язані з управлінням охороною праці на підприємствах. Вони згідно з посадовими обов'язками мають право:

- перевіряти без перешкод у будь-який час стан охорони праці на підприємствах (в установах, організаціях);

- направляти (видавати) їх керівникам обов'язкові для виконання розпорядження (приписи) про усунення порушень і недоліків в області охорони праці;

- зупиняти експлуатацію з накладанням пломб як окремих робочих місць і видів обладнання, так і підприємств у цілому;

- накладати на підприємства штрафи;

- притягати до адміністративної відповідальності працівників, винних у порушенні вимог охорони праці;

- вирішувати інші питання, пов'язані із забезпеченням безпеки праці.

Оперативно виявити можливі відхилення від норм безпеки праці, перевірити виконання запланованих заходів та управлінських рішень можливо лише на підставі регулярного та об'єктивного контролю на підприємстві. Контроль має здійснюватися керівниками всіх рівнів управління виробництвом. При створенні безпечних умов праці на підприємстві значну роль також відіграє

громадський контроль¹, що провадиться громадськими інспекторами (представниками профспілок) або уповноваженими особами з питань охорони праці (у разі відсутності профспілки).

За дотриманням правил та норм безпеки на виробництві встановлені: державний; суспільний і відомчий нагляд та контроль.

Державний нагляд установлюється за дотриманням державних законодавчих та інших нормативних документів з охорони праці. Здійснює: комітет України по нагляду за охороною праці Міністерства охорони праці України; Державний комітет України по ядерної та радіаційної безпеки; органи державного пожежного нагляду управління пожежної охорони Міністерства внутрішніх справ України; органи та установи санітарно-епідеміологічної служби Міністерства охорони здоров'я України.

Органи державного контролю не залежать від яких-небудь господарчих органів, суспільних об'єднань, політичних формувань, місцевих державних адміністрацій та Рад народних депутатів, а діють згідно з положеннями, які затверджуються Кабінетом Міністрів України.

Інспектори мають право: безперешкодно у будь-який час відвідувати контролюємі підприємства для перевірки виконання законодавства з охорони праці, зупиняти експлуатацію підприємств, окремих цеховий, дільниць, які загрожують життю та здоров'ю людей, залучати до адміністративної та за наявності необхідних матеріалів через прокуратури до кримінальної відповідальності.

Суспільний контроль виконують трудові колективи, через обраних їми уповноважених з питань охорони праці та профспілки у особі своїх обраних органів та представників. Ці органи мають право: перевіряти на підприємствах, установах та організаціях дотримання законодавства про працю, перевіряти знання з охорони праці, розслідувати нещасні випадки, контролювати виконання Правил, Норм, Інструкцій.

Відомчий контроль здійснює Міністерство на підзвітних йому підприємствах.

Вищий нагляд за дотримуванням та правильним використанням законів з охорони праці покладено на Генерального прокурора України та підлеглих йому прокурорів.

Згідно з Кодексом законів про працю України за порушення законодавства про працю, правил, норми та інструкцій з охорони праці, передбачені наступні види відповідальності:

- дисциплінарна - зауваження, догана, звільнення;
- адміністративна - накладення штрафу інспекторами державного нагляду;
- кримінальна - за рішенням суду на осіб, з вини яких міг або виник нещасний випадок.

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання контролю за станом охорони праці на підприємстві по виготовленню приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Створення оптимальних комфортних умов у виробничих приміщеннях по виготовленню комп'ютерної системи діагностики функціонального стану легень людини та окремих його деталей є складною задачею, вирішити яку можна наступними заходами та засобами:

- Удосконалення технологічних процесів та устаткування.
- Впровадження нових технологій та обладнання, які не пов'язані з необхідністю проведення робіт в умовах інтенсивного нагріву дасть можливість зменшити виділення тепла у виробничі приміщення. Наприклад, заміна гарячого способу обробки металу — холодним, нагрів полум'ям – індуктивним, горнових печей – тунельними.
- Раціональне розміщення технологічного устаткування. Основні джерела теплоти бажано розміщувати безпосередньо під аераційним ліхтарем, біля зовнішніх стін будівлі і в один ряд на такій відстані один від одного, щоб теплові потоки від них не перехрещувались на робочих місцях. Для охолодження гарячих виробів необхідно передбачити окремі приміщення. Найкращим

рішенням є розміщення тепловипромінюючого обладнання в ізольованих приміщеннях або на відкритих ділянках.

– Автоматизація та дистанційне управління технологічними процесами. Цей захід дозволяє в багатьох випадках вивести людину із виробничих зон, де діють несприятливі фактори (наприклад автоматизоване завантаження печей в металургії, управління розливом сталі).

– Раціональна вентиляція, опалення та кондиціювання повітря. Вони є найбільш розповсюдженими способами нормалізації мікроклімату у виробничих приміщеннях. Так зване повітряне та водоповітряне душення широко використовується у боротьбі з перегріванням робітників в гарячих цехах.

Забезпечити нормальні теплові умови в холодний період року в надтогабаритних та полегшених промислових будівлях дуже важко і економічно недоцільно. Найбільш раціональним варіантом в цьому випадку є застосування променистого нагрівання постійних робочих місць та окремих ділянок. Захист від протягів досягається шляхом щільного закривання вікон, дверей та інших отворів, а також влаштуванням повітряних і повітряно-теплових завіс на дверях і воротах.

Раціоналізація режимів праці та відпочинку досягається скороченням тривалості робочої зміни, введенням додаткових перерв, створенням умов для ефективного відпочинку в приміщеннях з нормальними метеорологічними умовами. Якщо організувати окреме приміщення важко, то в гарячих цехах створюють зони відпочинку – охолоджувальні альтанки, де засобами вентиляції забезпечують нормальні температурні умови.

