

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Прилад для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61  
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	(підпис)	Бородай О.М. (прізвище та ініціали)
Керівник	(підпис)	Ткачук Р.А. (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	(підпис)	Паляниця Ю.Б. (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	(підпис)	Яворська Є.Б. (прізвище та ініціали)
Рецензент	(підпис)	Дедів І.Ю. (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 Бородаю Олександрю Михайловичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Прилад для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами

Керівник роботи Ткачук Роман Андрійович, д.т.н., проф.

(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 \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи Технічне завдання на розробку приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Спеціальна частина

5. 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 та її експериментальне дослідження;

3. Схема структурна електрична приладу;

4. Схема електрична принципова приладу

5. Блок-схема роботи мікроконтролера;

6. Друкований вузол приладу;

7. Друкована плата приладу

8. Техніко-економічні показники приладу;

9. Висновки



## АНОТАЦІЯ

Тема дипломної роботи: «Прилад для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами» // Кваліфікаційна робота // Бородай Олександр Михайлович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2020 // с. – 104, рис. – 41, табл. – 13, додат. – 9, бібліогр. – 27.

Ключові слова: ПРИЛАД ДЛЯ СТИМУЛЯЦІЇ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ ЕЛЕКТРИЧНИМИ ІМПУЛЬСАМИ, ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ, МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ, СХЕМА СТРУКТУРНА, СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА, КОНСТРУЮВАННЯ, ТЕХНОЛОГІЧНИЙ ПРОЦЕС ВИРОБНИЦТВА, ЕКСПЛУАТАЦІЙНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ, ЕКОНОМІЧНІ РОЗРАХУНКИ.

Дипломну роботу присвячено розробці приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами з покращеними техніко-економічними показниками у порівнянні із аналогами, які є присутніми на ринку медичних приладів.

З метою теоретичного дослідження функції приладу у середовищі MATLAB як базового засобу експериментального дослідження побудовано його математичну модель у вигляді послідовності прямокутних імпульсів зсунутих в часі з параметрами із змінними параметрами амплітуди, частоти, тривалості імпульсів та загального часу генерації імпульсів.

На основі математичної моделі приладу розроблено його схему структурну та схему електричну принципову. Проведено параметричний синтез приладу та обґрунтовано вибір компонентної бази. Розроблено конструкцію приладу, зокрема вибрано тип корпусу, проведено розрахунок механічної міцності та стійкості приладу і здійснено перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу та оптимізовано теплові режими.

## ANNOTATION

The theme of the thesis: "Device for human muscles stimulating with electrical impulses" // Qualification work // Boroday Oleksandr Mykhaylovych // Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RBm-61 // Ternopil, 2020 // p. – 104, fig. – 41, tab. – 13, Add – 9, Ref. – 27.

Keywords: INSTRUMENTS FOR STIMULATING MUSCLE MAN ELECTRICAL IMPULSES SPECIFICATION, MATHEMATICAL MODEL, SCHEMATICS STRUCTURAL SCHEME ELECTRIC CONCEPT, DESIGN, PRODUCTION PROCESSES, PERFORMANCE, ECONOMIC CALCULATIONS.

The thesis is devoted to the development of a device for stimulating human muscles with electrical impulses with improved technical and economic performance compared to analogues that are present in the market of medical devices.

In order to theoretically study the function of the device in MATLAB as a basic tool for experimental research, its mathematical model in the form of a sequence of rectangular pulses shifted in time with parameters with variable parameters of amplitude, frequency, pulse duration and total pulse generation.

Based on the mathematical model of the device, its structural scheme and basic electrical scheme are developed. The parametric synthesis of the device is carried out and the choice of component base is substantiated. The design of the device is developed, in particular the type of the case is chosen, the calculation of mechanical durability and stability of the device is carried out and the test calculation of modes of heat and mass transfer is carried out and the thermal modes are optimized.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1. Аналіз технічного завдання.....	10
1.2. Аналіз відомих приладів.....	12
1.2.1. Апарат «ТРЕНАР-01».....	12
1.2.2. Нейростимулятор «Стимуплекс HNS 12».....	14
1.2.3. Портативний прилад «Радіус-01».....	16
1.2.4. Апарат для електроміосимуляції «АЕСТ-01».....	17
1.2.5. Актуальність розробки приладу для електростимуляції м'язів людини.....	19
1.3. Висновки до розділу 1.....	19
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	20
2.1. Конструкторський аналіз схемо-технічного рішення приладу.....	20
2.1.1. Конструкторський аналіз структурної схеми.....	20
2.1.2. Конструкторський аналіз схеми електричної принципової.....	22
2.1.3. Параметричний синтез приладу.....	29
2.1.3.1. Розрахунок перетворювача напруги.....	29
2.1.3.2. Розрахунок генератора імпульсів на елементах 2І-НЕ та його моделювання.....	32
2.1.3.3. Розрахунок генератора на мікросхемі К176ИЕН5 та його моделювання.....	34
2.1.3.4. Розрахунок вихідного підсилювача.....	34
2.1.3.5. Обґрунтування та вибір компонентної бази.....	39
2.2. Розробка конструкції приладу.....	49
2.2.1. Вибір типу корпусу.....	49
2.2.2. Розрахунок механічної міцності та стійкості приладу.....	52
2.2.3. Перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу та оптимізація теплових режимів.....	56
2.3. Висновки до розділу 2.....	61

РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	62
3.1. Теоретичне дослідження математичної моделі приладу.....	62
3.2. Експериментальне дослідження моделі приладу.....	64
3.3. Економічні розрахунки.....	67
3.4. Висновки до розділу 3.....	71
РОЗДІЛ 4. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	72
4.1. Оцінювання експлуатаційних показників приладу.....	72
4.2. Обґрунтування УДК роботи.....	77
4.3. Висновки до розділу 4.....	78
РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	79
5.1. Охорона праці.....	79
5.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	82
5.3. Висновки до розділу 5.....	84
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	85
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	86
ДОДАТОК А. Технічне завдання.....	89
ДОДАТОК Б. Схема структурна електрична приладу.....	92
ДОДАТОК В. Схема електрична принципова приладу.....	93
ДОДАТОК Г. Перелік елементів до схеми електрично принципової приладу.....	94
ДОДАТОК Д. Блок-схема роботи мікроконтролера.....	97
ДОДАТОК Е. Друкований вузол приладу.....	98
ДОДАТОК Є. Специфікація до друкованого вузла приладу.....	99
ДОДАТОК Ж. Друкована плата приладу.....	102
ДОДАТОК З. Копія тези конференції.....	103

## ВСТУП

**Актуальність роботи.** Згідно наукових досліджень встановлено, що малорухливий спосіб життя призводить до появи нових захворювань через порушення обміну енергією між біологічно активними точками. Інколи малорухливість, яка веде до ослаблення і навіть атрофії м'язів, буває вимушеною, вона може бути пов'язана з наявністю захворювань, при яких фізичні навантаження протипоказані або неможливі.

Для того щоб не розвивалася атрофія м'язів, був винайдений прилад для стимуляції м'язів людини [5]. Цей прилад покращує кровопостачання тканин і розігріває їх. Даний прилад просто незамінний для людей, що проходять реабілітацію після травм хребта, а також для паралізованих хворих. Крім того, його з успіхом застосовують при захворюваннях суглобів, що супроводжуються обмеженням рухливості.

На ринку медичної електронної техніки представлений широкий ряд приладів для стимуляції м'язів людини, а саме таких фірм, як: НВП “Електронмаш” [24], В. Braun Melsungen A [25], ТОВ «КЛЭР» [26], ТОВ «Науково-методичний центр «Медінтех» [27] та інші.

Оскільки, відомі прилади характеризуються або високими вартісними показниками, або недоліками, тому існує необхідність розробки приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, який міг би працювати як в автономному режимі, і вартість якого була би нижчою від вартості відомих аналогів.

**Мета і завдання дослідження.** Метою дослідження є розробка приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами:

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

1. Провести аналіз відомих приладів для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами з метою обґрунтування напрямку дослідження.
2. Розробити математичну модель приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами як основу теоретичного дослідження функції приладу.



3. Провести експериментальне дослідження математичної моделі приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами засобами MATLAB.

3. На базі математичної моделі приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами розробити його схеми структурну та електричну принципову.

5. Здійснити процедуру параметричного синтезу приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

6. Розробити конструкцію приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

7. Оцінити експлуатаційні характеристики приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

**Об'єкт дослідження:** процес розробки приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

**Предмет дослідження:** схемотехнічні та конструкторські рішення в галузі медичного приладобудування.

**Методи дослідження:** аналогова та цифрова схемотехніка, мікропроцесорна схемотехніка, методи конструювання, технологія виробництва, Matlab

**Практичне значення одержаних результатів.** Розроблений прилад дає змогу здійснити процедуру стимуляції м'язів людини електричними імпульсами з метою відновлення функціональності м'язів людини.

#### **Публікації.**

Викладені в роботі результати доповідалися та обговорювалися на III Всеукраїнській науково-практичній конференції молодих вчених та студентів «Сучасні інформаційні системи та технології» (м.Херсон, 30 листопада 2020 р.).

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1. Аналіз технічного завдання

Вихідним основним документом при розробці приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами є технічне завдання. Вимоги, які формуються по відношенню до конструктивних рішень приладу передусім визначаються галуззю використання, поясненнями, умовами експлуатації та типом виробництва. Вказані вимоги зводять у технічне завдання (ТЗ) при розробці приладу (додаток А).

На підставі результатів аналізу ТЗ встановлено, що проектуючий прилад віднесено до класу радіоапаратури наземного типу. Щодо використання прилад віднесено до групи приладів переносного типу та професійної підгрупи. У відповідності до групи використання прилад має змогу працювати в закритому приміщеннях із природньою вентиляцією без застосування кондиціонерів, тобто в нерегулярно опалювальних приміщеннях.

У відповідно до ТЗ при значеннях відносної стійкості щодо впливу клімату прилад віднесено до виконання кліматичного УХЛ 4.2 при наступних умовах експлуатації:

- діапазон температури в межах  $[-55^{\circ}\text{C}; +125^{\circ}\text{C}]$ ;
- вологість повітря не перевищує 80% при температурі  $+25^{\circ}\text{C}$ ;
- діапазон атмосферного тиску 80-100кПа;
- навантаження механічні у відповідності до ГОСТ 20790-82.

При аналізі ТЗ встановлено, що прилад по за класом захисту по електробезпеці повинен відповідати першому класу захисту. За рівнем захисту щодо ураження електричним струмом прилад повинен відповідати класу В без обов'язкового заземлення.

Конструктивне виконання приладу повинне мати форму прямокутну з розмірами не великих габаритів. Схема принципова електрична повинна

бути реалізованою на платі друкованої, яку буде змога розмістити в середині корпусу. Вагові показники приладу не повинні перевищувати 400 грам.

Щодо вимог до надійності, радіоелементи мають володіти максимальним терміном служби при мінімальній інтенсивності відмови для забезпечення підвищеної надійності приладу в цілому.

З точки зору естетики та ергономіки конструктивне рішення приладу має відповідати силовим, швидкісним і рецепторним можливостям людини. Усі елементи візуалізації та керування конструктиву приладу мають бути локалізовані на передній панелі з відповідними підписами, які відображають режими роботи.

Умови зберігання проектованого приладу повинні відповідати вимогам ГОСТ 15150-82, а саме групі зберігання «Г» у приміщеннях, які провітрюються.

Отже, прилад для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами повинен відповідати вимогам:

- Вихідна напруга на електродах не повинна перевищувати 100 В;
- Тривалість пачок імпульсів повинна бути в межах від 1 до 70 сек;
- Період пачок імпульсів повинен бути в межах від 1 до 100 Гц;
- Тривалість імпульсів повинна бути в межах від 50 до 250 мксек;
- Візуалізація параметрів діючих імпульсів;
- Повинен живитися від напруги 5В;
- Блок повинен зберігати працездатність при температурі повітря від 10 °С до 30°С і дії відносної вологості до 80% при температурі 25°С;
- Маса приладу не повинна перевищувати 400 г.
- Час встановлення робочого режиму повинен не перевищувати 2 с;
- Споживана потужність апарату, не більше 25 ВА;
- Час встановлення робочого режиму повинен не перевищує 0,1 хв;
- Вимоги до умов експлуатації повинні бути:
  - Кліматичні умови за ГОСТ 15150-69, УХЛ 4,1;
  - Робоча температура становить (10-35)°С
  - Відносна вологість повітря 80 % при  $t=25^{\circ}\text{C}$

– Вимоги до надійності повинні бути:

- виріб повинен відповідати вимогам ГОСТ 23256-86;
- час напрацювання на відмову повинен бути не менше 9000 годин.

Враховуючи поставлені вимоги до характеристик при проектуванні, прилад буде повністю відповідати необхідним вимогам та задовольнити потреби користувача.

## 1.2. Аналіз відомих приладів

1.2.1. Апарат «ТРЕНАР-01». Державне НВП “Електронмаш” спільно з міжнародним центром ІТС розробили прилад для стимуляції з біологічним керуванням ТРЕНАР-01 (Україна, м.Київ) [24], який зображено на рис.1.1.



Рис.1.1. Прилад для стимуляції з біологічним керуванням ТРЕНАР-01 [24]

Прилад ТРЕНАР-01 у відповідності до технічних умов (ТУ У 33.1-24741741-002:2008) пройшов успішно клінічні та технічні випробування, які внесено до Держреєстру медтехніки України і має дозвіл на використання у медичній сфері (свідоцтво №13235/2013).

В процесі клінічної експертизи, яку було проведено на базі лікарні №3 міста Києва, прилад продемонстрував виявився ефективним та безпечним при його експлуатації. Було відзначено, що невеликі розміри приладу забезпечують зручність його використання при розв'язанні задач своєчасної реабілітації в палаті біля пацієнта і в тому числі в процесі лікування в домашніх умовах.

Апарат «ТРЕНАР-01» є лікувальним технічним засобом, який реалізує різні режими тренування рухів у відповідності до природніх програм, які розроблено на основі методики скорочень власних м'язів у стані норми або інших пацієнтів (інструктора). ТРЕНАР-01 розроблено з спрямованістю на масове використання в медичних закладах з врахуванням економічних можливостей медичних закладів України щодо їх оснащення новими технологіями.

Прилад «ТРЕНАР-01» має призначення:

- відновлення функцій руху пацієнтів, які є порушеними через перебіг важких захворювань м'язової та нервової систем;
- тренування рухів та м'язів людини: підтримка м'язів у тонусі, приріст силових показників м'язів;
- тренування м'язових волокон з дефіцитом навантаження в період гіподинамії та гіпокінезії.

Прилад забезпечує:

- мобілізація резервів організму щодо відновлення рухових функцій;
- адаптація тренувального завдання під функції рухів пацієнтів.

Сфера використання приладу: профілюючі медичні заклади – поліклініки, лікарні, реабілітаційні заклади, медичні центри спортивних закладів.

Техніко-функціональні можливості:

- за штучними імітаторами скорочень м'язів тренувальні рухи з різними ритмами,
- використання програм природнього характеру, які розроблено на основі м'язових скорочень здорових людей, для тренувальних рухів пацієнтів;

- використання складного тренування із використанням зворотних зв'язків біологічного характеру та візуального і звукового контролю щодо успішного його виконання,

- наявність двох каналів для електростимуляції,
- генерування стимулюючого сигналу у вигляді прямокутних радіоімпульсів з частотою від 10 Гц до 180 Гц;

- шпарування становить 10 з частотою заповнення 5кГц;

- пікова інтенсивність електростимуляції 50 мА;

- наявність таймеру з межами від 5 хв. до 30 хв.;

- загальне число програмних рухів – 3;

- потужність споживання приладу - не перевищує 3,5 ВА;

- електроживлення від блоку живлення напругою 9 В;

- розміри габаритні: 160x220x100 мм;

- клас захисту I,

- кліматичні умови використання: температура (10-35)°С, вологість повітря (40-80)% із температурою + 25°С; тиск атмосферний (84-107) кПа;

- термін служби складає до 7 років,

- тип - переносний.

Вартість: 15600 грн.

1.2.2. Нейростимулятор «Стимуплекс HNS 12». Виробник В. Braun Melsungen A (Німечина) виготовляє електричний стимулятор м'язів людини «Стимуплекс HNS 12» [25], який зображено на рис.1.2.



Рис.1.2. Електричний нейростимулятор «Стимуплекс HNS 12» [25]

Електричний нейростимулятор «Стимуплекс HNS 12» передусім призначений для покращення здійснення блокади нервових периферичних сплетінь.

Основні технічні характеристики приладу:

- Споживання – до 8 мА;
- Максимальна сила струму електростимуляції - 5 мА при 0-12 Ом;
- Максимальна напруга електростимуляції - 95 В;
- Частота повтору імпульсів - 1 Гц / 2 Гц з відхиленням  $\pm 1\%$ ;
- Часова тривалість імпульсу з відхиленнями  $\pm 1\%$ , мсек: 0,05; 0,1; 0,3; 0,5; 1;
- Навантажувальний опір становить від 0 Ом до 12 Ом;
- Точність вимірів сили струму становить  $\pm 0,02$  мА;
- Межі виміру опору становить від 1 кОм до 90 кОм для струму електростимуляції більше 0,5 мА;
- Точність виміру опору становить  $\pm 10\%$  для струму електростимуляції більше 1 мА та  $\pm 20\%$  для струму електростимуляції менше 1 мА.

Вартість: 37900 грн.

1.2.3. Портативний прилад «Радіус-01». Виробник ТОВ «КЛЭР» (Білорусія) здійснює виробництво портативного одноканального приладу «Радіус-01» [26], який зображено на рис.1.3.



Рис. 1.3. Портативний одноканальний прилад «Радіус-01»

Прилад «Радіус-01» призначено для процесу лікування різного роду захворювань шляхом електротерапії електричними низькочастотними. Прилад поєднує у своїх функціональності такі функції в сфері:

- гальванізація та електрофорез;
- діадинамотерапія;
- розширена ампліпульстерапія.

Прилад успішно використовується в профілактичних та лікувальних закладах санаторного типу, кабінетах стоматології, салонах косметології і при лікування в домашніх умовах.

Основні можливості щодо експлуатації:

- змога програмувати користувачем основних параметрів, які використовують при проведенні відповідних процедур;
- змога вибрати значення несучої від 2 кГц до 10 кГц з кроком 1 кГц;
- змога вибрати модулюючі частоти діапазону від 1 Гц до 150 Гц з кроком 1 Гц;
- автоматичне відключення після завершення процедур із плавним зменшення значення сили струму із звуковим супроводженням;



- відображення інформації на індикаторів;
- автоматичний перехід в стан нуля за значенням струм після завершення процедур;

- таймер проведення процедури в межах 0,5-60 хв;
- автоматизований захист пацієнта від впливу вищого рівня струму.

Прилад призначений у використанні при:

- захворюванні системи нервової з больовими відчуттями
- неврологічних проявах остеохондрозу хребта;
- захворюванні суглобів, ШКТ, легень, нирок;
- фантомних болях.

Прилад призначений також у сфері спортивної медицини при:

- міозитах, ударах, міальгіях, розтягуваннях;
- перевтомах, стресових станах та невротичних реакціях,

Основні технічні характеристики приладу подано у таблиці 1.1.

*Таблиця 1.1*

#### **Основні технічні характеристики приладу «Радіус-01»**

№	Параметр	Значення
1	потужність споживання	Не більше 30 Вт
2	сумарний час роботи	8 год.
3	розміри, не більше	190x 275x90 мм
4	загальна маса приладу	До 2,5 кг
5	клас захисту	II
7	струм впливу на пацієнта	до 80мА
8	Загальна кількість каналів	1

Вартість приладу складає 19404 грн.

1.2.4. Апарат для електроміосимуляції «АЕСТ-01». ТОВ «НМЦ «Медінтех» (Україна) здійснює випуск апаратів для електроміосимуляції «АЕСТ-01» [27], який зображено на рис.1.4.



Рис. 1.4. Апарат для електроміосимуляції «АЕЕСТ-01» [27]

Апарат призначено для реабілітації функції нервів та м'язів людини із фактором дії у вигляді імпульсних струмів. Під дією електричних імпульсних струмів здійснюється скороченість м'язових волокон, яка призводить до спалювання жирових тканин і активного виведення їх з людського організму з метою зменшення об'єму тіла та підвищення рівня тону м'язових тканин.

Основні технічні характеристики:

- частота пакету імпульсів: 1) 18,75; 2) 37,5; 3) 60-75; 4) 100 Гц;
- часовий період повтору пакетів: 1) 1; 2) 2; 3) 4 с;
- діапазон регулювання рівня електричних імпульсів для кожного каналу становить від 40 В до 100 В;
- загальна кількість становить 8;
- противофазний режим роботи каналів;
- тривалість електростимуляції становить від 1 хв до 99 хв;
- напруга живлення 220В;
- потужність споживана становить до 35 Вт.

Перелік результатів, які отримуються після використання апарату::

- покращення процесів трофічних;
- відновлення тону м'язового та підсилення лімфодренажної функції;
- силуетне моделювання.

Основні режими електростимулятора подано у таблиці 1.2.

**Режими електростимулятора апарату**

№	Частота проходження електроімпульсів в пакеті	Опис
1	18,75 Гц	Тонізуючий, спалювання жирів
2	37,5 Гц	Розслаблюючий
3	60-75 Гц	Протибольовий
4	9,4 Гц	Протибольовий після фізичних навантажень
5	20-40 Гц	Загальний імуномодельючий

Апарат зареєстровано в Україні. Вартість апарату становить 15840 грн.

1.2.5. Актуальність розробки приладу для електростимуляції м'язів людини. Розробка приладу для стимуляції м'язів людини є актуальною інженерною задачею оскільки прилад дає змогу покращити кровопостачання тканин з метою відновлення їх роботи для людей, що проходять реабілітацію після травм хребта, а також для паралізованих хворих.

Провівши аналіз відомих приладів для стимуляції м'язів людини, можна сказати дана галузь є досить розвиненою, а прилади, що представлені на ринку, уможливають процес стимуляції м'язів людини змінним струмом різної частоти.