Для робітників, що працюють на відкритому повітрі зимою, обладнують приміщення для зігрівання, в яких температуру підтримують дещо вищою за комфортну. Застосування теплоізоляції устаткування та захисних екранів. В якості теплоізоляційних матеріалів широко використовуються: азбест, азбоцемент, мінеральна вата, склотканина, керамзит, пінопласт.

На виробництві застосовують також захисні екрани для відгородження джерел теплового випромінювання від робочих місць. За принципом захисту щодо дії тепла екрани бувають відбиваючі, поглинаючі, відвідні та комбіновані.

Хороший захист від теплового випромінювання здійснюють водяні завіси, що широко використовуються в металургії.

Важливе значення для профілактики перегрівання мають індивідуальні засоби захисту. Спецодяг повинен бути повітро- та вологопроникним (бавовняним, з льону, грубововняного сукна), мати зручний покрій. Для роботи в екстремальних умовах застосовуються спеціальні костюми з підвищеною теплосвітловіддачею. Для захисту голови від випромінювання застосовують дюралеві, фіброві каски, повстяні капелюхи; для захисту очей – окуляри – темні або з прозорим шаром металу, маски з відкидним екраном. Захист від дії зниженої температури досягається використанням теплового спецодягу, а під час опадів – плащів та гумових чобіт.

Вимоги виробничої санітарії обов'язково враховують при проектуванні виробничих приміщень, процесів та технологічного обладнання. При цьому зазначається, що в процесі виробництва приладу повинні бути відсутніми або мінімальними (нижче допустимих значень):

- виділення у повітря приміщень, атмосферу та стічні води шкідливих або з неприємним запахом речовин, а також виділення теплоти і вологості в робочих приміщеннях;

- шум, вібрація, ультразвук, електромагнітні хвилі радіочастот, статична електрика та іонізуючі випромінювання.

Відповідно до Закону України "Про охорону праці" (ст. 10) на роботах із шкідливими та небезпечними умовами праці, в особливих температурних умовах, в забрудненому середовищі робітникам та службовцям безплатно видаються спецодяг, спецвзуття та інші засоби індивідуального захисту. Перелік робіт та професій, що дають право на одержання 313, складається на основі галузевих норм адміністрацією підприємства та погоджується із місцевими органами Держгірпромнагляду по охороні праці. Порядок видачі, зберігання та використання 32230 визначається НПАОП 0.00-4.01-08 "Положення про порядок забезпечення працівників спеціальним одягом, спеціальним взуттям та іншими засобами індивідуального захисту" (наказ Держгірпромнагляду № 53 від 24.03.2008 р.).

Отже, дотримання вище наведених вимог забезпечать комфортні умови у виробничих приміщеннях по виготовленню приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини

4.3. Висновки до розділу 4

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання контролю за станом охорони праці на підприємстві по виготовленню приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано оптимальні комфортні умови у виробничих приміщеннях по виготовленню приладу для реєстрації та визначення частоти дихання людини.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра розв'язано актуальну задачу розробки приладу для здійснення процесу реєстрації частоти дихання людини та визначення її числових показників..

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено аналіз відомих приладів для реєстрації частоти дихання людини та подальшого визначення його числових показників, що забезпечило обґрунтування напряму дослідження.

2. Розроблено математичну модель приладу для реєстрації та визначення ЧД людини як перетворювач теплової енергії в електричний сигнал для теоретичного дослідження для теоретичного дослідження функціональності приладу.

3. На базі математичної моделі приладу для реєстрації та визначення ЧД людини розроблено його схеми структурну та електричну принципіву.

5. Здійснено процедуру параметричного синтезу приладу для реєстрації та визначення ЧД людини, що забезпечило вибір компонентної бази його.

6. Розроблено конструкцію приладу для реєстрації та визначення ЧД людини, проведено розрахунок механічної міцності та стійкості приладу та здійснено розрахунок теплових режимів.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Безпека життєдіяльності (забезпечення соціальної, техногенної та природної безпеки): Навч. посібник/ В.В. Бегун, І.М. Науменко. – К.: Видавництво УАННП “Фенікс”, 2004. – 328с.
2. Белинский В.Т. Пособие по учебному конструированию РЕА [Текст] / В.Т. Белинский — К.: Высшая школа, 1992.
3. Гаркави Л.Х., Квакина Е.Б., Уколова М.А. Адаптационные реакции и резистентность организма. – Ростов-на-Дону: Изд-во Ростовского ун- та, 1990. – 224 с.
4. Гжиров Р.И. Краткий справочник конструктора [Текст] / Р.И. Гжиров. – Л.: Машиностроение, 1983. – 464 с.
5. Горобец А.И. и др. Справочник по конструированию радиоэлектронной аппаратуры (печатные узлы). -К.: Техника, 1985. 312 с.
6. Гусев В.Г. Информационные свойства электрических параметров кожного покрова. – Уфа: Гилем, 1998. – 173 с.
7. ГОСТ 2.602-95. Единая система конструкторской документации. Ремонтные документы.
8. ГОСТ 2.701-84 ЕСКД. Схемы. Виды и типы. Общие требования к выполнению
9. ГОСТ 12.1.009-76. «ССБТ. Електробезпека. Терміни і визначення»
10. ДСТУ 2992-95 Вироби електронної техніки. Методи розрахунку надійності.
11. ДСТУ ГОСТ 2.601:2006 Єдина система конструкторської документації. Експлуатаційні документи.
12. Жидецький В.Ц. Основи охорони праці. Підручник — Львів: УАД, 2006 – 336 с.
13. Матвійків М.Д. Елементна база електронних апаратів [Текст]: підручник для студентів вищ. навч. закладів/ М.Д.Матвійків, В.М.Когут, О.М.Матвійків.- 2-ге вид.- Львів: Львівська Політехніка, 2007.- 428 с.
14. Мевис А.Ф., Несвижский В.В., Фефер А.И. Допуски и посадки

деталей радиолелектронной аппаратуры: Справочник / Под ред. О.А. Луппова. – М.: Радио и связь, 1984. -152с.

15. Методичні вказівки і завдання до курсового проектування з дисципліни "Основи побудови та застосування біотехнічних та медичних електронних апаратів"// Яворський Б.І., Микитин Г.В., Яворська Є.Б.— Тернопіль: ТДТУ імені Івана Пулюя, 2001.— 44 с.

16. Методичні вказівки для виконання практичних робіт з дисципліни “Елементна база електронних апаратів” для студентів за напрямом підготовки 6.050902 “Радіоелектронні апарати” // Хвостівський М.О. – Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2012. – 48 с.

17. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с.

18. Михайлівський Ю. Ергономіка. Основи конструювання: Тексти лекцій / Ю. Михайлівський, Н. Кузан, М. Пагута. – Дрогобич:РВВ ДДПУ, 2008 . – 268 с.

19. Мікропроцесорна техніка: Підручник/ Ю.І. Якименко, Т.О. Терещенко, Є.І. Сокол та ін. За ред. Т.О. Терещенко.- 2-ге вид.,- К: ІВЦ «Видавництво «Політехніка»; «Кондор», 2004.- 416 с.

20. Мэндл М. 200 избранных схем электроники: пер. с англ. 2-е изд., стереотип.,–М:–Мир,1985

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

22. Основи охорони праці: Підручник. 2-ге видання / К.Н.Ткачук, М.О.Халімовський, В.В.Зацарний та ін. – К.: Основа, 2006 – 448 с.

23. Полупроводниковые приемно-усилительные устройства: справ. радиолюбителя /Р.М. Терещук, К.М. Терещук, С.А. Седов. - 4-е изд. стер.- Киев: Наук, думка, 1988. – 800с.: ил. – Библиогр.: с.765-800.

24. Справочник разработчика и конструктора РЭА: Элементная база. Книга 2. – М.: ТОО “Прибор“, 1994. – 148 с.

25. Тагильцев А.А. Акустические эффекты в системе дыхания человека при форсированном выдохе / В.И. Коренбаум, А.А.Тагильцев, Ю.В.Кулаков // Акуст. журн,1997. – Т. 43. – № 1. С.78–86.
26. Терещук Р. М. и др. Полупроводниковые приемоусилительные устройства: Справочник радиолюбителя / Р. М. Терещук, К. М. Терещук, С. А. Седов.– 4-е изд., стер.— Киев: Наук. думка, 1989.— 800 с., ил.— Библиогр.: с. 795—800.
27. Уваров А.С. P-CAD. Проектування і конструювання електронних пристроїв / А.С. Уваров. – М.: «Гаряча лінія-Телеком», 2004. - 760с.
28. Усатенко С.Т., Каченюк Т.К. «Выполнение электрических схем ЭСКД». – М: “Издательство стандартов”, 1989.
29. Фрумкин Г.Д. Расчёт и конструирование радиоаппаратуры. – М.: Высшая школа, 1989.
30. Цыкина А. В. Проектирование транзисторных усилителей низкой частоты: [учеб. пособие для техникумов связи] / А.В. Цыкина . - М.: Связь, 1968. - 184 с
31. Южаков А.М., Днеетрова Г.И., Зуева М.В. Применение метода чрезкожной электростимуляции при различной глазной паталогии // Проблемы нейрокибернетики. – Ростов- на-Дону. – 1992. – С. 119 – 120
32. Яворська Є.Б. Методичні вказівки до курсової роботи з дисципліни «Експлуатація і ремонт ЕМА» для студентів спеціальності 7.05090204 «Біотехнічні та медичні апарати і системи» / Є.Б. Яворська. – Тернопіль: ТНТУ, 2013
33. Яворський Б.І. Математичні основи радіоелектроніки / Б.І.Яворський. - Тернопіль: ТПІ, 1996. -382 с.
34. Яворський Б.І. Теоретичні основи побудови електронних апаратів та систем [навчальний посібник] / Б.І. Яворський, Є.Б. Яворська. – Тернопіль: ТДТУ імені Івана Пулюя, 2004. – 410 с.
35. k502.xai.edu.ua/lib/upros/ebp.pdf – Биотехнические системы: теория и проектировани / [Ахутин В.М., Немирко А.П., Першин Н.Н., Пожаров А.В., Попечителей Е.П., Романов С.В.]. – Оренбург:ГОУ ОГУ, 2008. – 204 с.

36. <http://www.spiro.ru/> - Спірограф SP-3000

37. <http://www.spirometry.com/RUS/Products/SpiroBank2.asp> -

Портативний спірометр SpirobankG

38. <http://heaco.ua/monitor/78-sp10.html> - Портативний спірограф HEACO SP10

39. <http://www.monitor-ltd.ru/spirograf-s-vstroennyim-termoprinterom> -
Спірограф мікропроцесорний портативний SMP-21/01-RD

40. <http://www.atmel.com/images/doc2503.pdf> - документація на
мікроконтролер ATMEGA32

41. <https://learn.adafruit.com/downloads/pdf/nokia-5110-3310-monochrome-lcd.pdf> - документація на LCD-дисплей NOKIA3310

Додаток А.
Технічне завдання

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедру БТ
Є.Б.Яворська
“ ___ ” _____ 2020р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини

Узгоджено:

Керівник кваліфікаційної роботи
к.т.н., доц., доц. каф. БТ
Хвостівський М.О. _____
“ ___ ” _____ 2020 р.