Проте відомі прилади характеризуються високою вартістю, яка не є доступно для клініки державного рівня через низьке державне фінансування, тому розробка нового приладу є актуальною освітньо-професійною задачею.

### 1.3. Висновки до розділу 1

У розділі проаналізовано відомі прилади-аналоги, які характеризуються або високими вартісними показниками, або низькими споживчими якостями. На підставі аналізу встановлена необхідність розробки нового приладу для стимуляції м'язів людини змінним струмом, який забезпечив би функцію автоматизації процесу стимуляції і нижчу вартість у порівнянні із аналогами.

## РОЗДІЛ 2

### ОСНОВНА ЧАСТИНА

#### 2.1. Конструкторський аналіз схемо-технічного рішення приладу

2.1.1. Конструкторський аналіз структурної схеми. Базовим кроком для розробці схеми електричної принципової приладу є розробка його схеми структурної.

При розробці схеми структурної приладу необхідно встановити основні функціональні блоки та їх зв'язки між, вирішити спосіб щодо реалізації функцій приладу; визначити об'єм, вигляд подання, зберігання та буферизацію даних, спосіб вводу та виводу інформації між блоками та їх синхронізацію; способи досягнення необхідного рівня швидкодії.

На основі вище сформульованих функціональних особливостей розроблено структурну схему приладу для стимуляції м'язів людини, яку зображено на рисунку 2.1 та в додатку Б пояснювальної записки.

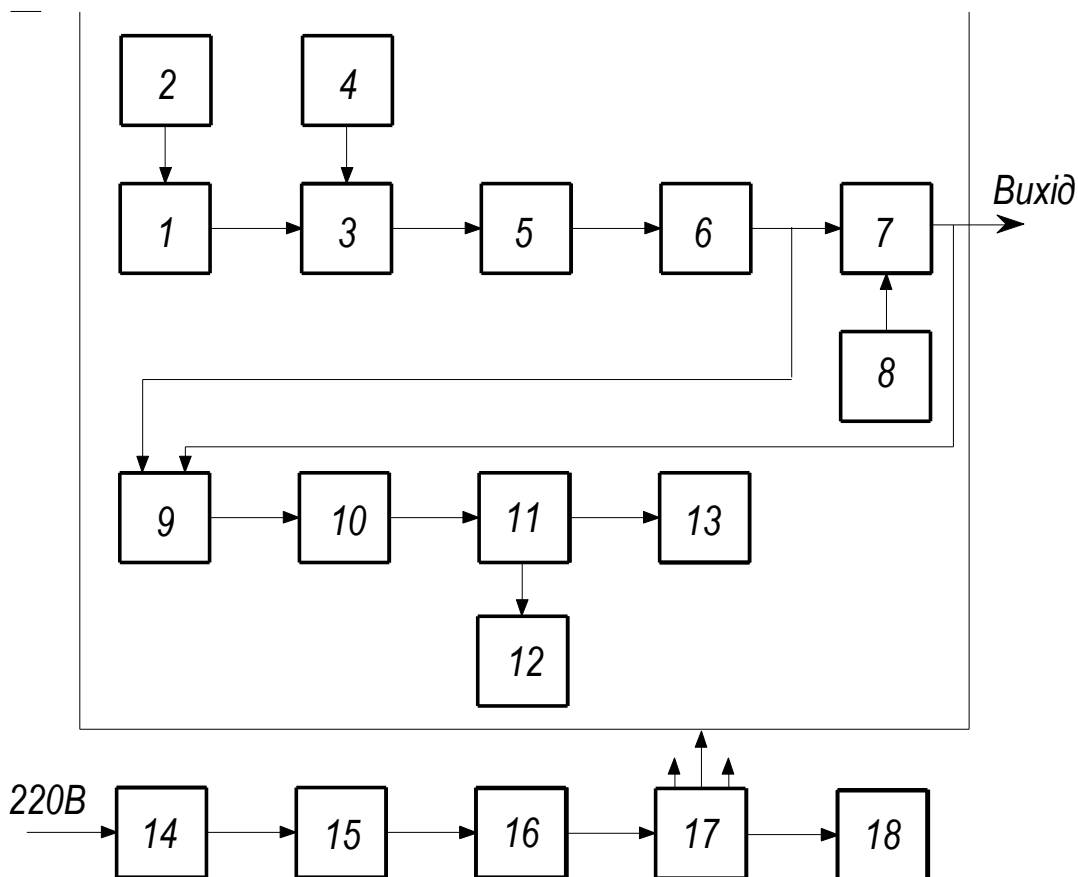


Рис. 2.1. Структурна схема електрична приладу

На рисунку 2.1 позначено:

- 1,3 - Генератор імпульсів
- 2,4 - Регулятор періоду імпульсів
- 5 - Регулятор тривалості вихідний імпульсів
- 6 - Формувач імпульсів
- 7 - Ключ
- 8 - Підвищуючий перетворювач напруги
- 9 - Подільник напруги
- 10 – АЦП; 11 - Мікроконтролер
- 12 - Світлодіодний індикатор; 13 - РКІ
- 14 - Понижуючий перетворювач напруги
- 15 – Випрямляч; 16 - Фільтр
- 17 – Стабілізатор; 18 - Світлодіодний індикатор

Стимулятор функціонально складається з генераторів імпульсів 1-4, блоку формування часової тривалості електричних імпульсів, блоку візуалізації, блоку перетворення напруги та підсилювача вихідного. Генератор імпульсів 1 на своєму виході формує електричні імпульси з часовим періодом тривалістю (1-70) сек.

Період електричних імпульсів регулюється блоком регулювання 2. Формовані імпульси з першого генератора 1 спричиняють запускання другого генератора 3.

Часовий період цих імпульсів встановлюється блоком регулювання 4. Таким чином, часова тривалість формовані імпульси першого генератора 1 заповнюються імпульсами з другого генератора 3. Часова пауза між пакетами імпульсів рівна половині часового періоду першого генератора. З метою регулювання суб'єктивних відчуттів, імпульси з виходу генераторів мають ідентичну тривалість, яку утворює формувач 6.

Часова тривалість вихідних електричних імпульсів задається регулятором 5 в межах 50-250 мкс. На виході формувача імпульсів 6 отримуються електричні негативні імпульси. З виходу формувача імпульсів 6 електричні імпульси подаються на вихідний підсилювач 7, який в часових паузах між

пакетами електричних імпульсів є відкритий, а в процесі проходження імпульсів є закритий.

Підвищувальний перетворювач напруги 8 забезпечує трансформацію низької напруги у високу до рівня 100 В, який увімкнений у навантажувальне коло вихідного підсилювача 7.

З виходу формувача імпульсів 6 та вихідного підсилювача 7 через подільник напруги 9 сигнали поступають на вхід мікросхеми АЦП 10 з метою їх оцифрування. Оцифровані сигнали подаються на вхід мікроконтролера 11, який обчислює частоту та рівень діючої напруги на пацієнта і виводить результат на рідкокристалічний індикатор 13. Процес генерування відображається блиманням світлодіодного індикатора 12

Живлення усіх блоків приладу забезпечується блоком живлення, який реалізований на блоках 14-18, а саме напруга 220В понижається до нижчої напруги за допомогою блоку 14, яка в подальшому випрямляється до постійної блоком 15, відфільтровується блоком 16 та стабілізується до постійного рівня блоком 17. Наявність живлення відображається на світлодіодному індикаторі 18.

2.1.2. Конструкторський аналіз схеми електричної принципової. На базі структурної схеми, яку зображено на рис.2.1 способом евристичного пошуку схемотехнічних рішень розроблено схему електричну принципову приладу.

Розроблену схему електричну принципову приладу зображено в додатку В пояснювальної записки.

Щодо функціональності прилад для стимуляції м'язів людини складається з таких вузлів:

- два генератори імпульсів,
- формувач тривалості імпульсів,
- перетворювач напруги, вихідного підсилювача
- вузол візуалізації.

Генератор імпульсів, реалізовано на мікросхемі DD1, на виході видає імпульси періодом від 1 секунди до 70 секунд (рис.2.2).

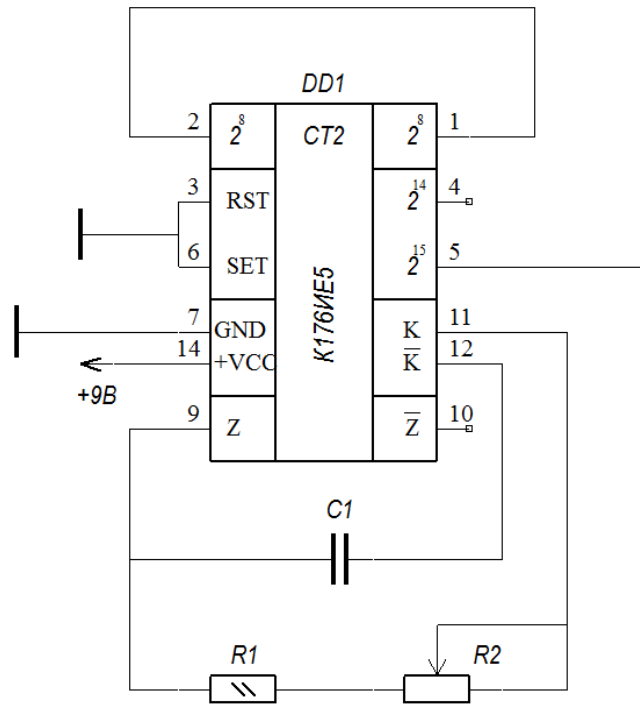


Рис. 2.2. 1-ий генератор імпульсів

Період імпульсів встановлюється резистором R2. Імпульси першого генератора запускають другий генератор, який реалізовано на елементах DD2.1, DD2.2 (рис.2.3).

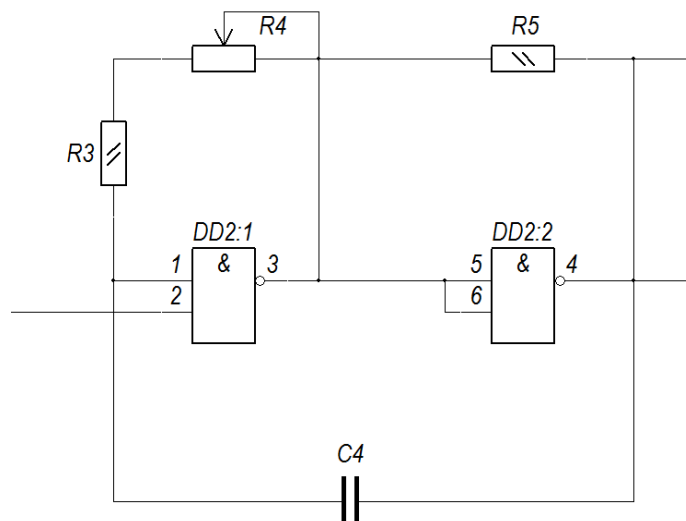


Рис.2.3. 2-ий генератор імпульсів

Період цих електричних імпульсів встановлюється резистором R4. Таким чином, тривалість імпульсів першого генератора заповнюється імпульсами

другого генератора. Пауза між пакетами імпульсів рівна половині часового періоду першого генератора. Для регулювання суб'єктивних відчуттів, вихідні електричні імпульси мають однакову часову тривалість, яку формує формувачем на елементах DD2.3, DD2.4 (рис.2.4).

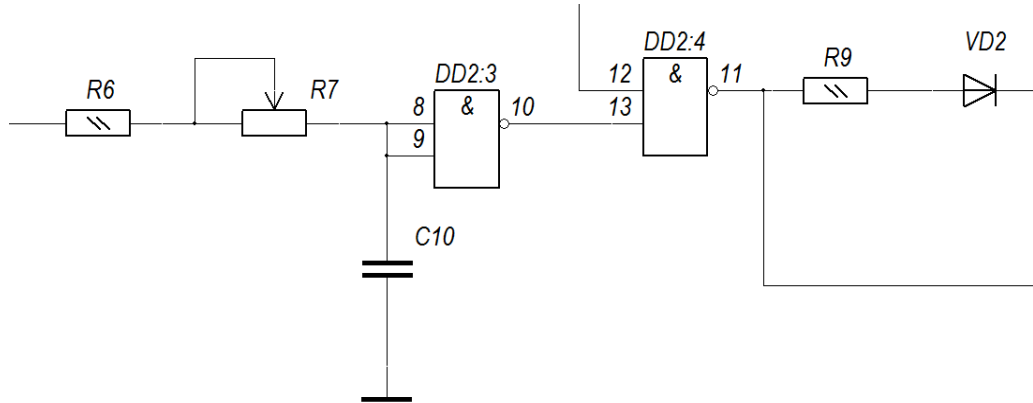


Рис. 2.4. Формувач сигналу

Тривалість вихідних імпульсів від 50 до 250 мкс встановлюється резистором R7. На виводі 11 DD2.4 отримуються імпульси негативної полярності. З виходу формувача сигнал поступає на транзисторний ключ, який реалізовано на транзисторі VT1 (рисунок 2.5), який в паузах між пачками імпульсів відкритий, а під час проходження імпульсів - закритий.

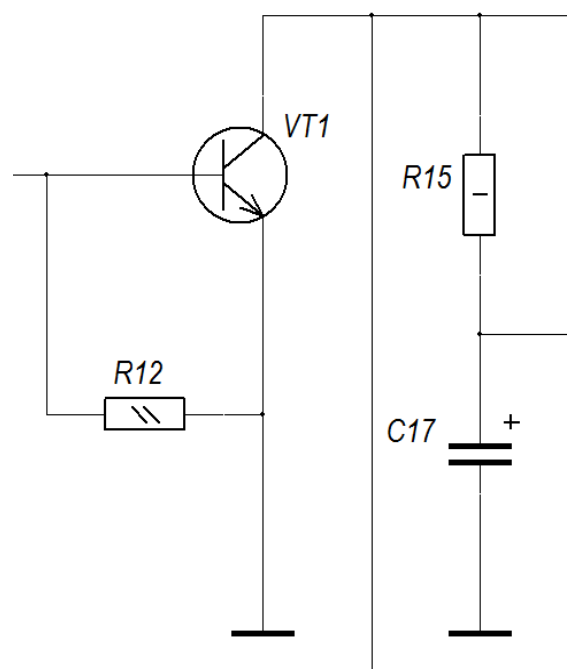


Рис. 2.5. Транзисторний ключ



Навантажувальний резистор R15 обмежує вихідний струм до 27-30 мА, забезпечуючи безпеку людини.

Перетворювач напруги зібраний за стандартною схемою мультивібратора (двохактного генератора) на транзисторах VT2, VT3, трансформаторі T2, і діодному мосту VD3, що дозволило отримати достатньо високий ККД (рис.2.6).

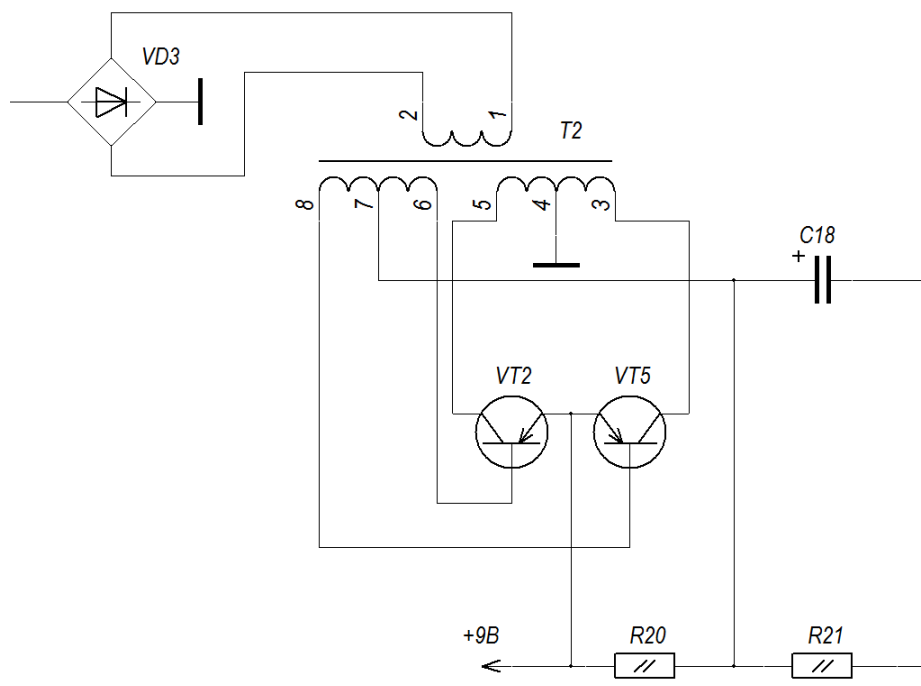


Рис. 2.6. Перетворювач напруги з меншої в більшу

Роль перемикачів виконують транзистори VT2 і VT5, які по чергові відкриваються і закриваються подібно транзисторам симетричного мультивібратора. Фазування їх роботи здійснена відповідним включенням колекторних і базових обмоток трансформатора T2. Подільник напруги R20R21 забезпечує запуск перетворювача. При включенні напруги живлення падіння напруги на резисторі R20 (порядку 0,7 В) плюсом прикладено до баз транзисторів і відкриває їх. Внаслідок розкиду параметрів транзисторів струми колекторів (і струми в колекторних обмотках трансформатора T2) не можуть бути абсолютно однаковими, а збільшення струму в одному з плечей генератора призводить до появи позитивного зворотного зв'язку на базу даного

транзистора і, як наслідок, лавиноподібне наростання струму до його насичення. При зменшенні швидкості наростання струму в колекторній обмотці проти-ЕРС створює позитивний зв'язок на базу транзистора іншого плеча, струм колектора в першому плечі спадає і лавиноподібно збільшується в колі колектора і обмотці іншого транзистора. Діодний міст VD3 змінну напругу перетворює в пульсуючу. Конденсатор C18 підвищує надійність процесу самозбудження.

З виходу формувача імпульсів (рис.2.4) та вихідного підсилювача (рис.2.5) через подільники напруги (рис.2.7-2.8) сигнали поступають на вхід мікросхеми АЦП DD5 (рис.2.9) з метою їх оцифрування.

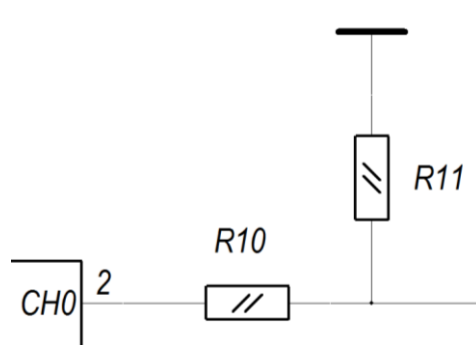


Рис.2.7. Подільник напруги 1



Рис. 2.8 – Подільник напруги 2

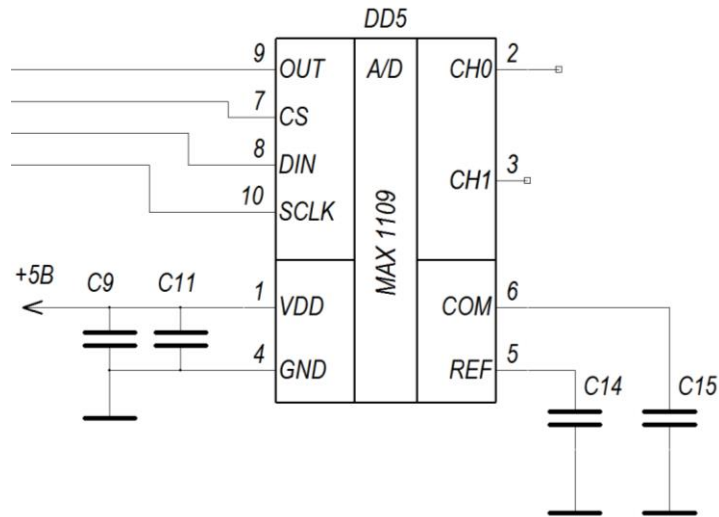


Рис. 2.9. АЦП

Оцифровані сигнали подаються на вхід мікроконтролера DD3 AT89C2051, який обчислює частоту та рівень діючої напруги на пацієнта і виводить результат на рідкокристалічний індикатор, який підключений до роз'єму X2 (рис.2.10).

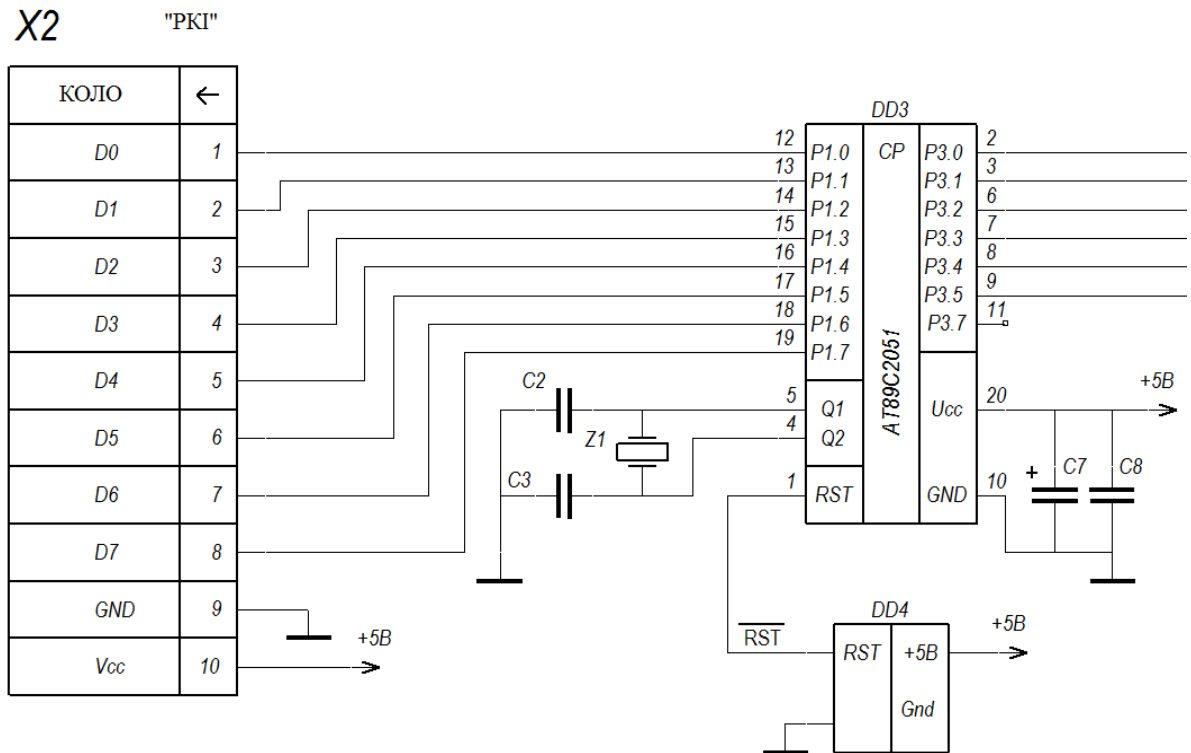


Рис. 2.10. Мікроконтролер DD3 на роз'ємі X2 для підключення рідкокристалічного індикатора

Тактову частоту роботи мікроконтролера DD2 задає кварц Z1, а у разі зависання мікроконтролера мікросхема DD4 забезпечує процес його перезавантаження (рестарт).

Процес генерування відображається блиманням світлодіодних індикаторів (рис.2.11), які реалізовано на транзисторних ключах в основі яких є транзистори VT3 та VT4.

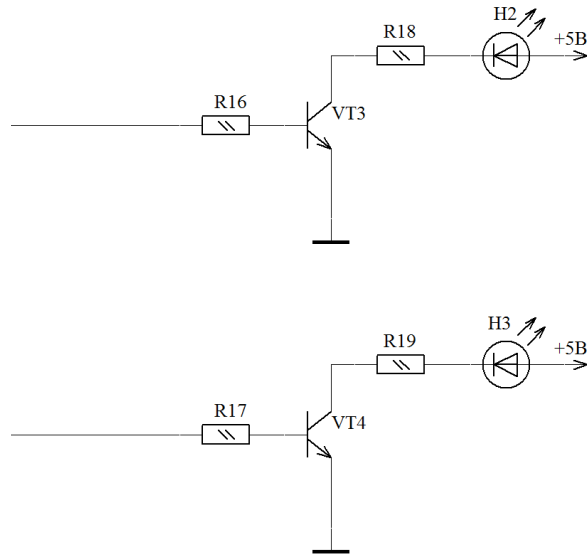


Рис. 2.11. Світлодіодний індикатор

Живлення усіх вузлів приладу забезпечується вузлом живлення (рис.2.12), який реалізовано на понижаючому трансформаторі T1, діодному випрямлячі (діодний міст) VD1, фільтруючій LC-ланці C5C6L1, стабілізаторах напруги на +9В DA1 та +5В DA2. Наявність живлення відображається на світлодіодному індикаторі H1.

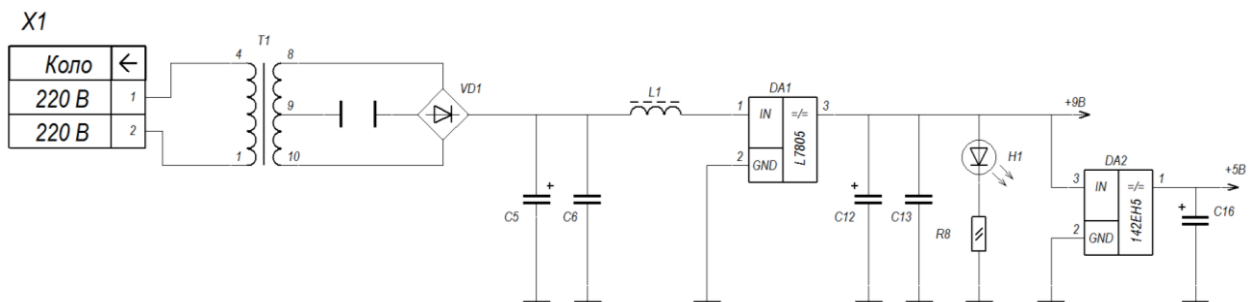


Рис. 2.12 – Вузол живлення

### 2.1.3 Параметричний синтез приладу

2.1.3.1. Розрахунок перетворювача напруги. Перетворювачі з насичуючим трансформатором живлення (рис. 2.13) виконано на транзисторах VT2 і VT5, до колекторних виводів яких підключена первинна обмотка 5-3 вихідного трансформатора T2, а вторинна обмотка 1-2 навантажена на випрямляч VD3 з згладжуючим фільтром C18, до якого підключене навантаження R15.

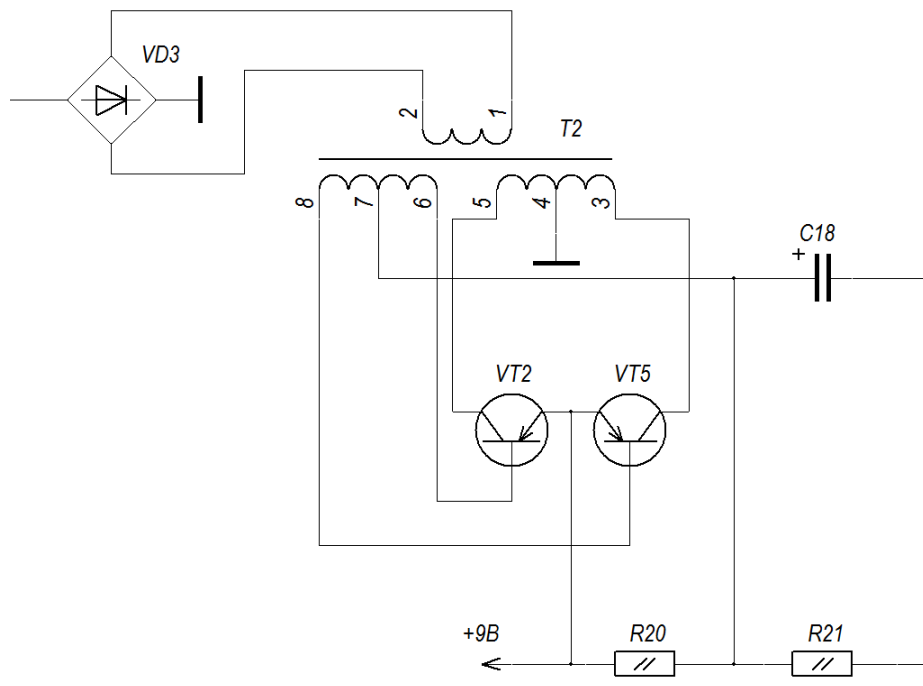


Рис. 2.13. Перетворювач напруги

Трансформатор T2 виконується на магнітопроводі з прямокутною петлею гістерезису, базові обмотки 6-8 керують режимом перемикачів транзисторів; вони підключені таким чином, щоб у генераторі реалізувалася позитивний зворотний зв'язок.

Генератор працює таким чином. При включенні напруги живлення через не ідентичності параметрів один з транзисторів, наприклад VT2, починає відкриватися і його колекторний струм збільшується, наводиться у всіх обмотках ЕРС відповідної полярності. Обмотки зворотного зв'язку 6-7 підключені так, що наведена в них ЕРС повністю відкриває транзистор VT5 і закриває транзистор VT2.

Перемикання транзисторів починається в момент насичення трансформатора Т2. Внаслідок цього наведені в усіх обмотках трансформатора напруги зменшуються до нуля, а потім змінюють свою полярність. Тепер на базу раніше відкритого транзистора VT2 подається негативна напруга і він починає закриватися, а на базу раніше закритого транзистора VT5 надходить позитивна напруга, і він починає відкриватися. Цей регенеративний процес формування фронту вихідної напруги протікає дуже швидко і закінчується тим, що транзистор VT2 повністю закривається, а транзистор VT5 повністю відкривається. Надалі процеси в схемі повторюються н транзистори VT2 і VT5 по черзі підключають напруга живлення до первинної напівобмотки 3-5 трансформатора Т2, на вторинній обмотці якого 1-2 встановлюється змінна напруга прямокутної форми.

Частота перемикання залежить від значення напруги живлення, параметрів трансформатора і транзисторів і розраховується за формулою:

$$f = \frac{(U_{жс} - U_{КЕнас}) \cdot 10^4}{4B_s W_k S_c k_c}, \quad (2.1)$$

де  $U_{жс}$  – напруга живлення,  $U_{жс}=9\text{В}$ ;

$k_c=(0,8\dots 0,95)$  - коефіцієнт заповнення магнітопроводу сталлю;

$B_s$  – магнітна індукція, для феритового кільця 30x15x6 2000НМ1

$B_s = 2000$  Тл;

$S_c$  – площа поперечного феритового кільця 30x15x6 2000НМ1,

$$S_c = \frac{\pi}{4}(D^2 - d^2) = \frac{3.1416}{4}(0,03^2 - 0,015^2) = 0,0005308875 \text{ м}^2$$

$W_k$  – коефіцієнт корисної дії трансформатора,  $W_k = 0,85$ ;

$U_{КЕнас}$  - напруга насичення колектор-емітер транзистора КТ837В,

$U_{КЕнас} = 2,5 \text{ В}$ ;

$$f = \frac{(9 - 2,5) \cdot 10^4}{4 \cdot 2000 \cdot 0,85 \cdot 0,0005308875 \cdot 0,8} = 22506 \text{ Гц.}$$

Вибір транзисторів для перетворювача проводиться по струму колектора в режимі насичення, коли транзистор повністю відкритий і по напрузі, яка прикладається до переходу колектор-емітер в режимі відсічення, коли транзистор повністю закритий. Напруга  $U_{KEнас}$  залежить від максимального значення напруги живлення і виду схеми перетворювача. Для перетворювачів, в яких є відведення від середньої точки колекторної обмотки трансформатора, з урахуванням можливої перенапруги.

Наявність реактивності в колі живлення перетворювача викликає сплески напруги на колекторі закриваючого транзистора, що може призвести до його пробую. Для виключення цього впливу вхід перетворювача зазвичай шунтується конденсатором С18, ємність якого вибирається від декількох десятків до сотень мікрофард.

Для забезпечення надійного насичення транзисторів при мінімальних коефіцієнті передачі  $h_{21E\min}$  струм бази вибирається з запасом

Необхідне значення базового струму  $I_{Bнас}$  забезпечується вибором напруги  $U_{EB}$  базової обмотки і резистором R20 в колі бази:

$$R20 = \frac{(U_B - U_{EB})}{I_{Bнас}}, \quad (2.2)$$

де  $U_B$  - напруга, яка прикладена до бази, вибирається з умови:

$$U_B = (3 \div 5)U_{BEнас}, \quad (2.3)$$

при  $U_B < 3U_{BEнас}$  струм бази буде залежати від розкиду напруги  $U_{BEнас}$ , а при  $U_B > 5U_{BEнас}$  зростають втрати потужності.

$$U_B = 3 \cdot 1,5 = 4,5 \text{ В},$$

$$R20 = \frac{(4,5 - 0,7)}{0,01} = 270 \text{ Ом}.$$

Для зменшення пульсації випрямленої напруги на виході перетворювача необхідно, щоб фронти змінної, прямокутної напруги мали мінімальну тривалість. Досягається це застосуванням високочастотних силових транзисторів з великим коефіцієнтом передачі або шунтуванням резистора R20 в схемі конденсатором C18. Ємність конденсатора вибирається з умови:

$$C18 \leq \frac{T_i}{2R12}, \quad (2.4)$$

де  $T_i$  - тривалість імпульсів,  $T_i = 4,44 \cdot 10^{-5}$  сек,

$$C18 \leq \frac{540 \cdot 10^{-5}}{2 \cdot 270} \leq 10 \text{ мкФ.}$$

Прийнято максимальне значення ємності конденсатора C9 рівним 10 мкФ.

2.1.3.2. Розрахунок генератора імпульсів на елементах 2I-HE та його моделювання. Генератор на елементах 2I-HE (рис.2.14) зберігає свою працездатність при зниженні напруги живлення до 2-х вольт, при цьому, щоправда, значно зменшується частота генерації.

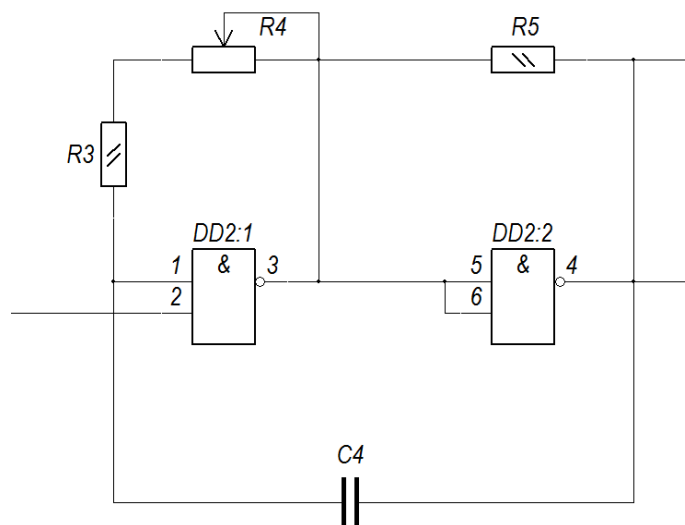


Рис. 2.14. Генератор імпульсів на елементах 2I-HE



Скаженість імпульсів близька до двох при будь-якій напрузі живлення. В результаті розігрівання корпусу мікросхеми частота трохи зменшується (на 4% при 85 град.).

Частота коливань генератора розраховується згідно виразу:

$$f_{\max} = \frac{0,71}{R3 \cdot C4}, \quad (2.5)$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(R3 + R4) \cdot C4}, \quad (2.6)$$

$$f_{\max} = \frac{0,71}{5,1 \cdot 10^3 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 139 \text{ Гц},$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(5,1 \cdot 10^3 + 1 \cdot 10^6) \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 0,7 \text{ Гц}.$$

Отже, частота генератор на елементах 2І-НЕ рівна від 0,7 до 139 Гц в залежності від значення опору змінного резистору R4.

Результат роботи генератор на елементах 2І-НЕ у середовищі Multisim зображено на рисунку 2.15.

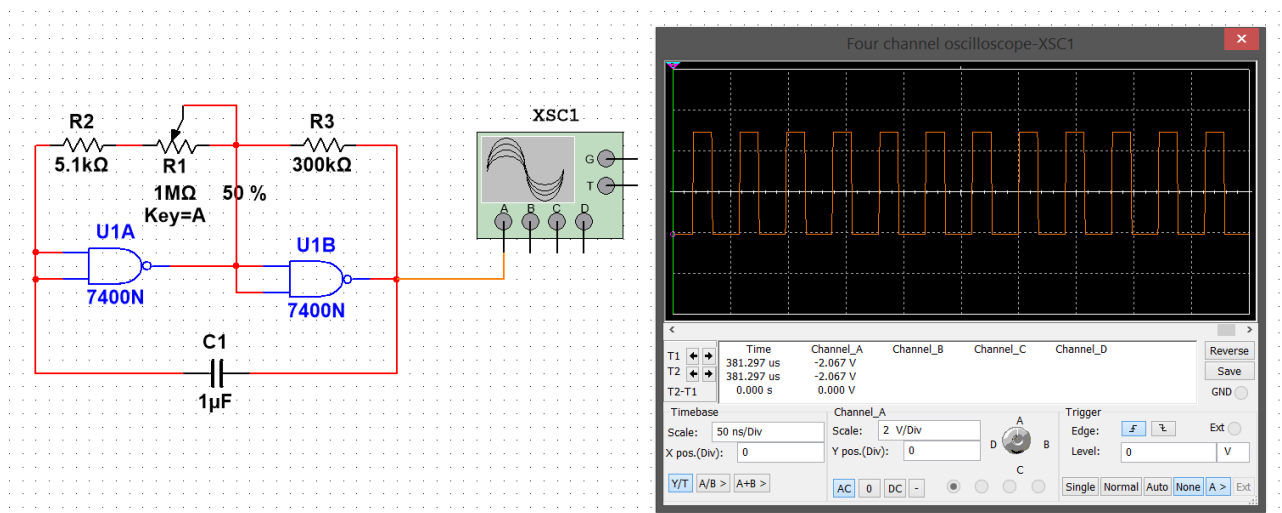


Рис. 2.15. Результат моделювання генератора на елементах 2І-НЕ

2.1.3.3. Розрахунок генератора на мікросхемі К176ИЕН5 та його моделювання. Принцип генерування на мікросхемі К176ИЕН5 ідентичний генератору на елементах 2І-НЕ.

Частота коливань генератора розраховується згідно виразу:

$$f_{\max} = \frac{0,71}{R3 \cdot C4}, \quad (2.7)$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(R3 + R4) \cdot C4}, \quad (2.8)$$

$$f_{\max} = \frac{0,71}{3,3 \cdot 10^3 \cdot 0,1 \cdot 10^{-6}} = 2151 \text{ Гц},$$

$$f_{\min} = \frac{0,71}{(3,3 + 18) \cdot 10^3 \cdot 0,1 \cdot 10^{-6}} = 333 \text{ Гц}.$$

Результат роботи генератора на мікросхемі К176ИЕН5 (базується на елементах 2І-НЕ) у середовищі Multisim зображено на рисунку 2.16.

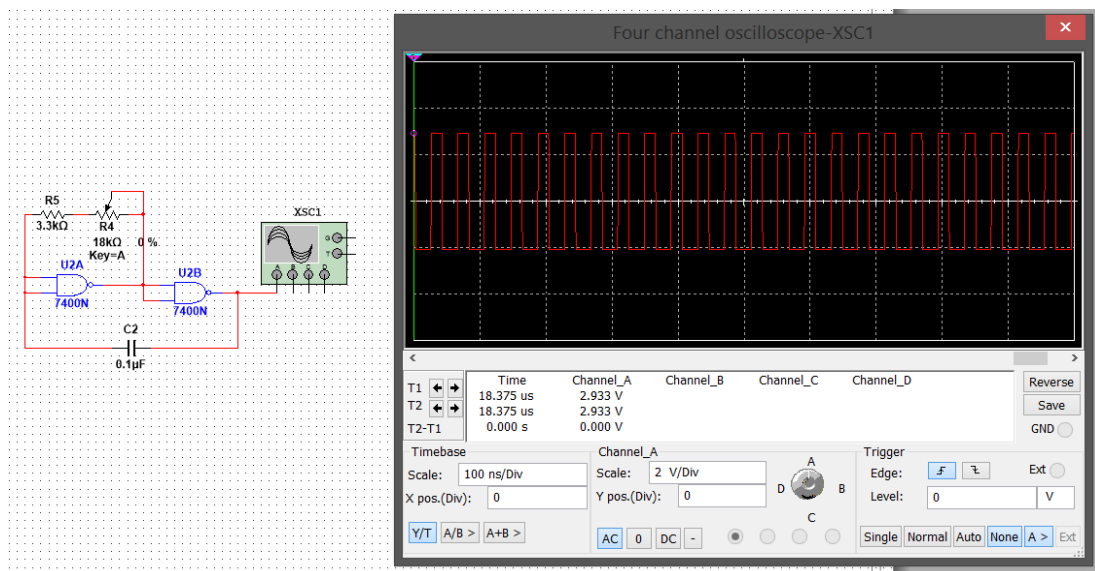


Рис. 2.16. Результат моделювання генератора на мікросхемі К176ИЕН5

2.1.3.4. Розрахунок вихідного підсилювача. Приведемо розрахунок вихідного підсилювача, який працює в ключовому режимі (рисунок 2.17).

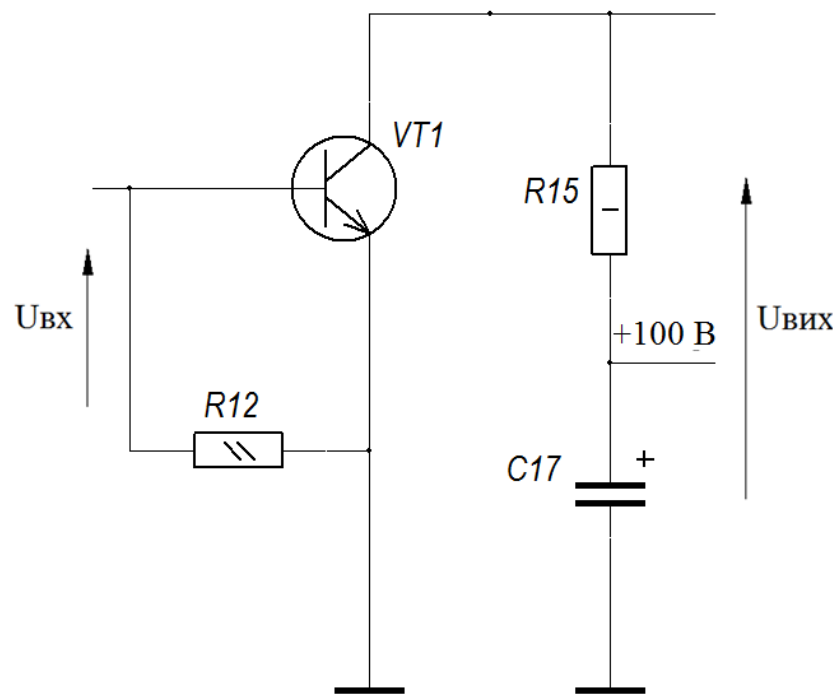


Рис. 2.17. Схемотехнічна реалізація вихідного підсилювача

Оскільки вихідний підсилювача працює в ключовому режимі то проведемо його розрахунок, щоб визначити його основні параметри як підсилювача, так і ключа.

Ключ електронний є основним функціональним вузлом цифрової схемотехніки для перемикання струмів чи напруги на навантаженні.

В пристроях імпульсного типу необхідно здійснювати процедуру комутації (вкл. та викл.) електричних кіл з заданим рівнем підсилення. Цей процес відбувається безконтактним шляхом із використанням ключів, які реалізовано на транзисторних.

В режимі статичному ключ перебуває в стані “увімкнений” (ключ є відкритий) або в стані “вимкнений” (ключ розімкнутий). Перемикання ключа в різні стани здійснюється під дією вхідних сигналів керування чи рівнів імпульсної напруги. Найпростіша схема ключова має лише один вхід керування та один вихід, як це зображено на рис. 2.17, в основі якого є транзистор VT1.