Виконавець:

Студент групи РБм-61
Уніят С.В.
“ ___ ” _____ 2020 р.

Тернопіль, 2020 р.

1 НАЗВА РОБОТИ І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

- 1.1 Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини
- 1.2 Підставою для виконання роботи є наказ по університету, протокол № 4/7-793 від "02" листопада 2020 р

2 ВИКОНАВЕЦЬ

2.1 Студент групи РБм-51 кафедри БТ Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Уніят Сергій Васильович

3 МЕТА РОБОТИ

- 3.1 Розробка та дослідження математичної моделі приладу;
- 3.2 Розробка структурної схеми приладу;
- 3.2 Розробка схеми електричної принципової приладу;
- 3.2 Розробка конструкції приладу.

4 ВИХІДНІ ДАНІ ДО КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

- 4.1 Схема структурна приладу;
- 4.2 Схема електрична принципова приладу;
- 4.3 Вузли і блоки приладу згідно ОСТ.4ГО.054.089.
- 4.4 ГОСТ 15150-82, ГОСТ 20790-82 виконання приладу відповідно до умов експлуатації.
- 4.5 Собівартість не більше 1000 грн., річна програма випуску 500 шт.

5 ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ ДО ПРИЛАДУ

Виріб повинен відповідати наступним вимогам:

- 5.1 Чутливість до зміни температури дихання повинна бути не більше 1 °С;
- 5.2 Температурний коефіцієнт нестабільності повинен бути не більше 1мВ на 1 °С;
- 5.3 Надійне функціонування приладу повинне зберігатися при температурі навколишнього середовища до 36 °С;
- 5.4 Повинен живитися від напруги 5В;
- 5.5 Потужність споживання – не більша 1 Вт;
- 5.6 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.).
- 5.7 Час встановлення робочого режиму повинен не перевищує 0,1 хв;
- 5.8 Вимоги до умов експлуатації повинні бути:
 - a. Кліматичні умови за ГОСТ 15150-69, УХЛ 4,1;
 - b. Температура навколишнього середовища від +10°С до + 35°С

с. Відносна вологість повітря 80 % при $t=25^{\circ}\text{C}$

5.9 Вимоги до надійності повинні бути:

а. виріб повинен відповідати вимогам ГОСТ 23256-86;

б. час напрацювання на відмову повинен бути не менше 2000 годин.

Примітка: габаритні розміри приладу уточнюються в процесі розробки конструкції.

6 ПРОЕКТНІ ЗАДАЧІ

6.1 Аналіз відомих приладів;

6.2 Аналіз структурної схеми;

6.3 Аналіз схеми електричної принципової;

6.4 Аналіз схеми електричної принципової;

6.5 Розробка конструкції приладу.

7 ОХОРОНИ ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

11 ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

11.1 Конструкторська документація повинна відповідати вимогам ЄСКД, ДСТУ, ЄСТД.

11.2 Комплект конструкторської документації повинен складатися з:

а) пояснювальна записка;

б) схема структурна приладу;

в) схема електрична принципова приладу;

г) складальне креслення друкованого вузла;

д) креслення друкованої плати;

е) складальне креслення приладу;

12 Виконавець зобов'язаний представляти результати роботи згідно календарного плану.