Для різних станів ключ здійснює шунтування зовнішнього навантаження малим або великим вихідними опорам. В цьому і є базовий принцип комутації кіл, за яким працює ключ транзисторний.

Параметри транзисторного ключа:

- швидкодія, яка характеризує максимальне число перемикачів в секунду;
- фронтальна тривалість сигналів на виході ключа;
- внутрішні опори в різних станах;
- потужність споживання;
- завадозахищеність;
- гранична стабільність перемикачів;
- надійність роботи при старінні компонентної бази радіодеталей, зміні джерела живлення і т.п.

Розрахунок ключа проводиться з метою забезпечення статичного і динамічного режимів, при яких у заданому діапазоні відбувається надійне включення і вимикання транзистора з необхідною швидкістю і необхідним рівнем підсилення.

Тип транзистора вибирається виходячи з заданої швидкодії, необхідної амплітуди вихідної напруги, температурного діапазону роботи.

Вибрано тип транзистора VT1 2SC1569 (КТ940) з параметрами:

$$I_{к.мах} = 100 \text{ мА};$$

$$I_{к.зв} = 35 \text{ мА при } U_{кб} = 200 \text{ В};$$

$$f = 250 \text{ МГц};$$

$$C_k = 4,2 \text{ пФ};$$

$$\beta = 25.$$

Значення джерела  $U_{ж}$  вибирають по заданій амплітуді  $U_{вих}$  вихідної напруги:

$$U_{ж} = (1,1 \div 1,2)U_{вих} = 110 \div 120 \text{ В}. \quad (2.9)$$

При цьому повинна виконуватися нерівність:

$$U_{ж} \leq U_{кв.мах} \leq 250 \text{ В}. \quad (2.10)$$

Виберемо  $U_{ж} = 110 \text{ В} = U_{к}$ .

Величина колекторного струм насичення  $I_{KH}$  обмежена з двох сторін:

$$20 \cdot I_{K.ЗВ.МАХ} \leq I_{KH} \leq I_{K.МАХ} \quad (2.11)$$

де  $I_{K.ЗВ.МАХ}$  - зворотній струм колекторного переходу при  $t_{МАХ}$  ;

$I_{K.МАХ}$  максимальний струм колектора в статичному режимі (в стані тривалого включення).

Можна рекомендувати:

$$I_{KH} = 0.8 \cdot I_{K.МАХ} = 0.8 \cdot 0,1 = 80 \text{ мА} \quad (2.12)$$

Величина колекторного опору:

$$R_K \geq \frac{U_{Ж}}{I_{KH}} = \frac{U_{Ж}}{0,8 \cdot I_{K.МАХ}} = \frac{13}{80 \cdot 10^{-3}} = 162,5 \text{ Ом}, \quad (2.13)$$

Зворотний струм колекторного переходу визначається при максимальній температурі  $t_{МАХ}$  по формулі:

$$I_{ЗВ.МАХ} = I_{K.ЗВ}(20^{\circ}\text{C}) \cdot 2^{\frac{t_{МАХ} - 20^{\circ}\text{C}}{10^{\circ}}}, \quad (2.14)$$

де  $I_{K.ЗВ}(20)^0$  - зворотній струм колекторного переходу при  $20^{\circ}$  .

Опір резистора R15 вибирається з умови одержання режиму відсічення закритого транзистора при максимальній температурі.

$$R15 \leq \frac{U_B}{I_{K.ЗВ.МАХ}} = \frac{1}{35 \cdot 10^{-3}} \leq 2850 \text{ Ом}. \quad (2.15)$$

Вибрано з ряду стандартних значень  $R15=270 \text{ Ом}$

Базовий струм, при якому транзистор заходить у режим насичення, обчислюється по формулі (2.16) з врахуванням, що коефіцієнт підсилення  $\beta = \beta_{MIN}$ :

$$I_{BH} = \frac{I_{KH}}{\beta} = \frac{0,8}{25} = 32 \text{ мА}. \quad (2.16)$$

Для заданої амплітуди вхідного керуючого сигналу  $U_{BX}$  величина опору  $R_{12}$  розраховується по формулі:

$$R_{12} = \frac{U_{BX}}{S \cdot I_{BH} + \frac{U_B}{R_K}}, \quad (2.17)$$

Значення коефіцієнта насичення  $S$  при заданій тривалості  $t_F$  знаходимо з формули:

$$S = \frac{t'_B}{t_F}, \quad (2.18)$$

де  $t_B^*$  - величина визначається з формули:

$$t'_B = t_B + \beta \cdot R_{15}(C_H + C_K), \quad (2.19)$$

де  $t_B$  - середній час життя неосновних носіїв (дірок) у базі

$$t_B = \frac{\beta + 1}{2 \cdot p \cdot f} = \frac{25 + 1}{2 \cdot 3,14 \cdot 250 \cdot 10^6} = 1,65 \cdot 10^{-8} \text{ с}, \quad (2.20)$$

$$t'_B = 1,65 \cdot 10^{-8} + 25 \cdot 270(50 + 4,2) \cdot 10^{-12} = 0,018 \cdot 10^{-6} \text{ с},$$

$$S = \frac{0,018 \cdot 10^{-6}}{3 \cdot 10^{-6}} = 0,006,$$

$$R_{12} = \frac{9}{0,006 \cdot 10^{-3} + \frac{1}{270}} = 2,39 \text{ кОм}.$$

Вибрано з ряду стандартних значень  $R_{12} = 2,4 \text{ кОм}$ .

2.1.3.5. Обґрунтування та вибір компонентної бази. З метою розробки конструкції плати друкованої необхідним є за розрахованими даними необхідність підбору корпусів до відповідних компонентів схеми принципової електричної. Вибір компонентної бази інколи може відбуватися з помилками, які призводять до виходу з ладу як самих компонентів так зниження загальної терміну експлуатації приладу.

Для переважної більшості компонентів приладів завод-виробник наперед задає граничні значення напруги, струму, частоти та часу, які є між собою залежними. Вміння обирати компонентну базу з врахуванням усіх відомих параметрів є важливою професійною вимогою до працівників, які працюють над виготовленням приладу. Найпростішими кіл є резистор, конденсатор та діод.

Для пасивних компонентів таких як конденсатор, резистор та діод характерним є така особливість, що протікаючих через них струм залежить від рівня прикладеної напруги. Для приладу передусім вибрано резистори типу MF-12, MF-100 з відхилення номіналу  $\pm 1\%$  та KLS4-3296W з відхиленням  $\pm 10\%$ .

При виборі конкретного резистора особливу увагу приділено значенню допустимого рівня потужності в залежності від умов його роботи.

На підставі аналізу режиму роботи резисторів в середині приладу визначено такі параметри:

- Параметри експлуатації;
- Параметри режиму;
- Робочі навантаження;
- Показники довговічності та безвідмовності;
- Максимальні розміри;
- Маса та конфігурація резисторів;
- Вартість резисторів.
- Спосіб монтажу;

Для приладу вибрано 16 постійних та 3 змінних резистори, із параметрами, які наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

### Параметри резисторів приладу

Резистор	Тип	Номинал та відхилення	Потужність, Вт
R1	MF-12	3,3кОм±1%	0.125
R2	KLS4-3296W	18кОм±10%	0.5
R3	MF-12	5,1кОм±1%	0.125
R4	KLS4-3296W	1МОм±10%	0.5
R5	MF-12	300кОм±1%	0.125
R6	MF-12	43кОм±1%	0.125
R7	KLS4-3296W	220кОм±10%	0.5
R8, R9	MF-12	4,7кОм±1%	0.125
R10	MF-12	100Ом±1%	0.125
R11	MF-12	160Ом±1%	0.125
R12	MF-12	2,4кОм±1%	0.125
R13	MF-100	160Ом±1%	1
R14	MF-100	100Ом±1%	1
R15	MF-100	36кОм±1%	1
R16, R17	MF-12	91кОм±1%	0.125
R18, R19	MF-12	270Ом±1%	0.125

Габаритні розміри постійних резисторів типу MF-12 зображено на рис.2.18, MF-100 зображено на рис.2.19, а змінного KLS4-3296W – на рис.2.20.

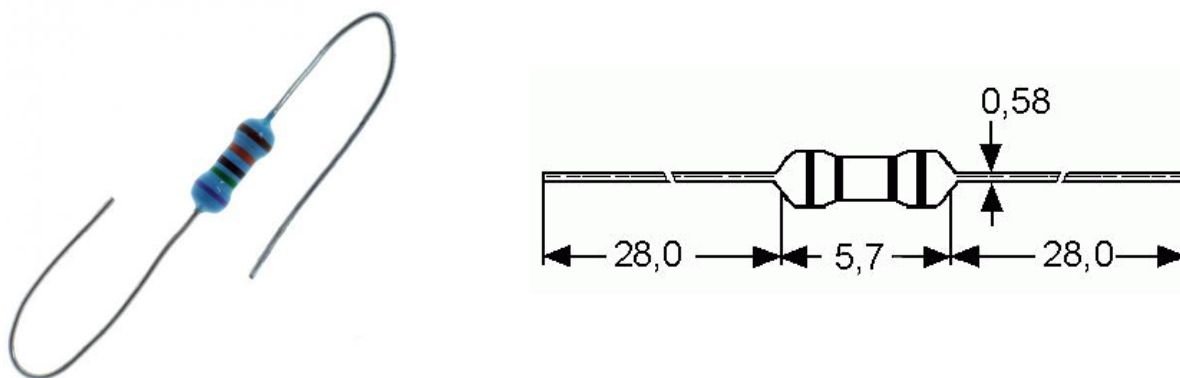


Рис. 2.18. Габаритні розміри постійного резистора типу MF-12



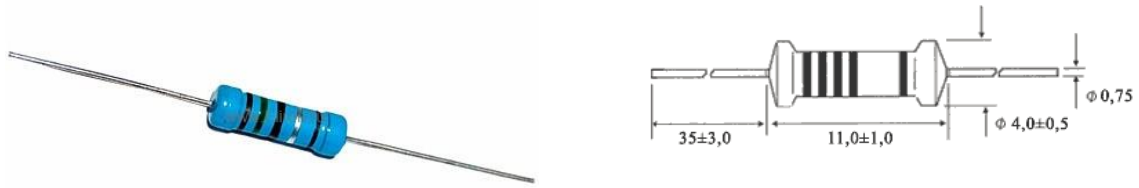


Рис. 2.19. Габаритні розміри постійного резистора типу MF-100

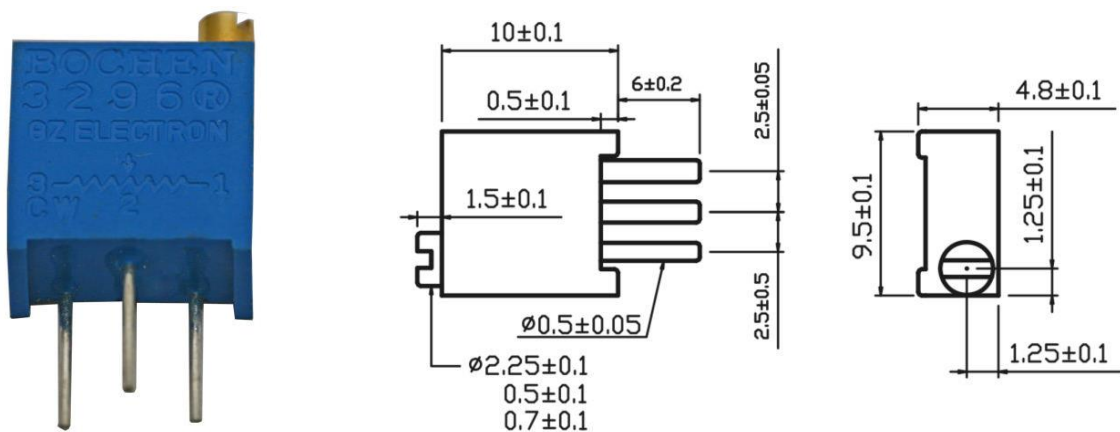


Рис. 2.20. Габаритні розміри змінного резистора типу KLS4-3296W

Після резисторів вибір акцентовано на конденсаторах. Перш за все тип конденсаторів вибиралося, виходячи із призначення його в приладі, потім вибирали конкретний екземпляр по електричним параметрам і проводити підбір конденсатора по іншим параметрам. Для даного приладу було підібрано конденсатори типу 0805, і електролітичні ECAP-GS, з яких 11 керамічних і 7 електролітичних, параметри яких наведено у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2

### Параметри вибраних конденсаторів

Конденсатор	Тип	Номінал і відхилення	Номінальна напруга, В
1	2	3	4
C1, C11	0805	0,1мкФ±5%	50
C2, C3	0805	22пФ±5%	50
C4, C8	0805	1мкФ±5%	50
C5, C12	ECAP-GS	100мкФ±20%	16

1	2	3	4
C6	0805	1мкФ±5%	50
C7	ECAP-GS	1мкФ±20%	16
C9, C14	0805	1мкФ±5%	50
C10	0805	1000пФ±5%	50
C13, C16	ECAP-GS	10мкФ±20%	16
C15	0805	0,1мкФ±5%	50
C17	ECAP-GS	100мкФ±20%	63
C18	ECAP-GS	10мкФ±20%	16

Габаритні розміри конденсаторів типу 0805 зображено на рис.2.21, а типу ECAP-GS – на рис.2.22.

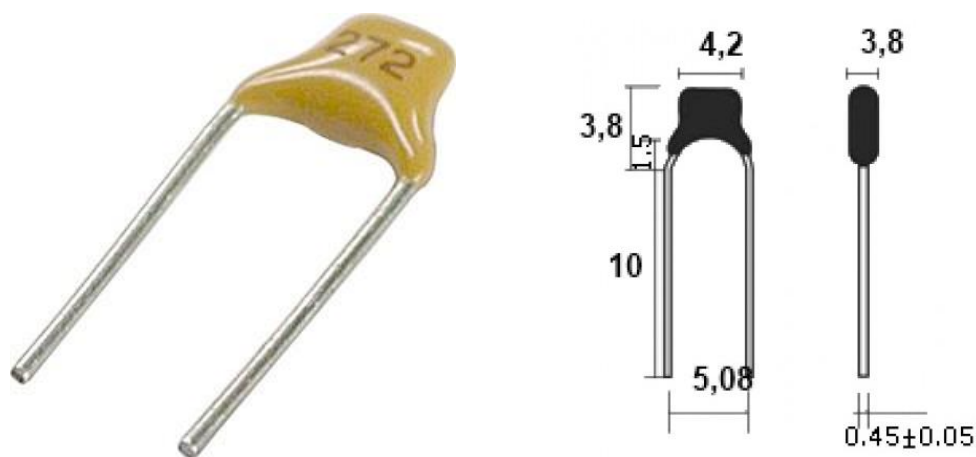
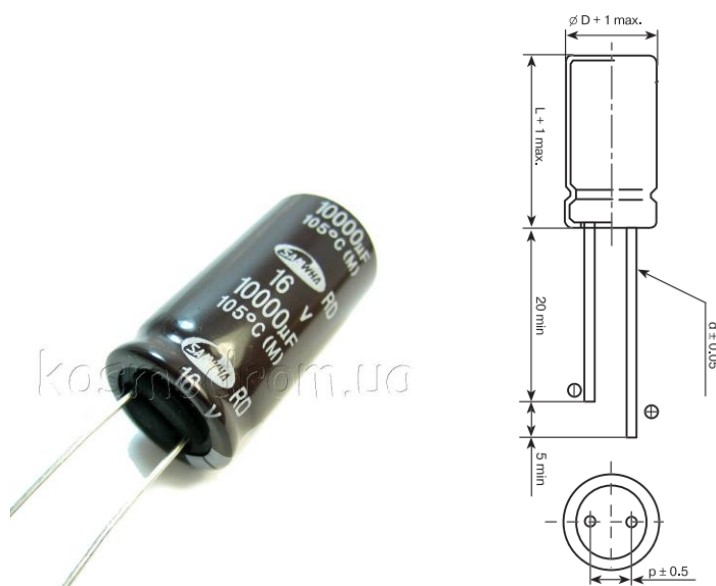


Рис.2.21. Габаритні розміри конденсаторів типу 0805



<b>D</b>	5	6	8	10	13	16	18	22	25
<b>p</b>	2,0	2,5	3,5	5,0	5,0	7,5	7,5	10	12,5
<b>d</b>		0,5		0,6		0,8		1,0	1,0

Рис. 2.22. Габаритні розміри конденсаторів типу ECAP-GS

Після цього було підібрано 1 діод типу 1N4148, основні параметри якого наведено у таблиці 2.3.

Таблиця 2.3

### Діоди та їх основні параметри

Діод	Тип	$U_{звор.}, В$	$I_{пр. max}, А$	$I_{звор. max}, мкА$	$F_d max, кГц$
VD2	1N4148	50	0,1	5	100000

Габаритні розміри діоду типу 1N4148 зображено на рис.2.23.

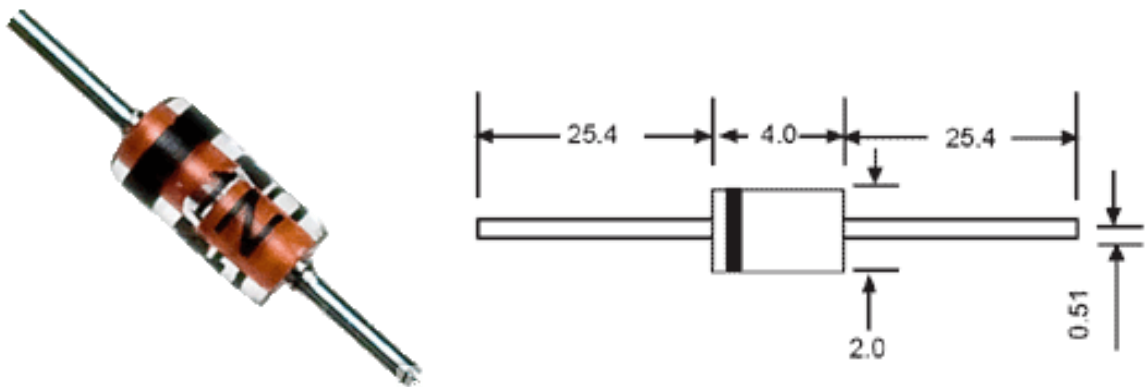


Рис.2.23. Габаритні розміри діоду типу 1N4148

Після діоду було підібрано діодний міст VD1, параметри якого наведено у таблиці 2.4, та розміри – на рисунку 2.24.

Таблиця 2.4

### Діодний міст та його основні параметри

Діоди	Тип	$U_{звор.}, В$	$I_{пр. max}, А$	$I_{звор. max}, мкА$	$F_d max, кГц$
VD1, VD2	BR310	600	1	125	5

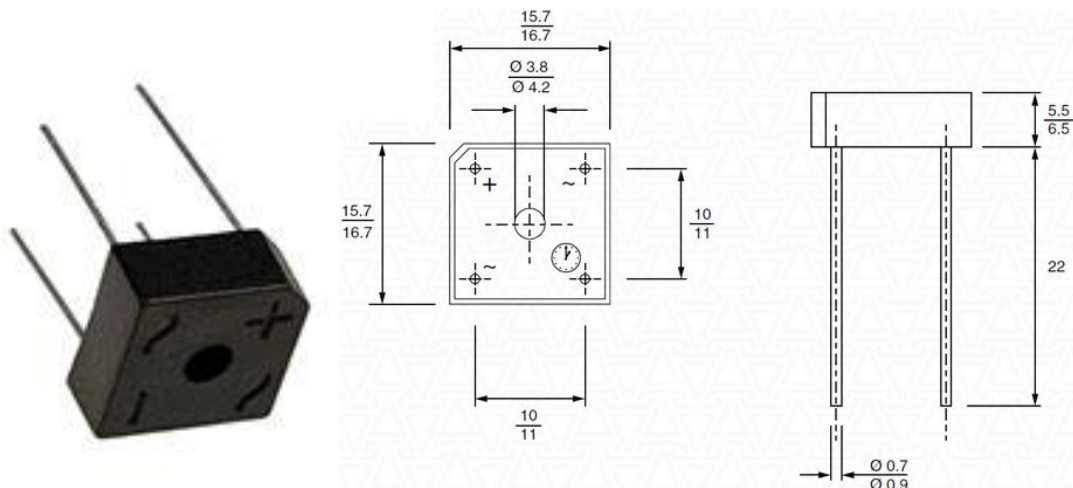


Рис. 2.24. Габаритні розміри моста діодного BR310

Всі ці елементи відносяться до пасивних. Активні елементи володіють здатністю регулювати струм, який протікає через них, не тільки з допомогою прикладеної напруги, але і при дії керуючого сигналу, який характеризується ( $I, U$ , світловим потоком). До числа активних компонентів належать транзистори. Для даного приладу підбрано 3 кремнієвих транзисторів марки 2SC1569 (КТ940) (1 шт.) і КТ837В (2 шт.).

Габаритні розміри транзисторів типу 2SC1569 зображено на рис.2.25, типу КТ837В – на рис.2.26, а типу ВС546В – на рис.2.27.