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

Додаток Б

Схема структурна електрична приладу

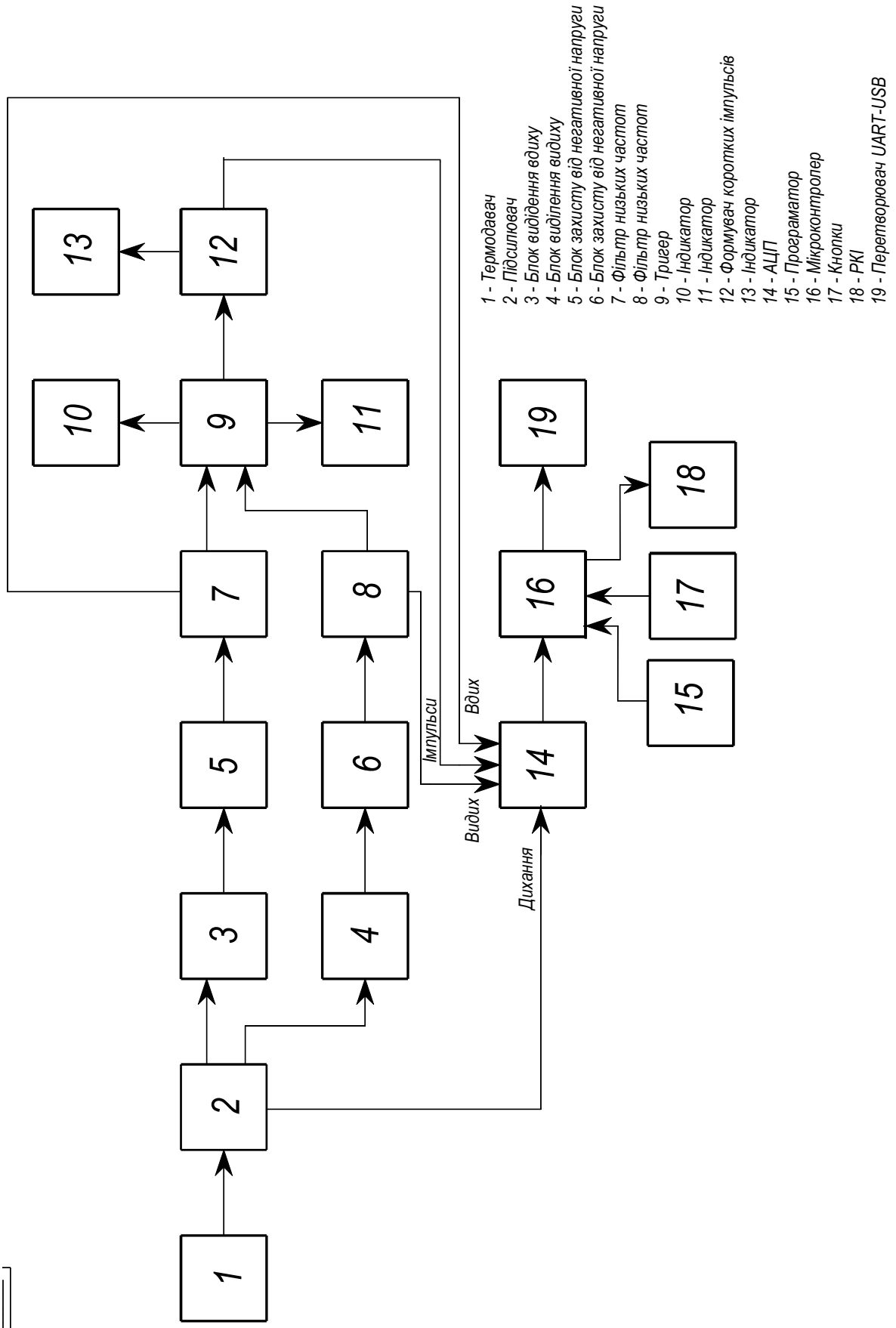


Рис. Б.1. Схема структурна електрична приладу

Додаток В

Схема електрична принципова приладу

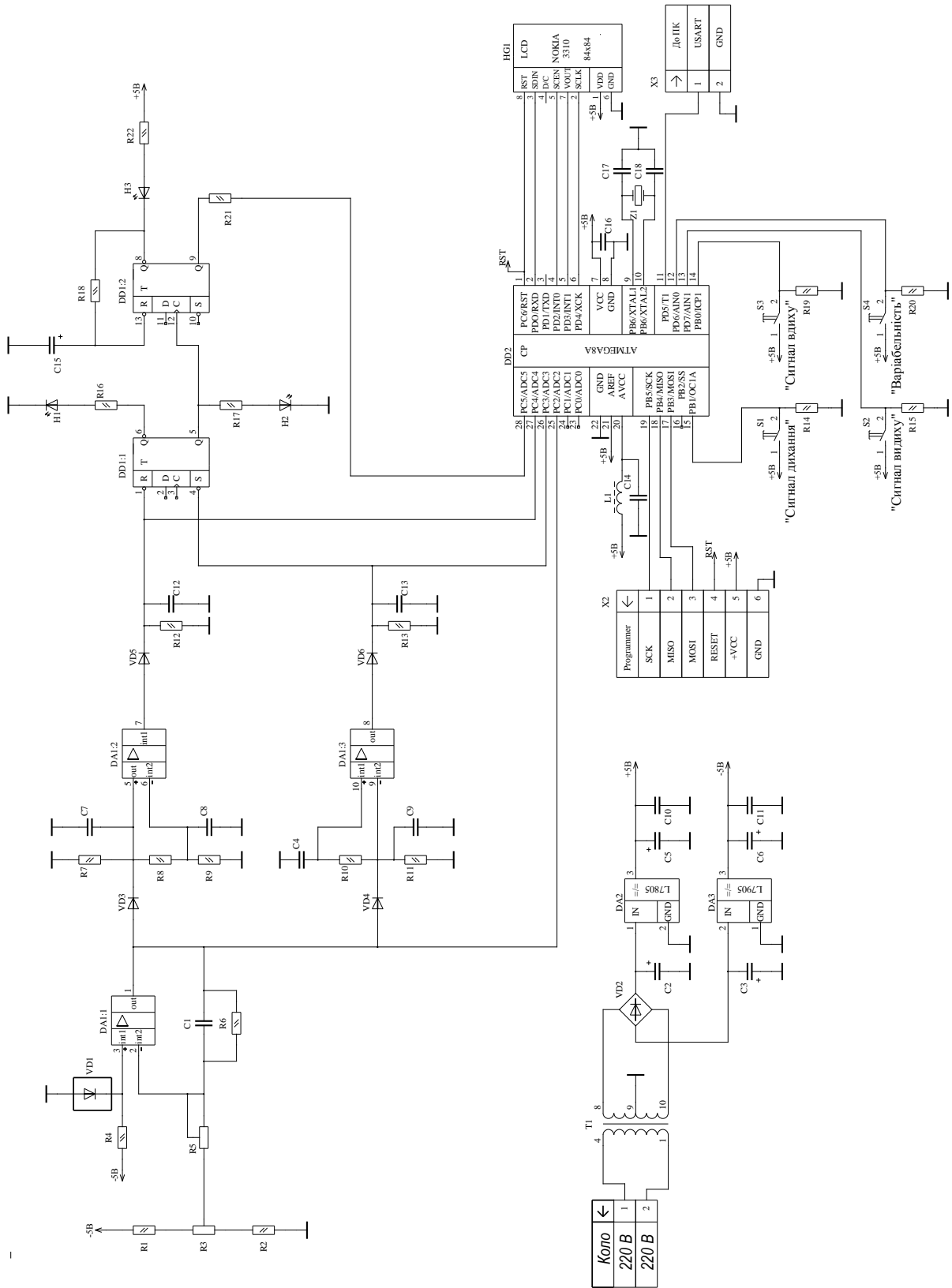


Рис. В.1. Схема електрична принципова приладу

Додаток Г

Перелік елементів до схеми електрично принципової приладу

Поз. познач.	Найменування				Кіл.	Примітка		
	Конденсатори							
	0805 «Phicom»							
	ЕСАР-GS «Сар Хон»							
C1	0805 0,01 мкФ±5%				1			
C2,C3	ЕСАР-GS-100мкФ±20%-16В				2			
C4	0805 0,22пФ±5%				1			
C5,C6	ЕСАР-GS-10мкФ±10%-16В				2			
C7,C9	0805 0,1 мкФ±5%				2			
C8	0805 1,5 мкФ±5%				1			
C10,C11	ЕСАР-GS-1мкФ±10%-16В				2			
C12-C14	0805 0,1 мкФ±5%				3			
C15	ЕСАР-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		
					УСВ 2.008.001 ПЕЗ			
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата	Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини Перелік елементів	Літ.	Арк.	Аркуші