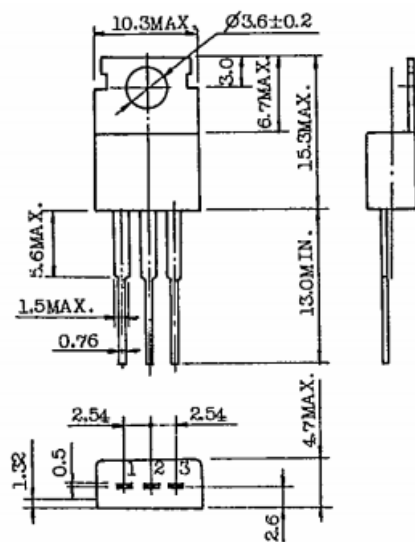


Рис. 2.25. Габаритні розміри транзистора 2SC1569

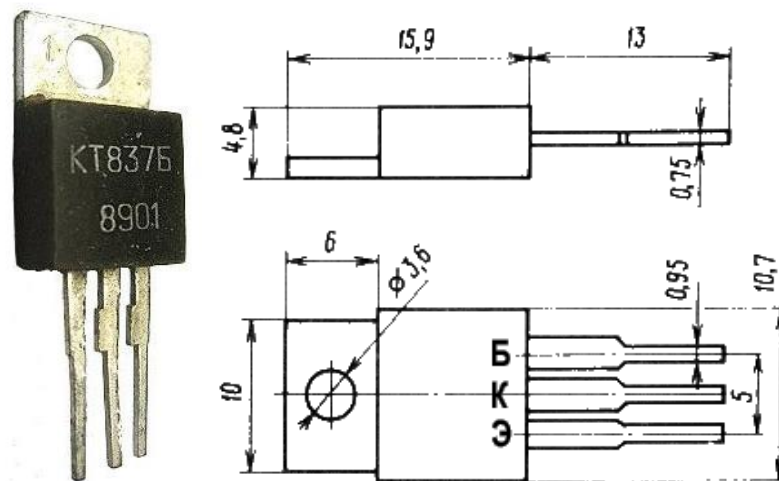


Рис.2.26. Габаритні розміри транзистора КТ837В

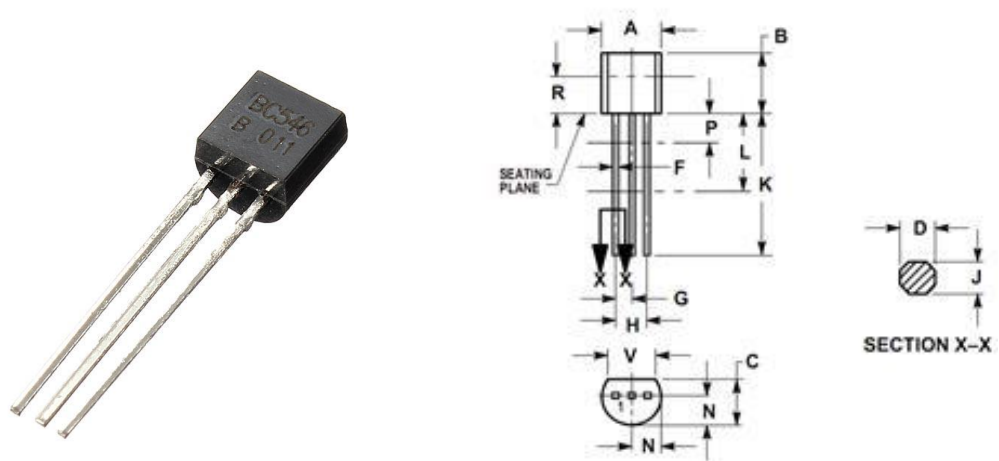


Рис.2.27. Габаритні розміри транзистора BC546B

Кінцевим вибором є вибір мікросхем. Більшість ІМС виконують певну функцію підсилювача чи стабілізатора, модуляції чи демодуляції, а також виконують керувати вхідними і вихідними сигналами, за допомогою внутрішньої пам'яті, в яку можна записати алгоритм роботи даної ІМС за допомогою програмного забезпечення.

Базовою мікросхемою в схемі приладу є мікроконтролер DD1, вибір якого здійснено згідно табл. 2.5.

**Мікроконтролери та їх параметри**

Тип процесора	Flash пам'ять, Кбіт	Оперативна пам'ять, Байт	Кількість контактів	Тактова частота, мГц	Напруга живлення, В	Кількість часових таймерів
AT89S8252	8	256	42	16	2.7-5.5	1
AT89S8253	12	256	40	16	2.7-5.5	2
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

З великого різноманіття процесорів, що виготовляються багатьма фірмами, варто зупинити свій вибір на процесорі фірми Atmel серії AT89S8252 з програмним ядром AVR. Цей вибір зумовлений тим, що він широко представлений в сучасній апаратурі і нема потреби використовувати більш потужні процесори, оскільки йде обробка малих масивів інформації, є багато виводів для підключення різноманітних приладів до нього.

AT89S8252 - 8-розрядний швидкісний AVR мікроконтролер. Прогресивна RISC архітектура - 80 високошвидкісних команд, більшість команд виконується за один тактовий цикл.

Особливості мікроконтролера:

- 64-байтний сигнатурний масив користувача
- Розширений ПАПП з підтримкою детекції помилок посилки і автоматичним розпізнаванням адреси
- Розширений послідовний інтерфейс SPI (подвійна буферизація читання/запису)
- Сторінковий режим в обох режимах програмування (паралельний і послідовний) пам'яті програм і пам'яті даних
- Чотирьохрівневий розширений контролер переривань
- Апаратний або програмний вибір опції подвоєння швидкодії x2
- Внутрішня схема скидання при подачі живлення
- Корпус PDIP з 42 виводами для зниження електромагнітних випромінювань
- Сторінковий запис в ЕСППЗП в процесі роботи ЦПП

64 байта доступно користувачеві для програмування власних бажаних даних. Байти можуть програмуватися, як в паралельному, так і в послідовному режимі.

При використанні функції детекції помилок послілки, ПАПП в процесі зв'язку стежить за наявністю всіх стоп-бітів. При виявленні пропущеного біта встановлюється прапор FE в регістрі SCON. Функція автоматичного розпізнавання адреси дозволяє ПАПП розпізнати деякі адреси в послідовному бітовому потоці на апаратному рівні, виконуючи порівняння.

Опція подвоєння швидкодії синхронізації дозволяє мікроконтролеру виконувати один машинний цикл за 6 періодів синхронізації замість 12. Її можна активізувати, як апаратно за допомогою конфігураційного біта, так і програмно.

В процесі роботи ЦПП підтримується можливість одночасного запису однієї сторінки в ЕСППЗП (32 байти). В цьому випадку на запис 32 байт буде потрібно лише 4 мс замість 128 мс, потрібних при побайтному програмуванні. В процесі виконання програми (за допомогою інструкції MOVX) підтримується можливість автоматичного стирання на байтному рівні. Це корисно, наприклад, коли користувачеві необхідно модифікувати вміст лише одного байта ЕСППЗП в реальному часі, а останні залишити незачепленими.

Габаритні розміри мікроконтролера AT89S8252 зображено на рис. 2.28.

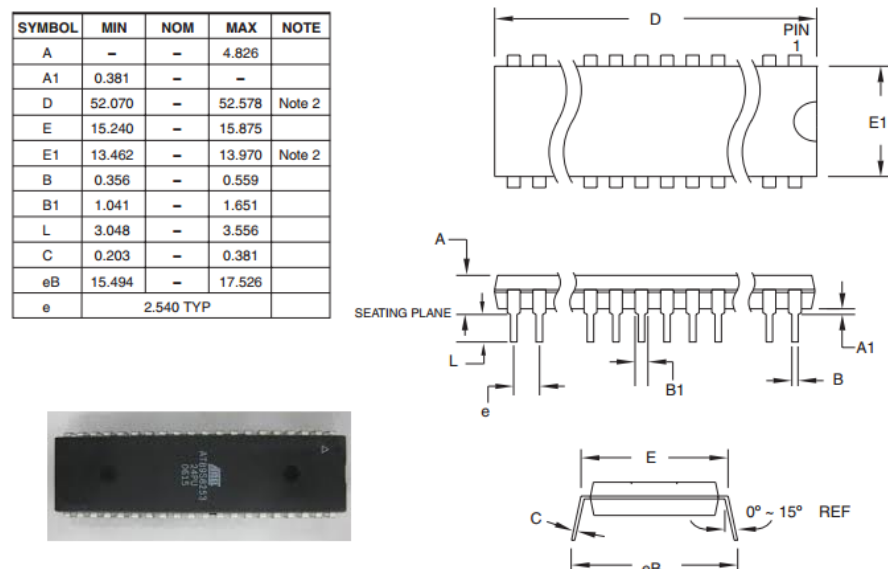


Рис. 2.28. Габаритні розміри мікроконтролера AT89S8252

Окрім мікроконтролера серед ІМС було підбрано такі мікросхеми:

- стабілізатор DA1 – L7809;
- стабілізатор DA2 – L7805;
- Мікросхема скидання DD4 – DS1812D-5;
- Логічний елемент I-HE DD2 – CD4011;
- АЦП DD5 – MAX1109.

Потім було підбрано трансформатор типу ТТР-4, кварцовий резонатор Z1 типу КХ-3НТ із частотою 4,032МГц (рис.2.29).

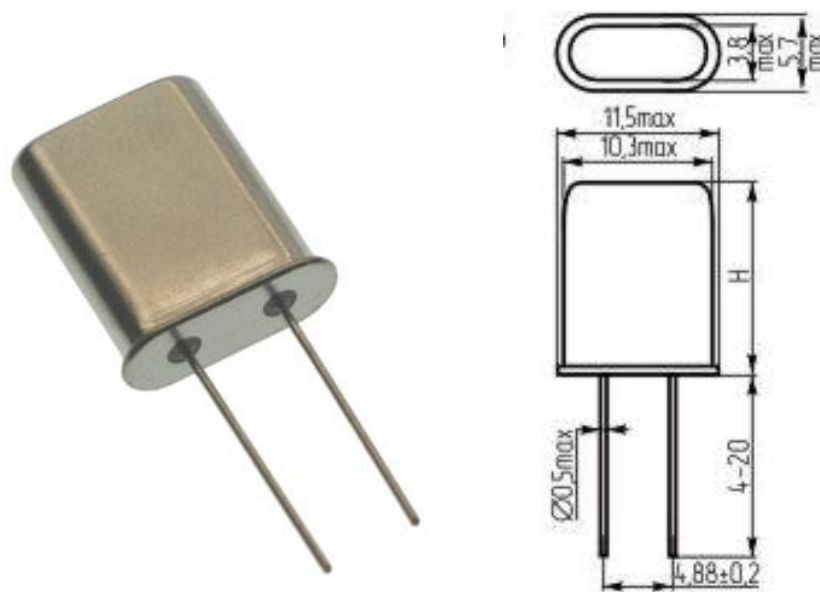


Рис. 2.29. Габаритні розміри резонатора КХ-3НТ

На кінцевому виборі активних і пасивних компонентів завжди в першочергово здійснюється вибір пасивних компонентів. При виборі компонентної бази для приладу застосовано довідники, які надають цілісне представлення про цілу базу компонентів, і також використано рекламні матеріали та загальні описи серійних виробів.

Також вище вибрані елементи пояснюються їх дешевизною на ряду з їхньою високою надійністю. Малою масою і габаритними розмірами. Крім того, вони стандартизовані і уніфіковані, що спрощує ремонт, заміну.



## 2.2. Розробка конструкції приладу

2.2.1. Вибір типу корпусу. Під час розробки конструкції приладу базовими вимогами є:

- механічна міцність;
- довговічність і жорсткість;
- надійність комутацій деталей та вузлів;
- ефективність застосовності х матеріалів конструкторського типу.

Вище перераховані вимоги передусім залежать від призначення приладу, умов експлуатації та його використання.

Аналіз ергономіки приладу виконується на всіх етапах проектування/розробки (технічне завдання, технічне, ескізне та робоче проектування) і при експлуатації даного виробу. Результатом такого аналізу є якісне та кількісне і оцінювання визначеного рівня пристосування предмету до людини. Як наслідок, ергономіка повинна задовольняти відповідні вимоги:

- простота маніпулювання елементами керування;
- добра видимість та досяжність для користувача;
- неможливість самовільного включення.

Для простоти керування, зниження кількості помилок та загального часу пошуку необхідного елемента керування, елементи рекомендовано кодувати розміром, формою, типом виконання дії, етикетуванням та кольором. Найефективнішим є кодування кольором при поєднанні з решту способами. Рекомендовано використовувати п'ять кольорів: оранжевий, червоний, жовтий, синій та зелений. Елементи включення позначають зеленим кольором, в елементи вимкнення – червоним.

Проектування елементів візуалізації передусім залежить від характеру сприйняття поданої інформації, що візуалізується індикатором в слуховій або зоровій формах.

За принципом значимості прилади і органи керування групують в залежності від того, наскільки вирішальними вони являються для певної групи операцій. Принцип оптимального розміщення передбачає розміщення приладів

в залежності від особливостей кожного приладу: швидкості сприйняття, зручності маніпулювання органами керування, точності зчитування.

Принцип послідовного використання враховує послідовність операцій при розміщенні приладів і органів керування.

По принципу частоти використання найбільш часто застосовувані елементи розміщуються в самих зручних для сприйняття і маніпулювання місцях.

Прилади необхідно розміщати під кутом  $90^\circ$  до зорової лінії оператора. В цьому випадку забезпечується найбільш швидке і безпомилкове сприйняття показників.

Індикатори, що несуть саму цінну інформацію необхідно розміщувати в межах зони ефективною видимості.

Як матеріал корпусу вибрано полістирол ударостійкий УПС-825 ТГ тому, що він має ряд переваг над іншими полімерами, такі як висока ударна в'язкість і хороші діелектричні властивості, а також вологостійкість.

Показники технологічності УПС-825 ТГ:

- густина 1040-1060 кг/м<sup>3</sup>
- інтервал робочих температур -30...+65 °С,
- розрахункова усадка 0,4-1,2 %,
- ударна в'язкість: вихідна 30-60 кДж/м<sup>2</sup>;  
з надрізом 5,9-9,8 кДж/м<sup>2</sup>.

Вибір ударостійкого полістиролу УПС-825 ТГ як матеріалу корпусу дозволяє використати такий метод виготовлення як лиття під тиском, який є найпоширенішим методом через свою найвищу продуктивність. Він не вимагає періодичного нагрівання і охолодження пресформи. Формування виробів здійснюється у холодній пресформі, в якій відсутня завантажувальна камера. Гранули полістиролу завантажуються із бункера у циліндр, що нагрівається. В ньому матеріал розплавляють і через сопло витискають у холодну пресформу.

Корпус приладу складається з основи та кришки, а всередині корпусу розміщений друкований вузол, який кріпиться до основи гвинтами.

Регулятори вставляються у спеціальні отвори лицевої сторони основи корпусу. На передній панелі кріпляться РКІ, світлодіоди, роз'єм для підключення датчиків, регулятори частоти а на задній стороні прикріплений роз'єм для підключення живлення від електромережі.

Кришка кріпиться до основи за допомогою 2 гвинтів, які розміщені збоку. Загальний вигляд корпусу приладу зображено на рис.2.30.

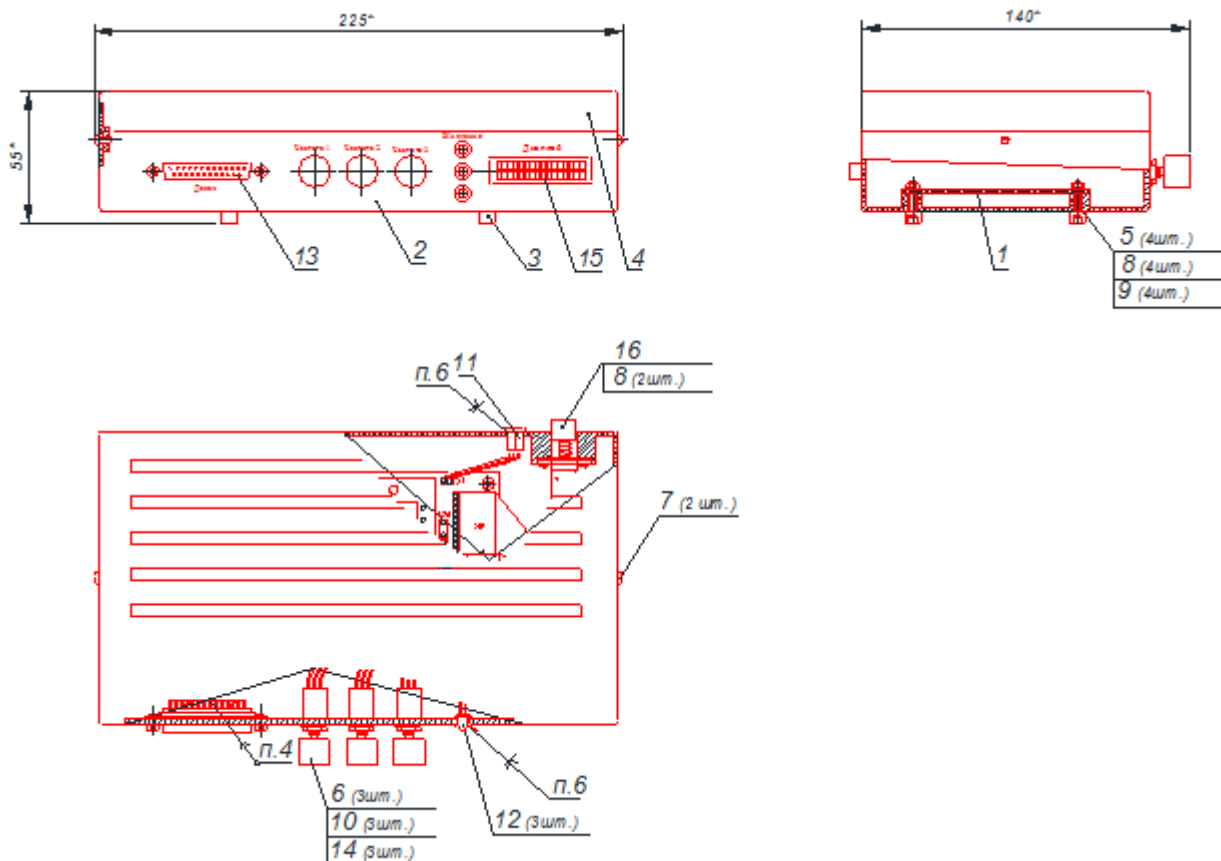


Рис.2.30. Загальний вигляд корпусу приладу

На рис.2.30 позначено через 1 - друкований вузол приладу, 2 - основа корпусу, 3 - верхня кришка, 4 – ніжка, 5 -гайка М2,5х4, 6 - гайка А.М4-6Н.2.01, 7 - гвинт М3х6, 8 - гвинт М2,5х15, 9 -шайба 2,5х6g, 10 - шайба 4х6g, 11 - роз'єм ТНС-ВТ1, 12 - світлодіод АЛ307Б, 13 - роз'єм DB-25, 14 – регулятор KLS4-3296W-0.5-22кОм±10%, 15 – РКІ АС161АУJLY-Н та 16 - перемикач ПКн21Ф-1-2-1-Б.

2.2.2. Розрахунок механічної міцності та стійкості приладу. Прилади, які не захищені від впливу ударів та вібрації, чутливі вузли до перевантажень динамічних перш за все виходять з ладу.

Виготовлення вузлів настільки міцних, щоб вони витримали пікові динамічні перевантаження є недоцільним, оскільки при збільшенні міцності призводить до збільшення загальної маси приладу, а як внаслідок до збільшення динамічного перевантаження.

Базовим методом захищеності приладу від ударів та вібрацій є встановлення його на амортизатори у вигляді гумових, металогумових або металопружних підкладок. Амортизатори бувають низькочастотними, середньочастотними та високочастотними. При використанні низькочастотних амортизаторів частота власних коливань при навантаженні не більша 4 Гц, при середньочастотних – (8-12) Гц, а при високочастотних – (20-30) Гц. Амортизатори низькочастотні забезпечують процес амортизації частоти власних коливань діапазону (5-600) Гц, високочастотні – (35-2000) Гц та середньочастотні – (15-600) Гц.

Навантаження, які діють на прилад зовні призводять до внутрішніх механічних навантажень елементів конструкцій. Під цілою низкою навантаження будуть навантаження системи механічного виду, які викликані коливаннями різних амплітуд та частот при транспортуванні, випробуванні та використанні. Власна частота варіюється в межах широких.

Для захисту приладу від впливів механічного впливу необхідно захистити найслабшу складову, а саме друковану плату. З цією метою потрібно, щоб резонансна частота друкованої плати не попадала в резонанс 60 Гц згідно обчисленого виразу:

$$f_0 = \left( \frac{1}{2\pi} \right) \sqrt{\frac{c}{m}}, \quad (2.21)$$

і резонансні частоти компонентів:

$$f_{0i} = \left( \frac{1}{2\pi} \right) \sqrt{\frac{c_i}{m_i}}, \quad (2.22)$$

де  $f_{0\min} \dots f_{0\max}$  - частотний діапазон вхідних впливів  
 $c, c_i, m, m_i$ , - жорсткість та маса навантаженої плати друкованої і компонентів.

Частоту резонансну друкованої плати із рівномірно розділеною масою компонентів на платі обчислюють виразом:

$$f_0 = \left( \frac{1}{\sqrt{1 + \frac{m_e}{m_n}}} \right) \left( \frac{\pi}{4\sqrt{3}} \right) (1 + \Delta^2) \left( \frac{\lambda S}{B^2} \right) \sqrt{\frac{\varepsilon}{\rho}}, \quad (1.23)$$

де  $m_e$  - маса компонентів;  $m_n$  - загальна маса плати друкованої;

$\Delta$  - відношення сторін плати меншої до більшої;

$S$  - загальна товщина плати;  $B$  - довжина більшої сторони плати друкованої;

$\varepsilon$  - модуль Юнга у випадку фольгового склотекстоліту рівний  $\varepsilon = 3.2 \cdot 10^{10} \text{ М}^2$ ;

$\rho$  - густина матеріалу у випадку склотекстоліту -  $2.5 \cdot 10^3 \text{ кг/М}^3$ ;

$\lambda$  - коефіцієнт, який залежить від способів закріплення друкованої плати (у випадку кріплення плати друкованої в 4 місцях  $\lambda=1.2$ )

При розрахунку загальної маси компонентів використано табл. 2.6.

## Механічні характеристики елементів

Найменування компонента	К-сть, шт.	Вага одиниці, г	Загальна вага, г
MF-12, MF-100	18	0,15	2,70
KLS4-3296W	3	0,45	1,35
0805	11	2	22,00
ECAP-GS	7	4,5	31,50
L7809	1	1,38	1,38
L7805	1	1,38	1,38
K176IE5	1	1	1,00
CD4011	1	1	1,00
AT89C2051	1	1,8	1,80
MAX1109	1	1	1,00
DS1812D-5	1	0,75	0,75
АЛ307Б	3	0,25	0,75
Дросель 100 мкГн	1	0,35	0,35
ТП 121-1	1	180	180,00
ТП-122-4	1	180	180,00
BR310	2	0,5	1,00
1N4148	1	0,15	0,15
2SC1569 (КТ940)	1	0,35	0,35
КТ837В	2	0,35	0,70
BC546В	2	0,25	0,50
PLSR-2	1	0,25	0,25
<b>Всього</b>			<b>429,91</b>

Значення резонансної частоти рівне:

$$f_0 = \left(1 + \sqrt{\frac{0,42991}{0,100}}\right) \left(\frac{\pi \cdot \sqrt{3}}{4}\right) (1 + 0,4444) \left(1,2 \cdot \frac{0,0015}{0,0144}\right) \sqrt{\frac{3,2 \cdot 10^{10}}{2,5 \cdot 10^3}} = 5328,28.$$

У відповідно до ОСТ ГО.010.009 плати друковані без амортизаторів мають мати частоту резонансу до 60 Гц. З урахуванням такої вимоги встановлено, що відповідає ОСТу, оскільки  $60\text{Гц} < 5328,28\text{ Гц}$ .

Впливи ударного виду на прилад характеризуються параметрами та структурою ударного імпульсу. Відповідно до вимог впливу механічного виду в

процесі транспортування прилад має витримувати ударні імпульси часовою тривалістю 15мс при піковому прискоренні  $N_y = 10g$ . Максимального впливу на прилад задає імпульс прямокутної структури, тому здійснено розрахунок міцності приладу до впливу такого виду ударів.

Умовне значення частоти ударного імпульсу обчислюється з виразу:

$$\omega = \frac{\pi}{\tau}, \quad (2.24)$$

де  $\tau$  – часова тривалість імпульсу удару, яка рівна  $\tau = 15\text{мс}$ .

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

Коефіцієнт передачі удару:

$$K_y = 2 \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2 \cdot \nu}\right), \quad (2.25)$$

де  $\nu$  – коефіцієнт відтермінування:

$$\nu = \frac{\omega}{2 \cdot \pi \cdot f_0}. \quad (2.26)$$

Підставивши значення виразу (2.26) у вираз (2.25) отримано:

$$\nu = \frac{314}{2 \cdot 3,14 \cdot 5328,28} = 0,0094,$$

$$K_y = 2 \cdot \sin\left(\frac{3,14}{2 \cdot 0,0094}\right) = 0,449.$$

Пікове відносне прискорення медичного приладу:

$$a_y = H_y \cdot K_y, \quad (2.27)$$

$$a_y = 10g \cdot 0,449 = 4,49g.$$

Пікове відносне переміщення:

$$Z_{\max} = \frac{2 \cdot H_y}{2 \cdot \pi \cdot f_0} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{2 \cdot \nu}\right) = \frac{a_y}{2 \cdot \pi \cdot f_0}, \quad (2.28)$$

$$Z_{\max} = \frac{4,49 \cdot 9,8}{2 \cdot 3,14 \cdot 5328,28} = 0,0013 \text{ мм}.$$

Умова ударної міцності для компонентів:

$$a_y < a_{y \text{ доп}},$$

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

З урахуванням того, що  $3,2g < 4,49g$ , то умова щодо ударної міцності повністю виконується. При виконанні такої умови прилад має придатність щодо працездатності та транспортування під впливом дії ударів.

2.2.3. Перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу та оптимізація теплових режимів. При розрахунку теплового режиму приладу із природньою конвекцією теплообмінну конструктив приладу замінюємо фізичною тепловою моделлю, де перегрів представлено як комплексна сума температури середньої  $t_{HS}$  і розсіюваної теплової потужності  $P_{H3}$ .

Питома поверхнева потужність корпусу обчислюється з виразу:

$$q_K = \frac{P_0}{S_K}, \quad (2.29)$$

де  $S_K$  – площа зовнішньої поверхні корпусу:



$$S_K = 2(L_1L_2 + L_2L_3 + L_1L_3), \quad (2.30)$$

де  $L_1, L_2$  та  $L_3$  – ширина, глибина та висота приладу.

$$S_K = 2(0,225 \cdot 0,140 + 0,140 \cdot 0,055 + 0,225 \cdot 0,055) = 0,10337 \text{ м}^2,$$

$$P_0 = 0,2 \text{ Вт},$$

$$q_K = \frac{0,2}{0,10337} = 1,93 \text{ Вт/м}^2.$$

За даними графіку (рис.2.30) визначено температуру перегріву корпусу приладу при першому наближенні  $\Delta t_k$ .

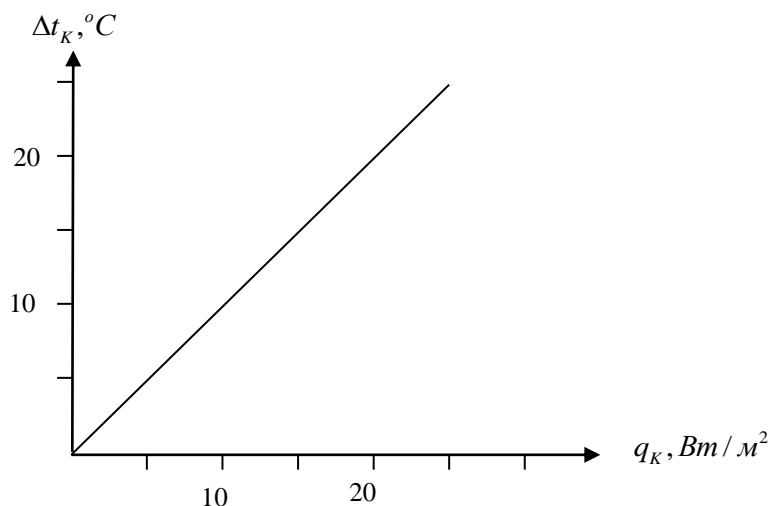


Рис. 2.30. Залежність перегріву корпусу від питомої поверхневої потужності

Коефіцієнти променевипуску для бокової  $\alpha_{л.б}$ , верхньої  $\alpha_{л.в}$  та нижньої  $\alpha_{л.н}$  поверхні корпусу приладу:

$$\alpha_{л.i} = \varepsilon_i \cdot 5,67 \left[ \left( \frac{t_0 + \Delta t_k + 273}{100} \right)^4 - \left( \frac{t_0 + 273}{100} \right)^4 \right] / \Delta t_k. \quad (2.31)$$

$$\alpha_{Л.Б} = 0,055 \cdot 5,67 \left[ \left( \frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left( \frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 0,65,$$

$$\alpha_{Л.Б} = 0,140 \cdot 5,67 \left[ \left( \frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left( \frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 1,65,$$

$$\alpha_{Л.Н} = 0,225 \cdot 5,67 \left[ \left( \frac{25 + 1,48 + 273}{100} \right)^4 - \left( \frac{25 + 273}{100} \right)^4 \right] / 1,48 = 2,65.$$

При температурі  $t_i$  для кожної з поверхонь корпусу число Грегора рівне:

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

$$t_m = 20 + 0,5 \cdot 1,48 = 20,74^{\circ}C,$$

$$G_T = \beta_m g \frac{L_{\phi i}^3}{\nu_m^2} \Delta t_K, \quad (2.32)$$

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

$g$  – прискорення падіння вільного;

$\beta_m$  – коефіцієнт розширення:

$$\beta_m = (t_m + 273)^{-1}, \quad (2.33)$$

$$\beta_m = (20,74 + 273)^{-1} = 3,4 \cdot 10^{-3},$$

$$G_{Т.Б} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,055^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 1,86 \cdot 10^{-19},$$

$$G_{Т.Б} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,140^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 4,74 \cdot 10^{-18},$$

$$G_{Т.Н} = 3,4 \cdot 10^{-3} \cdot 9,81 \frac{0,225^3}{(16 \cdot 10^6)^2} \cdot 1,07 = 7,62 \cdot 10^{-18}.$$

Число Прандтля для визначеної температури  $t_m$  рівне  $P_T = 0,8$ .

Режими рухів газу чи рідин. що обходять поверхню корпусу:

$$K = (G_T \cdot P_T) m, \quad (2.34)$$

$$K_B = 0.8 \cdot 1,86 \cdot 10^{-19} = 1,488 \cdot 10^{-19},$$

$$K_H = 0.8 \cdot 4,74 \cdot 10^{-18} = 3,792 \cdot 10^{-18},$$

$$K_E = 0.8 \cdot 7,62 \cdot 10^{-18} = 6,096 \cdot 10^{-18}.$$

З урахуванням умови  $K \leq 5 \cdot 10^2$ , будемо мати перехідний ламінарний режиму обходу поверхні корпусу.

Коефіцієнт теплообміну конвекцією для поверхонь корпусу приладу  $\alpha_K$  і для перехідного режиму обчислюється виразом:

$$\alpha_{Ki} = 1.18 \frac{t_m}{L_{опи}} (G_r P_r)_m^{1/8} N_i, \quad (2.35)$$

де  $t_m$  – провідність теплогазу;

$N_i$  – коефіцієнт, який враховує у собі орієнтацію поверхні корпусу:

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

$$\alpha_{K.B} = 1,18 \frac{20,74}{0,055} (1,86 \cdot 10^{-19})^{1/8} \cdot 1,3 = 2,63$$

$$\alpha_{K.E} = 1,18 \frac{20,74}{0,140} (4,74 \cdot 10^{-18})^{1/8} \cdot 1 = 1,19$$

$$\alpha_{K.H} = 1,18 \frac{20,74}{0,225} (7,62 \cdot 10^{-18})^{1/8} \cdot 0,7 = 0,55$$

Теплова провідність між оточуючим середовищем та поверхнею корпусу  $\sigma_K$  обчислюється виразом:

$$\sigma_K = (\alpha_{K.H} + \alpha_{Л.H})S_H + (\alpha_{K.B} + \alpha_{Л.B})S_B + (\alpha_{K.B} + \alpha_{Л.B})S_B, \quad (2.36)$$

де  $S_H, S_B, S_B$  – площі корпусу, відповідно нижньої, бокової, верхньої:

$$S_H = S_B = L_1 L_2 = 0,225 \cdot 0,140 = 0,0315,$$

$$S_B = 2L_3(L_1 + L_2) = 2 \cdot 0,055(0,225 + 0,140) = 0,04015,$$

$$\sigma_K = (0,55 + 2,65) \cdot 0,0315 + (1,19 + 1,65) \cdot 0,04015 + (2,63 + 0,65) \cdot 0,0315 = 3,772501.$$

Перегрів корпусу приладу в другому наближенні  $\Delta t_{K.O.}$  обчислюється з виразу:

$$\Delta t_{K.O.} = \left( \frac{P_0}{\sigma_K} \right) K_{Л.H} \cdot K_{H1}, \quad (2.37)$$

де  $K_{H1}$  – коефіцієнт, який враховує у своєму значенні атмосферний тиск середовища навколишнього:

$$\Delta t_{K.O.} = \left( \frac{0,2}{3,772501} \right) \cdot 1,2 \cdot 1,1 = 0,069^0 C.$$

Помилка обчислюється виразом:

$$\delta = |t_{K.O.} - t_H| / t_H, \quad (2.38)$$

$$\delta = |0,069 - 25| / 25 = 0,99.$$

Оскільки умова  $\delta \leq 1$  є виконаною, тому розрахунок вважаємо завершений.

### 2.3. Висновки до розділу 2

В результаті аналізу проблеми в області електротерапії та відомих приладів знайдено шляхи щодо розробки нового приладу, зокрема схеми схем структурної та електричної принципової з метою покращеними техніко-економічними показників.

Для вибору елементної компонентної бази приладу (резисторів, конденсаторів, діодів, транзисторів, мікросхем, роз'ємів та кварцу) проведено перевірочний 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 розраховано теплові режими роботи приладу.

## РОЗДІЛ 3

### НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

#### 3.1. Теоретичне дослідження математичної моделі приладу

Принцип приладу побудований на дії періодично-імпульсного струму на м'язи людини з метою їх стимуляції. Тому в якості математичної моделі приладу використано модель генератора прямокутних імпульсів із змінними параметрами амплітуди, частоти, тривалості імпульсів та загального часу генерації імпульсів.

Враховуюче сказане на рисунку 3.1 зображено базову функції приладу у вигляді чорного ящика, на вході якої є параметри математичної моделі генератора, а на виході періодична послідовність прямокутних імпульсів.

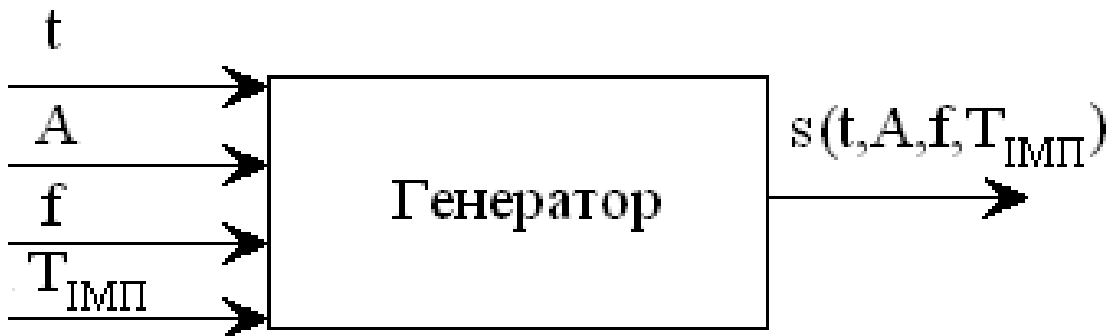


Рис. 3.1. Загальна схема приладу як макроструктури моделі

На рисунку 3.1 позначено через  $t$  – тривалість генерації прямокутних імпульсів,  $f$  – частота імпульсів,  $T_{ИМП}$  – тривалість прямокутного імпульсу та  $A$  – амплітуда імпульсів.

На рисунку 3.2 зображено умовно подані прямокутні імпульси із позначеними на ньому параметрів  $f$ ,  $T_{ИМП}$ ,  $t$  та  $A$ , які є характерними для обгрунтованої моделі приладу.

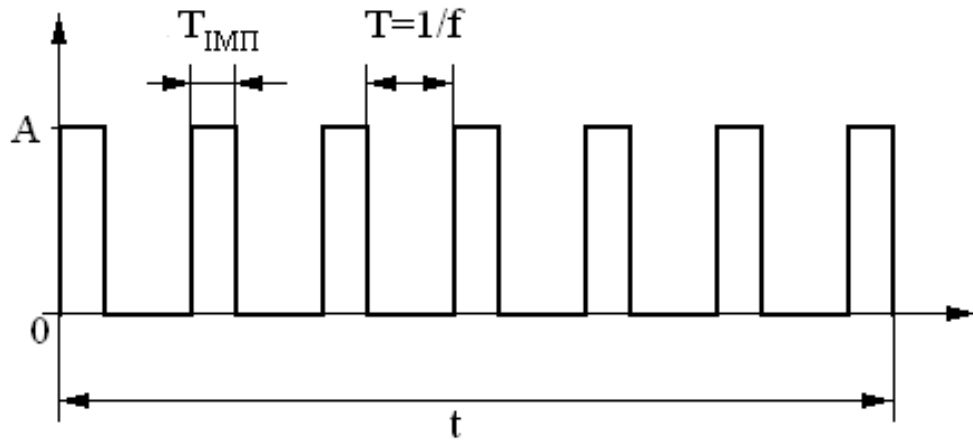


Рис.3.2. Прямокутні імпульси, які формує математична модель приладу

Вихідний сигнал математичної моделі можна трактувати як послідовність прямокутних імпульсів зсунутих в часі на сталий період  $T = \frac{1}{f}$ , яку можна подати у вигляді виразу:

$$s(t, A, f, T) = A \sum_{k \in \mathbb{Z}} \chi_{D_k}(t + kT), \quad k \in \mathbb{Z}, \quad (3.1)$$

де  $\chi_{D_k}$  -  $k$ -ий прямокутний імпульс тривалістю  $T_{ИМП}$  поданий у вигляді індикаторної функції  $\chi_{D_k}(t) = \begin{cases} 1, \text{ якщо } D_k \in A \\ 0, \text{ якщо } D_k \notin A \end{cases}$ ,  $D_k = [kT_{ИМП}, (k+1)T_{ИМП})$  - часовий діапазон тривалості  $k$ -го прямокутного імпульсу;

$T = \frac{1}{f}$  - часова відстань між прямокутними імпульсами (період імпульсів);  $A$  - амплітуда прямокутних імпульсів.

Вираз 3.1 дає змогу математично описати основу функцію приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, а саме процес генерування прямокутних імпульсів.

### 3.2. Експериментальне дослідження моделі приладу

Проведення експериментального дослідження із використанням програмного середовища Matlab дасть змогу детально оцінити математичну модель функції приладу.

Текст програми для дослідження параметрів моделі шляхом генерування прямокутних імпульсів, які періодично повторюються:

```
clear all; % Очищення усієї пам'яті
A=5; % Амплітуда імпульсу
Timp=0.5; % Тривалість імпульсу, сек
f=1; % Частота повтору імпульсів
T=1/f; % Період імпульсів
fd=1000; % Частота дискретизації
dt=1/fd; % Часовий крок дискретизації
t=0:dt:10; % Шкала часу

% Формування одного імпульсу
imp_0(1:fix(T*fd))=0; % Реалізація сигналу між імпульсами
imp_1(1:fix(Timp*fd))=A; % Реалізація сигналу під час імпульсів

% Вивід графіку
figure(1) % Вибір фігури
s=[]; % Початкове значення масиву

% Кількість імпульсів
for k=1:10 % Цикл масиву імпульсів
s=[s imp_1 imp_0]; % Об'єднання імпульсів
end;
% Формування масиву часу
t=(0:(length(s)-1)).*dt; % Часова шкала
plot(t,s); % Вивід графіку
xlabel('Час, сек'); % Вісь X
ylabel('Амплітуда, В'); % вісь Y
```

Результат генерування прямокутних імпульсів, які періодично повторюються зображено на рис.3.3.



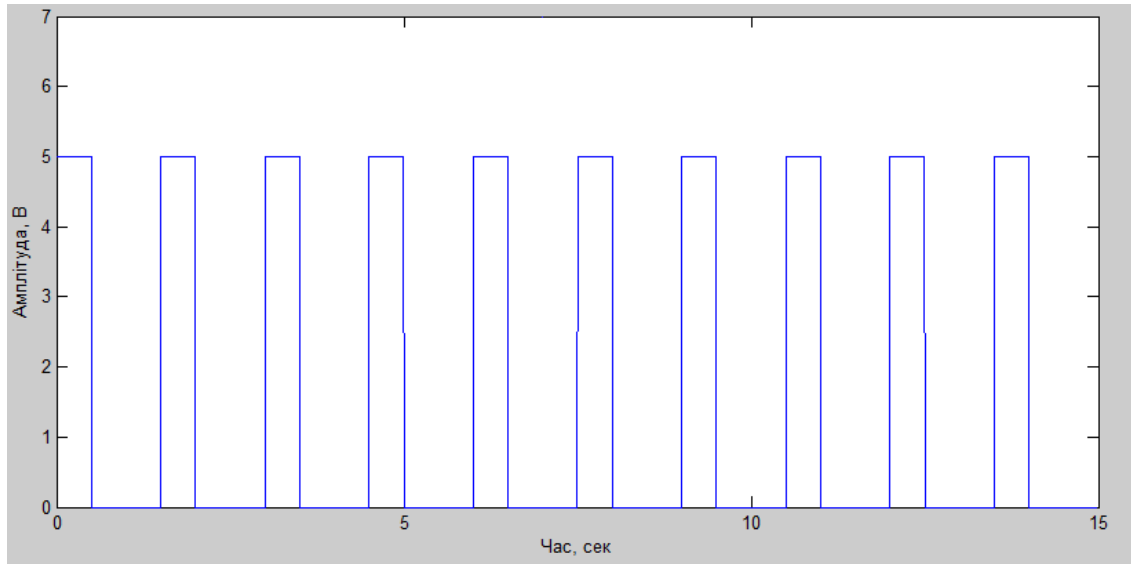


Рис.3.3. Реалізація прямокутних імпульсів, які періодично повторюються

Для дослідження параметрів прямокутних імпульсів буде застосовано методи кореляційного, спектрального та спектрально-кореляційного аналізів.

В основі кореляційного методу лежить вираз вигляду:

$$r(\tau) = \frac{1}{b-a} \int_a^b s(t)s(t-\tau)dt, \quad (3.1)$$

де  $s(t)$  - реалізація прямокутних імпульсів, які періодично повторюються;  
 $\tau$  - величина часового зсуву.

Текст програми кореляційного аналізу:

```
% Кореляційний аналіз
r=xcorr(s);           % Кореляція
r=r/length(r);       % Ділення кореляції на довжину
tr=(0:(length(r)-1)).*dt; % Вісь зсуву
tr=tr-mean(tr);      % Центрування осі зсуву
figure(2)            % Вибір фігури
plot(tr,r);          % Вивід графіку
xlabel('Час, сек');  % Вісь X - зсув
ylabel('Потужність, В^2'); % вісь Y - потужність
```

Результат кореляційного аналізу прямокутних імпульсів зображено на рис.3.4.

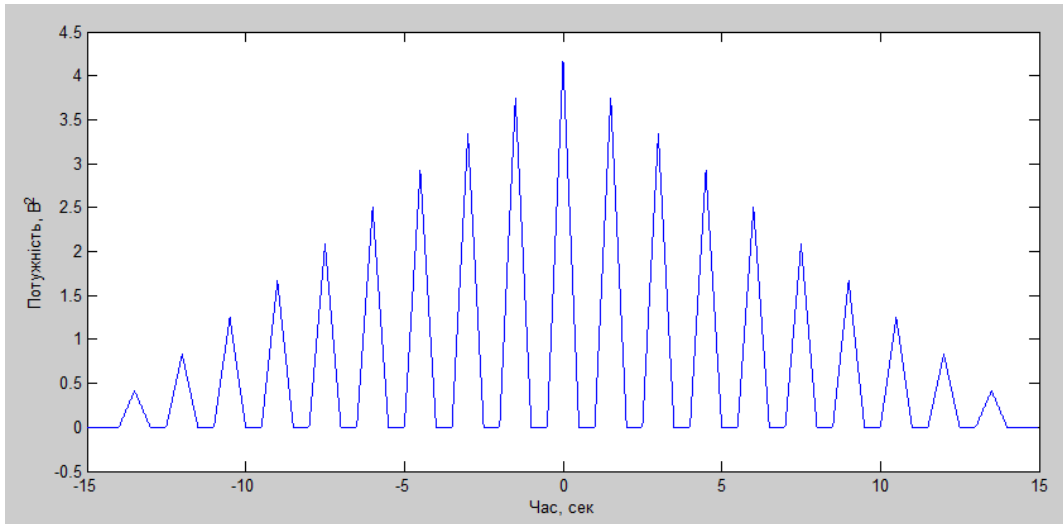


Рис.3.4. Результат кореляційного аналізу прямокутних імпульсів

За результатами кореляційного аналізу встановлено, що імпульси є лінійно-залежними та характеризується скінченністю.