Перевірів	Уніят С.В.						1	3
Перевір.	Хвостівський							
Н. Контр.	Паляниця Ю.							
Затверд.	Яворська Є.Б.							
Рецензент						ТНТУ, гр. РБм-61		

<i>Поз. познач.</i>	<i>Найменування</i>	<i>Кіл.</i>	<i>Примітка</i>
DD2	ATMEGA8A	1	ATMEL
	Світлодіоди та індикатори		
H1-H3	АЛ307Б аА0.336.076ТУ/04	3	
HG1	NOKIA 3310 84x84	1	NOKIA
	Дросель		
L1	EC24-R12K (0,12 мкГн±5%)	1	KLS
	Резистори		
	MF-12 «TOKEN»		
	KLS4-3296W «KLS electronic»		
R1	MF-12-0.125-1,6кОм±1%	1	
R2	MF-12-0.125-150Ом±1%	1	
R3, R5	KLS4-3296W-0.5-22кОм±10%	2	
R4	MF-12-0.125-5.1кОм±1%	1	
R6	MF-12-0.125-680кОм±1%	1	
R7, R11	MF-12-0.125-10кОм±1%	2	
R8, R10	MF-12-0.125-100кОм±1%	2	
R12,R13	MF-12-0.125-510Ом±1%	2	
R14,R15	MF-12-0.125-5.1кОм±1%	2	
R16	MF-12-0.125-1кОм±1%	1	
R17	MF-12-0.125-510Ом±1%	1	
R18	MF-12-0.125-10кОм±1%	1	
R19, R20	MF-12-0.125-5.1кОм±1%	2	
R21	MF-12-0.125-10кОм±1%	1	
R22	MF-12-0.125-510Ом±1%	1	
			<i>Арк.</i>
			2
<i>Змн.</i>	<i>Арк..</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>
			<i>Дата</i>
УСВ 2.008.001 ПЕЗ			