В основі спектрального методу лежить вираз вигляду:

$$S(f) = s(t)e^{-j2\pi ft} dt, \quad (3.2)$$

де  $s(t)$  - реалізація прямокутних імпульсів, які періодично повторюються;  
 $f$  – частота.

Модуль спектру сигналу характеризує густину розподілу амплітуд складових суцільного спектра сигналу по частоті.

Текст програми спектрального аналізу:

```
% Спектральний аналіз
sf=abs(fft(s));
sf=sf/length(sf);
df=fd/length(sf);
fs=0:df:fd;
k=500;
figure(3)
plot(fs(1:k),sf(1:k));
xlabel('Частота, Гц');
ylabel('Амплітуда, В');

% Фур'є швидке
% Ділення на довжину
% Крок зміни частоти
% Формування значення частот
% Кількість гармонік
% Вибір фігури
% Вивід графіку
% Вісь частоти
% Вісь амплітуди
```

Результат спектрального аналізу прямокутних імпульсів зображено на рис.3.5.

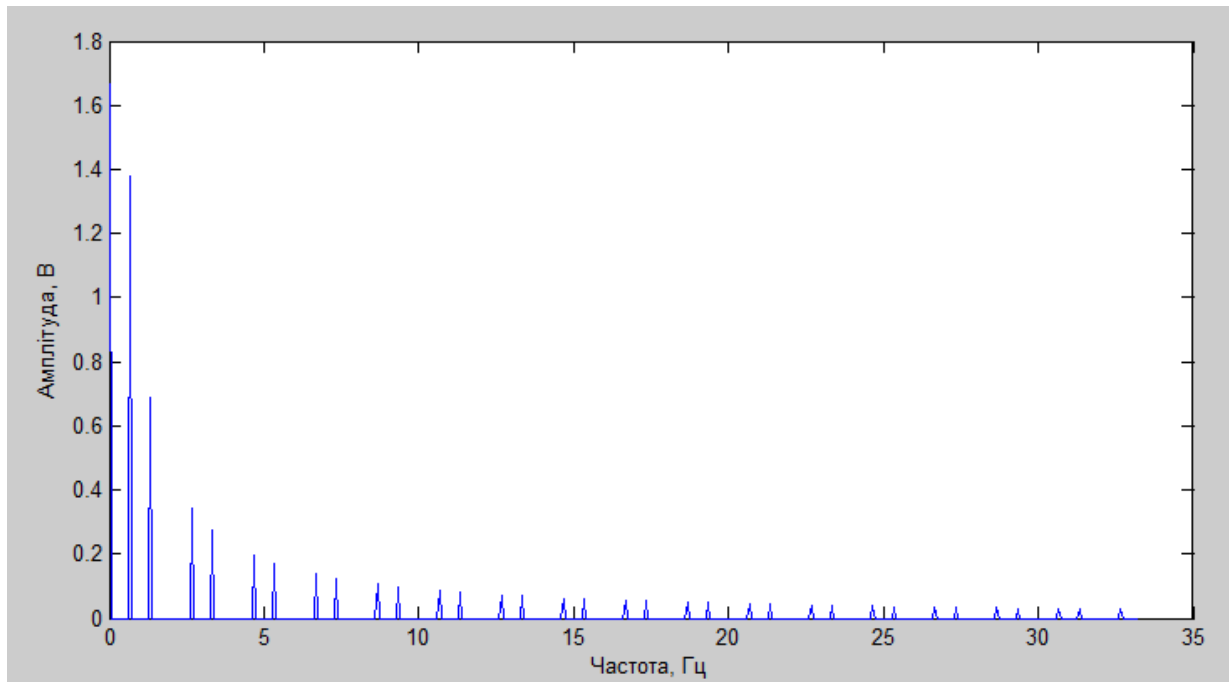


Рис.3.5. Результат кореляційного аналізу прямокутних імпульсів

За результатами спектрального аналізу встановлено, що гармонічні компоненти є повторними.

Отже, запропонована модель коректно відображає основну функцію приладу.

### 3.3. Економічні розрахунки

Економічну ефективність приладу, який розробляється, необхідно визначити за варіантами. За варіантами необхідно розрахувати витрати та економічні результати.

Результати кількісних витрат на сировину та матеріали, які є необхідними для виробництва одиниці приладу наведено у таблиці 3.1.

**Величини витрат на виготовлення приладу**

Назва	Одиниця витрати	Ціна (грн.)	Норми витрат	Витрати, (грн.)	Вартість поверн. відходів, (грн.)	Витрати на транспорт (грн.)	Загальні витрати, (грн.)
Montero SC1515	шт (15 г.)	36,0	0,5	18,00	1,80	1,80	21,60
Флюс F5	мл. (90 мл)	39,0	0,3	13,00	1,30	1,30	15,60
Лак ЕП-730-413	(кг)	90,00	0,3	27,00	2,70	2,70	32,40
Електропровід МГШВ0,2К	(м)	8,00	5	40,00	4	4	48
ДП СФ2-50Г-1,5	(шт.)	12,50	1	12,50	–	1,25	13,75
Усього	–	–	–	110,50	9,8	11,05	<b>131,35</b>

Вартість купованих напівфабрикатів і комплектуючих виробів [12]:

$$K_{НД} = \sum_{i=1}^n H_i \cdot \dots \cdot C_{ni}, \quad (3.8)$$

е:  $H_i$  - загальне число  $i$ -их напівфабрикатів та деталей необхідних для виготовлення приладу;

$C_{ni}$  - ціна оптова одиниці за  $i$ -ті напівфабрикати і деталі.

Вартість напівфабрикатів та деталей буде збільшена на величину витрат транспортних розміром 10% від вартості прайсу.

Результати розрахунку наведено у табл. 3.2.

**Вартість купованих компонентів на один прилад  
(листопад 2020 року)**

Назва компоненти	К-сть (шт)	Вартість за штуку (грн.)	Загальна вартість (грн.)	Транспортні затрати (грн.)	Загальні затрати (грн.)
1	2	3	4	5	6
1. Конденсатори керамічні та електролітичні					
0805	11	0,60	6,60	0,66	7,26
ECAP-GS	7	0,95	6,65	0,665	7,32
2. Резистори постійні та змінні					
MF-12	16	0,35	5,60	0,56	6,16
KLS4-3296W	3	3,55	10,65	1,065	11,72
3. Мікросхеми інтегральні					
LM7905	1	6,40	6,40	0,64	7,04
LM7805	1	6,40	6,40	0,64	7,04
MAX1109	1	31,50	31,50	3,15	34,65
CD4011	1	5,50	5,50	0,55	6,05
AT89C2051	1	49,50	49,50	4,95	54,45
K176IE5	1	25,52	25,52	2,552	28,07
DS1812D-5	1	13,15	13,15	1,315	14,47
4. Світлодіоди					
AL307B	3	0,70	2,10	0,21	2,31
5. Напівпровідникові компоненти					
Діод 1N4148	1	0,76	0,76	0,076	0,84
Транзистор BC546B	2	9,00	18,00	1,8	19,80
Транзистор KT837B	2	0,85	1,70	0,17	1,87
Транзистор 2SC1569	1	0,75	0,75	0,075	0,83
Діодний міст КЦ407	1	6,60	6,60	0,66	7,26
6. Трансформатор					
ТП 121	1	75	75,00	7,5	82,50
ТП 122	1	80	80,00	8	88,00
7. Роз'єми					
PLS-02	2	0,25	0,50	0,05	0,55
PLS-10	1	1,55	1,55	0,155	1,71
7. Кварц					
КХ-ЗНТ 4.0320 MHz	1	3,80	3,80	0,38	4,18
9. Перемикач					
ПКн21Ф-1-2-1-Б	1	45,00	45,00	4,5	49,50
10. Дросель/котушка					
EC24-R12K	1	1,00	1,00	0,1	1,10
Разом					<b>444,65</b>

Затрати на паливо для цілей технологічного характеру обчислюються згідно виразу [12]:

$$Z_n = \sum_{i=1}^n H_{ni} \cdot C_{ni}, \quad (3.9)$$

де  $H_{ni}$  - норма-витрата  $i$ -их видів палива на виробництво одиниці приладу;  
 $C_{ni}$  - ціна оптова за штуку витрати  $i$ -го палива;  
 $n$  – загальне число видів палива.

На виробництві приладу застосовується природній газ. Витрати газ при  $C_{ni} = 6,30$  грн. за  $1 \text{ м}^3$  (станом на 1 листопада 2020 р. за даними <http://gazpostach.te.ua/>) [28];  $H_{ni} = 0,29 \text{ м}^3$ :

$$Z_n = 0,429 \cdot 6,30 = 2,70 \text{ грн.}$$

Затрати на споживання електроенергії для цілей технологічного характеру та освітлення визначається виразом [12]:

$$Z_e = \sum_{i=1}^n H_{ei} \cdot T_{ei}, \quad (3.10)$$

де  $H_{ei}$  - норми витрат  $i$ -ої енергії;  
 $T_{ei}$  - тарифи на витрати  $i$ -ої енергії;  
 $n$  – загальне число видів енергії.

Витрати на електроенергію з  $H_{ei} = 1,49$  грн./кВт (станом на листопад 2020 р. за даними <https://tepo.com.ua/>) [29];  $T_{ei} = 1,49$  грн./кВт;  $n = 1$ :

$$Z_e = 20 \cdot 1,49 = 29,80 \text{ грн.}$$

Затрати на та електроенергію та паливо:

$$Z_n + Z_e = 2,70 + 29,80 = 32,50 \text{ грн.}$$

Поточні затрати на виробництво приладу зведено в таблицю 3.3.

Таблиця 3.3

**Калькуляція вартості випуску одного приладу**

<b>Статті витрат</b>	<b>Витрати (грн.)</b>
1. Сировина і матеріали за мінусом відходів	131,35
2. Куповані напівфабрикати і комплектуючі вироби	444,65
3. Енергія та паливо (для технологічних цілей)	32,50
<b>Вартість</b>	<b>608,50</b>

Новий прилад на відміну від аналогів має нижчі цінові показники, що зумовлює його попит.

#### 3.4. Висновки до розділу 3

У розділі обґрунтовано структуру математичної моделі приладу у вигляді послідовності прямокутних імпульсів зсунутих в часі з параметрами із змінними параметрами амплітуди, частоти, тривалості імпульсів та загального часу генерації імпульсів. Використовуючи засоби Matlab експериментально досліджено характеристики моделі як бази теоретичного дослідження.

Результати економічних розрахунків вказують на актуальність виробництва приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

## РОЗДІЛ 4

### СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

#### 4.1. Оцінювання експлуатаційних показників приладу

Схема приладу функціонально складається з трьох елементів (складових), а саме елементів візуалізації, генерування та живлення (рис.4.1).

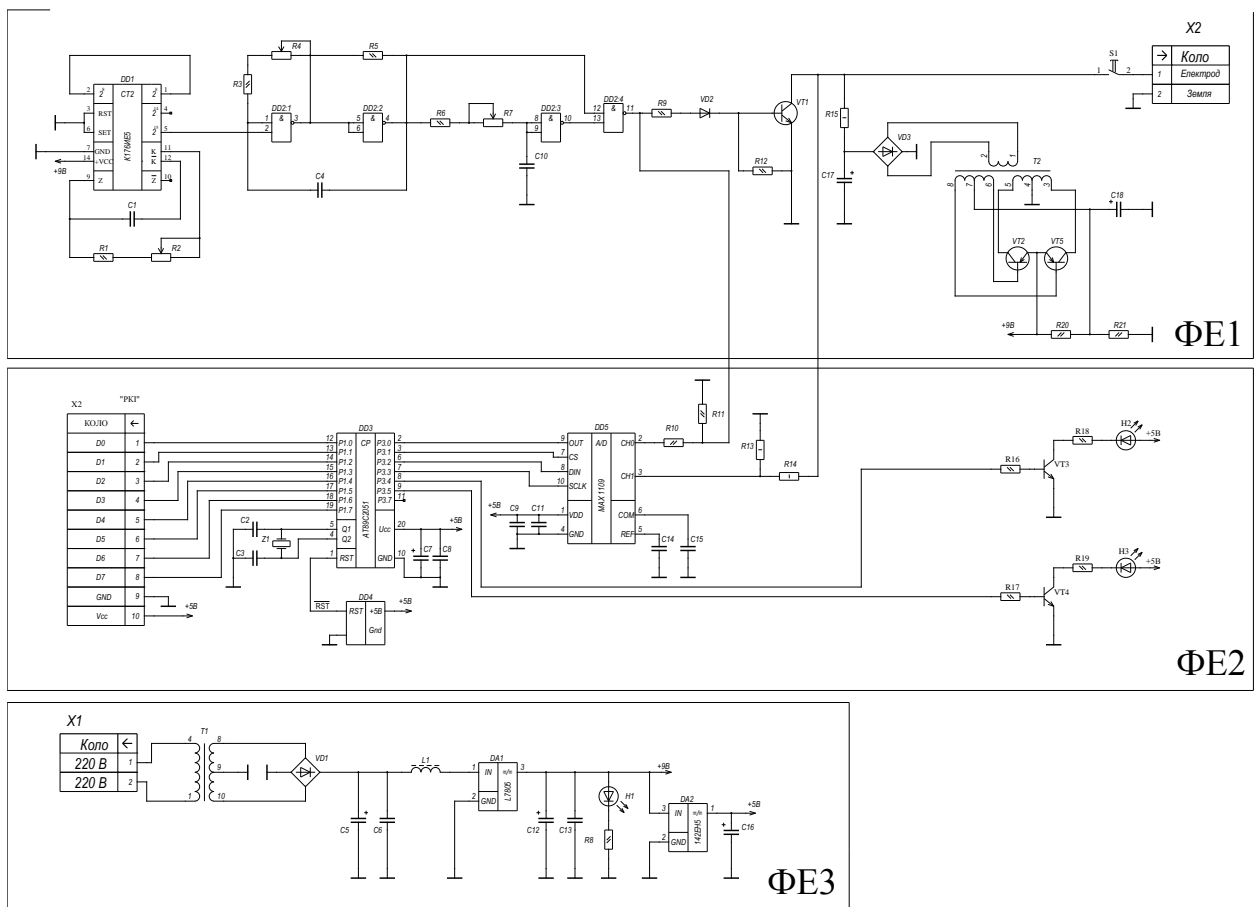


Рис. 4.1. Функціональні елементи приладу для стимуляції м'язів людини

Для функціональних елементів буде розраховано кількість типів елементів (таблиця 4.1).



Середні сумарні інтенсивності відмов за типом функціональних елементів та середня інтенсивність відмов функціональних елементів обчислюється виразом [11]:

$$\bar{\lambda}_{\Sigma} = N_{\text{ТИП}} \cdot \bar{\lambda}_{\text{ТИП}}, \quad (4.1)$$

$$\lambda_{i\phi\Phi\Sigma} = \sum_{i=1}^{m_i} \lambda_{\text{ТИП}\Sigma j}, \quad (4.2)$$

де  $N_{\text{ТИП}}$  - загальна кількість типів радіоелементів у першому елементі функціональному.

Нормований коефіцієнт функціонального елемента обчислюється виразом [11]:

$$K_i = \frac{\bar{\lambda}_{i\phi\Phi\Sigma}}{\sum_{i=1}^{m_i} \bar{\lambda}_{i\phi\Phi\Sigma}}, \quad (4.3)$$

де  $m$  – загальна кількість функціональних елементів.

За наперед визначеним значенням ймовірністю безвідмовної роботи приладу  $P_3=0,99$  та інтервалом часу неперервної роботи  $t_3$  (9000 год) при експоненціальному законі розподілу інтенсивність відмов  $\lambda$  визначається виразом [11]:

$$\lambda_3 = -\frac{\ln P_3}{t_3}, \quad (4.4)$$

$$\lambda_3 = -\frac{0,01}{9000} = 1,11 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}.$$

Ймовірнісний показник безвідмовної працездатності приладу в цілому  $P_{i3}(t_3)$  та нормований показник інтенсивності  $\lambda_{i3}$  визначається виразом [11]:

$$\lambda_{i3} = \lambda_3 \cdot K_i, \quad (4.5)$$

$$P_{i3}(t_3) = e^{-\lambda_{i3}t_3} \approx 1 - \lambda_{i3}t_3, \quad (4.6)$$

Розрахунки показників зведено в таблицю 4.1

Таблиця 4.1

### Результати розрахунків

Тип елементу	Середнє значення інтенсивності відмови $\times 10^{-6}$ 1/год	К-сть елементів			Середні значення інтенсивності відмов $\times 10^{-6}$ 1/год		
		$\Phi_{E1}$	$\Phi_{E2}$	$\Phi_{E3}$	$\Phi_{E1}$	$\Phi_{E2}$	$\Phi_{E3}$
Мікросхеми	0,024	2	3	2	0,048	0,072	0,048
Конденсатори керамічні	0,44	3	5	2	1,32	2,2	0,88
Конденсатори електролітичні	0,33	2	1	3	0,66	0,33	0,99
Резистори пос.	0,04	8	8	1	0,32	0,32	0,04
Резистори зм.	0,5	3	-	-	1,5	0	0
Світлодіод	1,8	-	2	1	0	3,6	1,8
Трансформатор	5,28	1	-	1	5,28	0	5,28
Транзистори	0,3	3	2	-	0,9	0,6	0
Діоди, діодний міст	0,25	1	-	1	0,25	0	0,25
Перемикач	1,2	1	-	-	1,2	0	0
Роз'єм	2,5	1	1	1	2,5	2,5	2,5
Кварцовий резонатор	1,9	-	1	-	0	1,9	0
Пайки	0,001	89	95	33	0,089	0,095	0,033
Сумарні середні інтенсивності відмов $\lambda_{\Phi E \Sigma} \cdot 10^{-6}$ 1/год					14,067	11,617	11,821
					37,505		
Коефіцієнт нормований $K_i, \lambda_{\Phi E \Sigma} \cdot 10^{-6} / \Sigma (\lambda_{\Phi E \Sigma} \cdot 10^{-6})$					0,37507	0,30975	0,31519
Інтенсивності відмови $\lambda_{i3} \cdot 10^{-6}$ 1/год					0,41633	0,34382	0,34986
Ймовірність безвідмовної роботи $P_{i3}(t_3)$					0,9963	0,9969	0,9968

Виконаємо орієнтовний розрахунок надійності для кожного окремо взятого функціонального елемента приладу.

Використовуючи довідник визначено інтенсивності відмов  $\lambda_{oj}$  для типів елементів та здійснено розрахунок значень сумарних інтенсивностей відмов  $\Sigma\lambda_{oj}$ , які наведено у таблиці 4.2.

Таблиця 4.2

## Інтенсивності відмові елементів

Назва елемента	Тип елемента	Загальна кількість $N_j$	Значення інтенсивності відмов $\lambda_{oj} \cdot 10^6$ , 1/ГОД	$N_j \cdot \lambda_{oj} = \Sigma\lambda_{oj}$
0805	Конденсатори кер.	11	$0,76 \cdot 10^{-6}$	$8,36 \cdot 10^{-6}$
ЕСАР-GS	Конденсатори електролітичні	7	$0,8 \cdot 10^{-6}$	$5,6 \cdot 10^{-6}$
MF-12	Резистори пос.	16	$0,47 \cdot 10^{-6}$	$7,52 \cdot 10^{-6}$
KLS4-3296W	Резистори зм.	3	$0,5 \cdot 10^{-6}$	$1,5 \cdot 10^{-6}$
1N4148	Діод	1	$1,5 \cdot 10^{-6}$	$1,5 \cdot 10^{-6}$
КЦ407	Діодний міст	2	$2 \cdot 10^{-6}$	$4 \cdot 10^{-6}$
BC546B, KT837B, 2SC1569	Транзистори	5	$2 \cdot 10^{-6}$	$10 \cdot 10^{-6}$
АЛ307Б	Світлодіод	3	$0,7 \cdot 10^{-6}$	$2,1 \cdot 10^{-6}$
L7905, L7805, АТМЕГА8А, DS1812D-5, К178ИЕ5, CD4011, МАХ1109	Мікросхеми	7	$2,5 \cdot 10^{-6}$	$17,5 \cdot 10^{-6}$
КХ-ЗНТ 4.0320 MHz	Кварцевий резонатор	1	$1,5 \cdot 10^{-6}$	$1,5 \cdot 10^{-6}$
PLSR	Роз'єми	3	$0,05 \cdot 10^{-6}$	$0,15 \cdot 10^{-6}$
ТП 121, ТП-122	Трансформатор	2	$5,28 \cdot 10^{-6}$	$10,56 \cdot 10^{-6}$
ПКн21Ф	Перемикач	1	$1,228 \cdot 10^{-6}$	$1,228 \cdot 10^{-6}$
<b>Усього</b>				<b><math>71,518 \cdot 10^{-6}</math></b>

Оскільки довідникові дані за значеннями інтенсивності відмов є оцінками точковими, тому необхідно здійснити довірче оцінювання інтенсивності відмови через визначення нижньої  $\lambda_n$  і верхньої  $\lambda_v$  границь довірчої оцінки. Відхилення середньоквадратичне даних з довідника визначається орієнтовно виразом [11]:

$$\sigma = \frac{1}{3} \lambda_0, \quad (4.7)$$

$$\sigma_1 = \frac{1}{3} \cdot \lambda_{01} = \frac{14,067}{3} = 4.689 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

$$\sigma_2 = \frac{1}{3} \cdot \lambda_{02} = \frac{11,617}{3} = 3.872 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

$$\sigma_3 = \frac{1}{3} \cdot \lambda_{03} = \frac{11,821}{3} = 3.94 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

а значення відхилення середньоквадратичного сумарної інтенсивності відмови визначається виразом:

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\sum \sigma_i^2} = \frac{1}{3} \sqrt{\sum_{j=1}^m N_j \times \lambda_{0j}^2}. \quad (4.8)$$

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\sum \sigma_i^2} = \sqrt{4,689^2 + 3,872^2 + 3,94^2} = 7,246 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

Значення довірчих оцінок інтенсивностей відмов числяться виразами:

$$\lambda_H = \lambda_{\Phi E} - 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma} \quad (4.9)$$

$$\lambda_B = \lambda_{\Phi E} + 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma} \quad (4.10)$$

$$\lambda_H = \lambda_{\Phi E \Sigma} - 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma} = 37,505 - 1,65 \cdot 7,246 = 25.5491 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

$$\lambda_B = \lambda_{\Phi E \Sigma} + 1.65 \cdot \sigma_{\Sigma} = 37,505 + 1,65 \cdot 7,246 = 49.4609 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

За отриманими результатами обчислень побудуємо графічну залежність ймовірності безвідмовної роботи  $P(t_p) = \exp(-\lambda \cdot t_p) = 1 - \lambda \cdot t_p$ , для  $\lambda_B$ ,  $\lambda_H$  на інтервалі спостереження  $[0, t_3]$  згідно виразу [11]:

$$P(t_p) = \exp(-\lambda \cdot t_p) \quad (4.11)$$

Графічну залежність ймовірності безвідмовної роботи елементів приладу від значення інтенсивності відмови на інтервалі спостереження  $[0, t_3]$  зображено на рис.4.2.