Додаток Д

Друкований вузол приладу

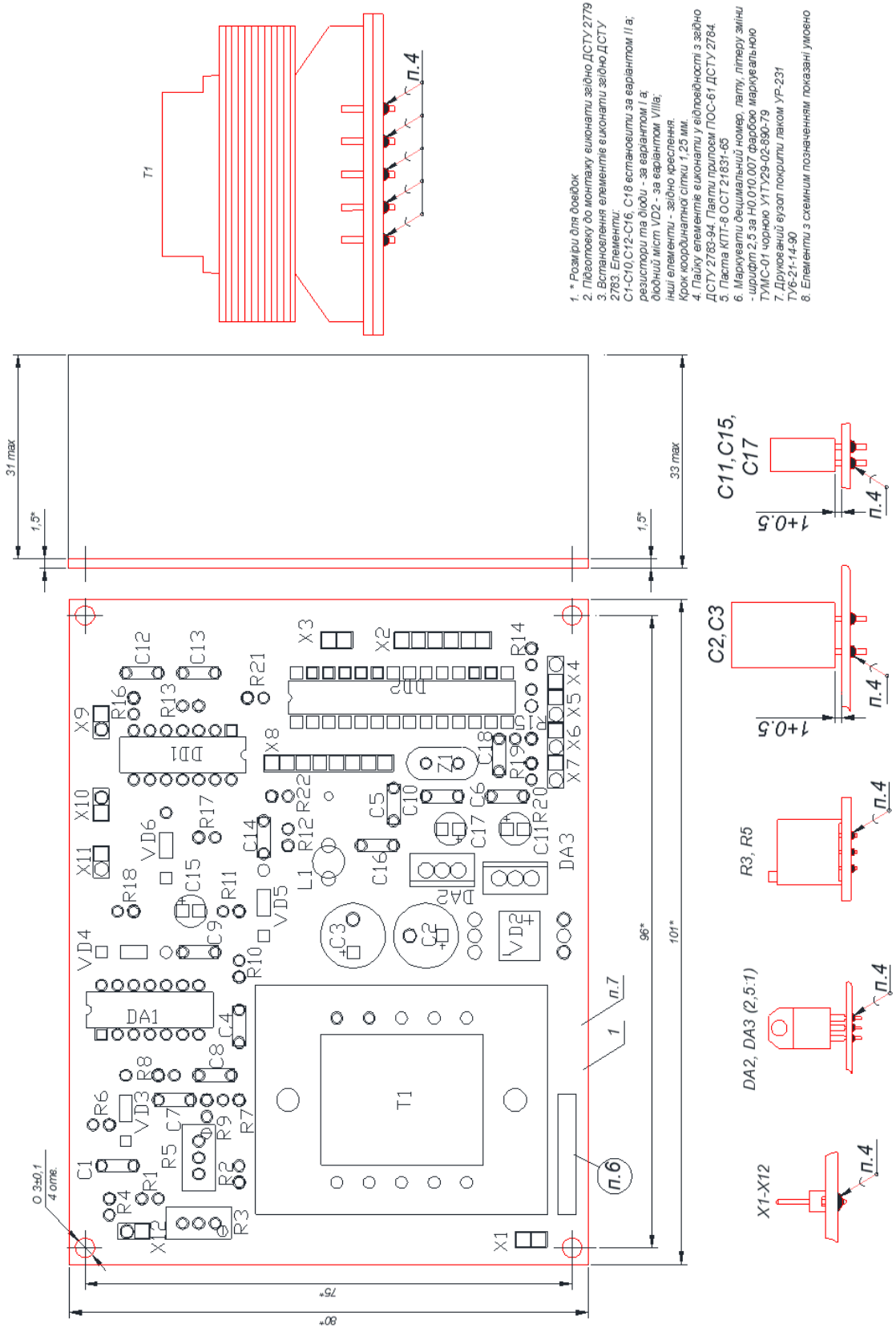


Рис.Д.1. Друкований вузол приладу

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		
				УСВ 2.008.001				
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата				
Розроб		Уніят С.В.			Прилад для реєстрації та визначення частоти дихання людини Специфікація	Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Хвостівський					1	3
Н. Контр.		Паляниця Ю.Б				ТНТУ, гр. РБм-61		
Затверд.		Яворська Є.Б.						
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» (0,12 мкГн±5%)	1	L1
				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
						Арк.
						2
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата	УСВ 2.008.001	

Додаток Є

Друкована плата приладу

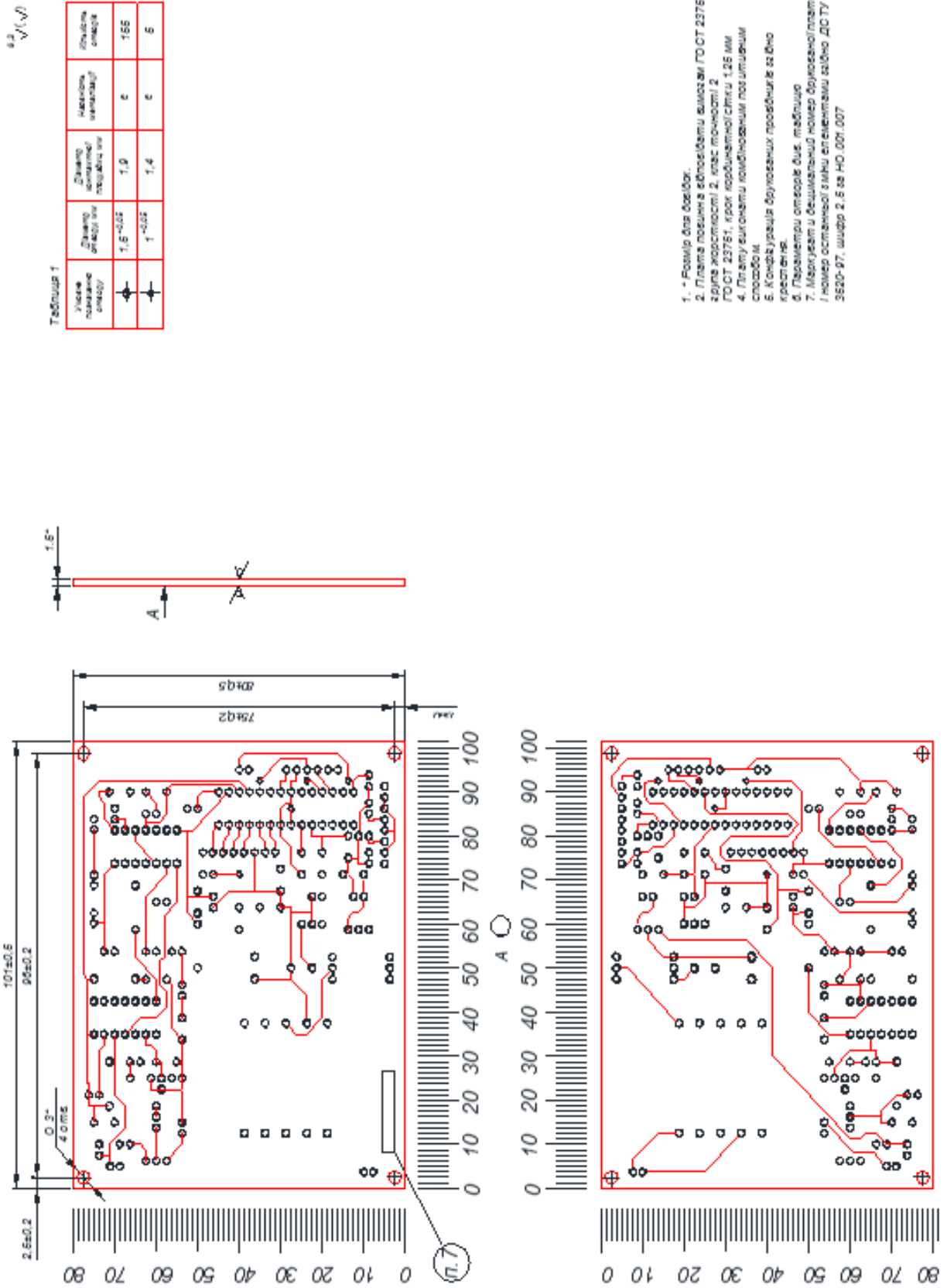


Рис.Є.1. Друкована плата приладу

Додаток Ж.

Копія тези конференції

III Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"

УДК 612:004.312:519.21

Заверуха А. – ст.гр. РБм-51, Уніят С. – ст.гр. РБм-51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

**МАТЕМАТИЧНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТЕХНІЧНОЇ
СИСТЕМИ ДЛЯ ВИДІЛЕННЯ БІОСИГНАЛІВ НА ФОНІ ЗАВАД**

Науковий керівник: к.т.н., доцент Хвостівський М.О.

Zaveruha A., Uniyat S.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

**MATHEMATICAL AND ALGORITHMIC SOFTWARE OF
TECHNICAL SYSTEM FOR DETECTION OF BIOSIGNALS ON THE
BACKGROUND NOISE**

Supervisor: Hvostivskyy M.

Ключові слова: біосигнал, математично-алгоритмічне забезпечення, завада, виділення
Keywords: biosignal, mathematical and algorithmic software, noise, detection

Стрімке спрямування розвитку неінвазивних методик медико-біологічного дослідження (ММБД) стану систем людини (СЛ) напряму пов'язано з проектуванням технічних засобів реєстрації та аналізу низьких за амплітудою біосигналів.

Наявність надійних технічних засобів забезпечують процедуру коректного діагностування стану СЛ, своєчасного контролю ефективності лікування СЛ та прогнозу патологічних змін у СЛ.

Підвищений рівень стохастичних завад при проведенні ММБД ускладнює процедуру проведення вимірювання амплітудних та часових параметрів біосигналів при будь-якому масштабі відображення зареєстрованого процесу.

На рис.1 зображено деякі з реалізацій зареєстрованих біосигналів без попередньої обробки та фільтрації щодо усунення завад.

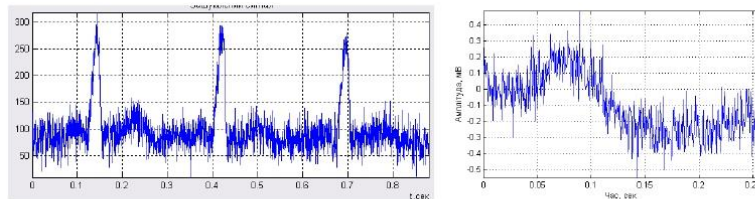


Рис.1. Реалізації зареєстрованих біосигналів на фоні завад

Як видно на рис.1 амплітудно-часові параметри біосигналів набувають випадкових значень під впливом різноманітного виду завад, що суттєво впливає в подальшому на результату точності діагностування стану СЛ.

Тому, підвищення показників діагностування стану СЛ за реалізаціями біосигналів шляхом розроблення ефективних методів, алгоритмів та програмного забезпечення для виділення їх на фоні завад є актуальною задачею в сфері біомедичної інженерії.

За модель як базової ланки «метод-алгоритм-ПЗ» використано адитивну суміш біосигналу та завади з параметрами білого шуму, який є найбільш вживаний при розв'язанні задач виявлення у засобах технічного характеру.

III Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"

$$\xi(t) = s(t) + n(t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (1)$$

де $s(t)$ - біосигнал без завад; $n(t)$ - завада з параметрами шуму Гауса.

Найоптимальнішим способом виділення біосигналів на фоні завад (1) є узгоджена фільтрація [1], яка забезпечує на своєму виході максимальне відношення сигнал/шум з комплексно-частотною характеристикою:

$$K(j\omega) = cS(j\omega) = c \sum_{t=0}^{T-1} s(t) \exp(-j\omega t), \quad (2)$$

де c - коефіцієнт підсилення фільтру $c = 1/|s_{\max}|$; T - тривалість біосигналу.

Імпульсна характеристика узгодженого фільтру (2) цілком визначається формою біосигналу («узгоджена» з біосигналом). Узгоджений фільтр виразу 2 на своєму виході формує в просторі часу сигнал вигляду:

$$q(j) = \sum_{i=0}^j h(t_i) \xi(t_i) = \sum_{i=0}^j v_i \xi(t_i), \quad j = \overline{0, N}, \quad t = t_0, t_1, \dots, t_{\max} \quad (3)$$

де $v_i = s(t_{\max} - t_i) / |s_{\max}|$ - нормовані коефіцієнти.

Алгоритм виділення біосигналу на фоні завад зображено на рис.2.

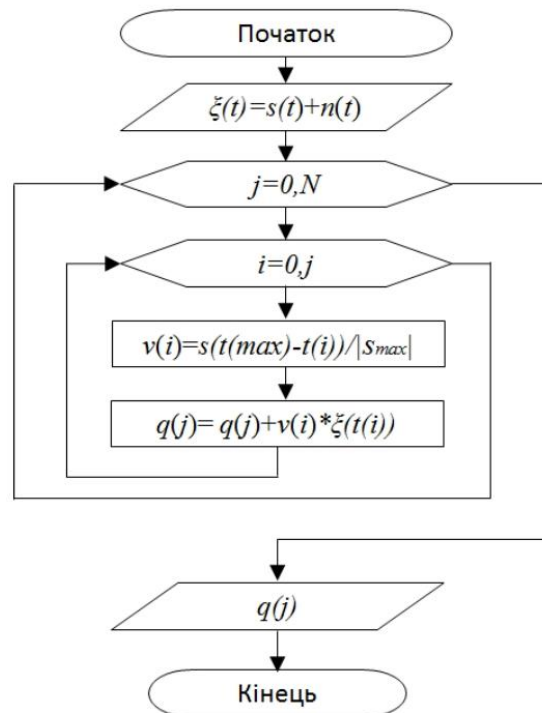


Рис. 2. Алгоритм виділення біосигналів на фоні завад

Розроблений алгоритм (рис.2) на базі математичних виразів (1-3) дає змогу розробити програмне забезпечення в різному середовищі (Java, C++, Matlab або інші) для комп'ютерних технічних систем при виділенні біосигналів на фоні завад.

Література

1. Тихонов В.И. Оптимальный прием сигналов / В.И.Тихонов. – М.: Радио и связь, 1983. – 320 с.