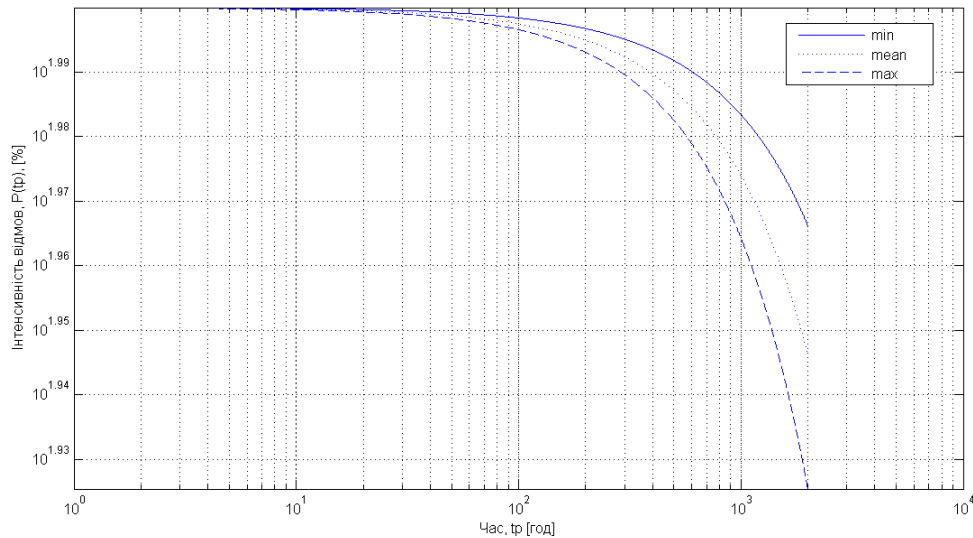


Рис. 4.2. Імовірність безвідмовної роботи приладу

Графічна залежність, яку зображено на рис.4.2, вказує на те, що при збільшенні часу на інтервалі спостереження інтенсивність експонентційно зменшується.

#### 4.2. Обґрунтування УДК роботи

УДК - міжнародна система класифікації документів, яка враховує найсуттєвіші вимоги міжнародності, універсальності та дає змогу відобразити інноваційні досягнення в сфері науково-технічних розробок без важливих варіацій у її структурі. Такою динамічною гнучкістю не володіють відомі класифікаційні системи.

УДК забезпечує багатоаспектне розкриття вмісту тексту матеріалу шляхом комбінації індексів системи. Використання визначників значно розширює здатності щодо класифікації та розкриває деталі нововведеного матеріалу після проведених досліджень.

Основа структури УДК побудована за принципом дробів в десятковій системі. Для шифрування використовують арабський алфавіт, зокрема цифри, які є зрозумілими для усіх країн світу, що забезпечує для УДК загальнодоступність міжнародної системи. Десяткова структура розширює її шляхом приєднування нововведених цифрових позначень до існуючих, проте не змінюючи причому систему в цілому. Індеси УДК побудовано таким чином, що усі цифри індексу, не змінюють попередню цифру та її значення, а забезпечує процедуру уточнення конкретнішого поняття.

Отже, тема роботи включає у собі дві складові:

- 1) Медична (м'язи людини).
- 2) Технічна (прилад, який генерує електричні імпульси).

У відповідності до УДК медична складова класифікується наступним чином:

- 1) УДК 61– Медицина. Охорона здоров'я;
- 2) УДК 612– Фізіологія. Порівняльна фізіологія;
- 3) УДК 612.7 – Органи руху. Голосовий апарат. Голос. шкіра;
- 4) УДК 612.73 – Гладкі м'язи

У відповідності до УДК технічна складова класифікується наступним чином:

- 1) УДК 621.37 Радіотехніка. Техніка електромагнітних коливань
- 2) УДК 621.373 Генератори електромагнітних коливань і імпульсів.

Автогенератори. Імпульсні генератори

Загальний УДК теми дипломної роботи має індексування:  
УДК 612.73:621.373.

#### 4.3. Висновки до розділу 4

У розділі здійснено оцінювання експлуатаційних характеристик приладу та розраховано показники ремонтпридатності. Здійснено процедуру вибору УДК роботи за напрямом дослідження, що уможливило класифікувати роботу у відповідності до класифікатора міжнародного рівня.

## РОЗДІЛ 5

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 5.1. Охорона праці

Сучасне виробництво приладу для стимуляції людини електричними імпульсами нерозривно пов'язане з використанням електроенергії. В умовах експлуатації та виробництві медичних приладів, розвитку обчислювальної техніки і приладобудування, роботизації та комп'ютеризації важливого значення набуває проблема в електробезпеці – захисті персоналу та інших осіб, які обслуговують прилади від ураження електричним струмом.

Аналіз загальної кількості виробничих нещасних випадків свідчить, що кількість електротравм становить 1,0-1,5%, а в енергетиці навіть 3-5%. Але серед нещасних випадків зі смертельним наслідком електротравми становлять 20-40% на виробництві, а в енергетиці до 60%, займаючи одне з перших місць. При цьому 60-85% смертельних уражень електричним струмом відбувається в електроустановках напругою до 1000 В (127-380 В).

Безпека людини на виробництві залежить від багатьох факторів і, зокрема, від рівня електробезпеки. Грамотне вирішення проблеми електробезпеки має забезпечувати людині використання електричної енергії в будь-яких умовах без ризику для життя.

Електробезпека - це система організаційних та технічних заходів і засобів, які забезпечують захист людей від шкідливого та небезпечного електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля та статичної електрики (ГОСТ 12.1.009-76 «Система стандартів безпеки труда. Электробезопасность. Термины и определения»).

Різноманітність дій електричного струму на організм людини може призвести до різних електротравм, які умовно можна звести до двох видів: місцевих електротравм, коли виникає місцеве пошкодження організму, і загальних електротравм, так званих електричних ударів, коли уражається (або

створюється загроза ураження) весь організм через порушення нормальної діяльності життєво важливих органів і систем.

Приблизний розподіл нещасних випадків від електричного струму в промисловості за зазначеними видами травм такий: 20% - місцеві електротравми; 25% - електричні удари; 55% - змішані травми, тобто одночасно місцеві електротравми й удари.

Фактори, які впливають на характер та наслідки уражень електричним струмом, надзвичайно різноманітні. Їх можна поділити на три групи: фактори електричного характеру (напруга і струм, який проходить крізь людину, вид і частота струму, опір людини електричному струму); фактори неелектричного характеру (особливі властивості людини, фактор уваги, тривалість дії струму, шлях струму крізь людину); фактори навколишнього середовища.

Струм, який проходить крізь людину, є головним ушкоджуючим фактором при електротравмі. Різний за рівнем струм впливає по-різному на людину. Людина починає відчувати дію малого струму, який проходить крізь неї: 0,6-1,5 мА при змінному струмі, частота якого 50 Гц; 5-7 мА при постійному струмі. При збільшенні струму понад відчутний, у людини з'являються спазматичні скорочення м'язів та сильний біль у пальцях та кистях рук. Руки важко, але ще можна відірвати від електродів. Цей струм – до 6-10 мА частотою 50 Гц - отримав назву невідпускаючого (для постійного струму 30-40 мА).

Значення порогового невідпускаючого струму, що викликає при проходженні крізь людину незупинне спазматичне скорочення м'язів руки, яка стискає провідник, становить 10-15 мА при частоті 50 Гц та 50-80 мА при постійному струмі. Струм понад 50 мА частотою 50 Гц при тривалій дії викликає зупинку дихання та фібриляцію серця (хаотичне різночасове скорочення волокон серцевих м'язів (фібри)). Ці струми отримали назву фібриляційних.

Найбільш небезпечним для людини є струм із частотою 20-200 Гц. Зі зниженням і підвищенням частоти небезпека ураження зменшується та цілком зникає при частоті 450-500 кГц, хоча ці високочастотні струми зберігають



небезпеку опіків.

Постійний струм, який проходить крізь тіло людини, порівняно зі змінним струмом з такими ж параметрами, викликає менш неприємні відчуття. Однак це справедливо лише для напруги до 300 В.

З подальшим підвищенням напруги небезпека постійного струму зростає і в інтервалі напруги 400-600 В практично дорівнює небезпеці змінного струму з частотою 50 Гц, а при нарузі понад 600 В постійний струм є значно небезпечнішим, ніж змінний. Різкі больові відчуття при підключенні під постійну напругу виникають у момент вмикання і розмикання кола. Вони зумовлюються струмами перехідного процесу, які викликають судомне скорочення м'язів.

Зростання тривалості протікання струму крізь людину збільшує тяжкість ураження за таких обставин: із зростанням часу протікання струму опір тіла зменшується (за рахунок зволоження шкіри від поту), струм підвищується, з часом вичерпуються захисні сили організму, які протистоять дії електричного струму. Встановлено залежність між допустимими для людини значеннями синусоїдального струму частотою 50 Гц і тривалістю дії цього струму.

Напрямок струму крізь людину суттєво впливає на наслідок ураження. Небезпечність ураження особливо велика, якщо струм, який проходить крізь життєво важливі органи - серце, легені, головний мозок - впливає безпосередньо на всі органи. Якщо струм не проходить крізь ці органи, то його дія на них є тільки рефлекторною й імовірність ураження зменшується.

Шляхи струму по тілу людини називають "петлями" струму. Найчастіше трапляється петля "права рука – ноги". До випадків з тяжкими та смертельними наслідками призводять наступні петлі струму: "рука - рука" (40% випадків), "права рука - ноги" (20% випадків); "ліва рука - ноги" (17% випадків); "нога - нога" (80% випадків). Найбільш небезпечні петлі струму - це "голова - руки", "голова - ноги", "рука — рука", а найнебезпечніший шлях - "нога — нога".

Внутрішні або зовнішні прилади, які експлуатуються на відкритому повітрі або під навісом, прирівнюються до приладів в особливо небезпечних приміщеннях.

## 5.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Основними складовими безпеки праці на виробництві приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, зокрема персоналу цехів та лабораторій, є безпечне виробниче обладнання, безпечні технологічні процеси та організація безпечного виконання робіт.

Вимоги безпеки до виробничого обладнання конкретних груп, видів, моделей розробляються відповідно до вимог ГОСТ 12.2.003-91 з урахуванням призначення, виконання та умов його експлуатації.

Безпека виробничого обладнання забезпечується:

- ◆ вибором принципів дії, джерел енергії, параметрів робочих процесів;
- ◆ мінімізацією енергії, що споживається чи накопичується;
- ◆ застосуванням вмонтованих в конструкцію засобів захисту та інформації про можливі небезпечні ситуації;
- ◆ застосуванням засобів автоматизації, дистанційного керування та контролю;
- ◆ дотримання ергономічних, обмеженням фізичних і нервово психологічних навантажень працівників.

Виробниче обладнання, при роботі як самостійно, так і в складі технологічних комплексів, повинно відповідати вимогам безпеки впродовж всього періоду його експлуатації.

Виробниче обладнання, робота якого супроводжується виділенням шкідливих речовин чи мікроорганізмів або пожежо- та вибухонебезпечних речовин, повинно включати вмонтовані пристрої для локалізації цих виділень. При відсутності таких пристроїв, в конструкції обладнання мають бути передбачені місця для підключення автономних пристроїв локалізації виділень. За необхідності згадані пристрої мають бути виконані з урахуванням чинних вимог щодо стану повітря робочої зони та захисту довкілля.

Якщо виробниче обладнання є джерелом шуму, ультра та інфразвуку, вібрації, виробничих випромінювань (електромагнітних, лазерних тощо), то

воно повинно бути виконано таким чином, щоб дія на працюючих перерахованих шкідливих виробничих факторів не перевищувала меж, встановлених відповідними чинними нормативами.

Однією із складових безпеки виробничого обладнання є конструкція робочого місця, його розміри, взаємне розміщення органів управління, засобів відображення інформації, допоміжного обладнання тощо. При розробці конструкції робочого місця слід дотримуватись вимог ГОСТ 12.2.032-78, ГОСТ12.2.033-84, ГОСТ12.2.049-80, ГОСТ12.2.061-81 та інших чинних нормативів. При цьому розміри робочого місця і його елементів мають забезпечувати виконання операцій в зручних робочих позах і не ускладнювати рухи працюючих. Перевагу слід віддавати виконанню робочих операцій в сидячому положенні, або чередуванні положень сидячи і стоячи - якщо виконання робіт не вимагає постійного переміщення працівника. Конструкція крісла і підставки для ніг мають відповідати ергономічним вимогам.

Повне чи часткове припинення енергопостачання з наступним його відновленням, а також пошкодження мережі управління енергопостачанням не повинно призводити до виникнення небезпечних ситуацій.

Засоби захисту, що входять в конструкцію виробничого обладнання, повинні: забезпечувати можливість контролю їх функціонування; виконувати своє призначення безперервно в процесі роботи обладнання; діяти до повної нормалізації відповідного небезпечного чи шкідливого фактора, що спричинив спрацювання захисту; зберігати функціонування при виході із ладу інших засобів захисту. За необхідності включення засобів захисту до початку роботи виробничого обладнання, схемою управління повинні передбачатись відповідні блокування тощо.

Основними вимогами безпеки до технологічних процесів є: усунення безпосереднього контакту працюючих з вихідними матеріалами, заготовками, напівфабрикатами, готовою продукцією та відходами виробництва, що є вірогідними чинниками небезпек; заміна технологічних процесів та операцій, що пов'язані з виникненням небезпечних та шкідливих виробничих факторів, процесами і операціями, за яких зазначені фактори відсутні або

характеризуються меншою інтенсивністю; комплексна механізація та автоматизація виробництва, застосування дистанційного керування технологічними процесами і операціями при наявності небезпечних та шкідливих виробничих факторів; герметизація обладнання; застосування засобів колективного захисту працюючих; раціональна організація праці та відпочинку з метою профілактики монотонності й гіподинамії, а також обмеження важкості праці; своєчасне отримання інформації про виникнення небезпечних та шкідливих виробничих факторів на окремих технологічних операціях (системи отримання інформації про виникнення небезпечних та шкідливих виробничих факторів необхідно виконувати за принципом пристроїв автоматичної дії з виводом на системи попереджувальної сигналізації); впровадження систем контролю та керування технологічним процесом, що забезпечують захист працюючих та аварійне відключення виробничого обладнання; своєчасне видалення і знешкодження відходів виробництва, що є джерелами небезпечних та шкідливих виробничих факторів, забезпечення пожежної й вибухової безпеки.

Рівні небезпечних та шкідливих виробничих факторів на робочих місцях повинні відповідати вимогам стандартів безпеки за видами небезпечних та шкідливих факторів. Робочі місця повинні мати рівні та показники освітленості, встановлені діючими будівельними нормами та правилами СНиП II-4 - 79/85.

### 5.3. Висновки до розділу 5

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання електробезпеки, види ураження електричним струмом і фактори, які визначають небезпеку ураження електричним струмом при роботі із приладом для стимуляції електричними імпульсами.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях описано заходи особистої безпеки персоналу цехів, лабораторії по виготовленню приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра розв'язано актуальну задачу розробки приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

При цьому отримано такі результати:

1. Проведено аналіз відомих приладів для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, що забезпечило обґрунтування на пряму дослідження.

2. Розроблено математичну модель приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами як основу теоретичного дослідження функції приладу у вигляді послідовності прямокутних імпульсів зсунутих в часі з параметрами із змінними параметрами амплітуди, частоти, тривалості імпульсів та загального часу генерації імпульсів.

3. Проведено експериментальне дослідження математичної моделі приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами засобами MATLAB.

3. На базі математичної моделі приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами розроблено його схеми структурну та електричну принципіву.

5. Здійснено процедуру параметричного синтезу приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами з метою вибору компонентної бази.

6. Розроблено конструкцію приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами, проведено розрахунок механічної міцності та стійкості приладу та здійснено перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу та оптимізовано теплові режими.

7. Оцінено експлуатаційні характеристики приладу для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами.

## 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. Білявський Г. О. Основи екології [Текст] : підручник для студ. вищих навч. закладів / Г. О. Білявський, Р. С. Фурдуй, І. Ю. Костіков. – К. : Либідь, 2004. - 408 с. – ISBN 966-06-0289-8.
4. 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.
5. Гусев В.Г. Информационные свойства электрических параметров кожного покрова. – Уфа: Гилем, 1998. – 173 с.
6. ГОСТ 2.701-84 ЕСКД. Схемы. Виды и типы. Общие требования к выполнению
7. ДСТУ 2992-95 Вироби електронної техніки. Методи розрахунку надійності.
8. Жидецький В.Ц. Основи охорони праці. Підручник — Львів: УАД, 2006 – 336 с.
9. 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.
10. 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.
11. 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.

12. Методичні вказівки по виконанню організаційно-економічної частини дипломних проектів науково-дослідницького характеру для студентів спеціальності 7.080401 “Інформаційні управляючі системи та технології” 7.090901 «Прилади точної механіки» - Тернопіль, ТНТУ, 2011.- 39 с.

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

14. 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.

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

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

17. Фрумкин Г.Д. Расчёт и конструирование радиоаппаратуры. – М.: Высшая школа, 1989.

18. 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.

19. Цыкина А. В. Проектирование транзисторных усилителей низкой частоты: [учеб. пособие для техникумов связи] / А.В. Цыкина . - М.: Связь, 1968. - 184 с

20. 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

21. Яворський Б.І. Математичні основи радіоелектроніки / Б.І.Яворський. - Тернопіль: ТП, 1996. -382 с.

22. 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.

23. k502.xai.edu.ua/lib/upos/ebp.pdf – Биотехнические системы: теория и проектирование / [Ахутин В.М., Немирко А.П., Першин Н.Н., Пожаров А.В., Попечителей Е.П., Романов С.В.]. – Оренбург: ГОУ ОГУ, 2008. – 204 с.
24. <http://elektronmash.kiev.ua/trenar.html> - апарат для стимуляції з біокеруванням ТРЕНАР – 01
25. <http://www.bbraun.ru/cps/rde/xchg/cw-bbraun-ru-ru/hs.xsl/products.html?prid=PRID00001835> - стимулятор м'язів людини «Стимуплекс HNS 12»
26. <http://www.radius.by/uk/products/> - портативний одноканальний прилад «Радіус-01»
27. <http://medintex.com/apparat-dlya-miostimulyaczii-aest-01-vosmikanalnyj> - Апарат для міосимуляції «АЕСТ-01



ДОДАТОК А  
**Технічне завдання**

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри БТ  
\_\_\_\_\_Є.Б.Яворська  
“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2020р.

**ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**

Прилад для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами

**Узгоджено:**

Керівник дипломного проекту

д.т.н., проф., проф. каф. БТ

Ткачук Р.А. \_\_\_\_\_

“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2020 р.

**Виконавець:**

Студент групи РБм-61

Бородай О.М.

“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2020 р.

Тернопіль, 2020 р.

## 1. НАЗВА РОБОТИ І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

- 1.1. Прилад для стимуляції м'язів людини електричними імпульсами
- 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-61 кафедри БТ Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Бородай Олександр Михайлович

## 3. МЕТА РОБОТИ

- 3.1. Аналіз відомих приладів;
- 3.2. Розробка математичної моделі приладу;
- 3.2. Розробка структурної схеми приладу;
- 3.2. Розробка схеми електричної принципової приладу;
- 3.3. Розробка конструкції приладу.

## 4. ВИХІДНІ ДАНІ ДО ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

- 4.1. Схема структурна приладу;
- 4.2. Схема електрична принципова приладу;
- 4.3. Собівартість не більше 1000 грн.

## 5. ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ ДО ПРИЛАДУ

Прилад повинен відповідати наступним вимогам:

- Вихідна напруга на електродах не повинна перевищувати 100 В;
- Тривалість пачок імпульсів повинна бути в межах від 1 до 70 сек;
- Період пачок імпульсів повинен бути в межах від 1 до 100 Гц;
- Тривалість імпульсів повинна бути в межах від 50 до 250 мксек;
- Візуалізація параметрів діючих імпульсів;
- Повинен живитися від напруги 5В;
- Блок повинен зберігати працездатність при температурі повітря від 10 °С до 30°С і дії відносної вологості до 80% при температурі 25°С;
- Маса приладу не повинна перевищувати 400 г.
- Час встановлення робочого режиму повинен не перевищувати 2 с;
- Габаритні розміри модуля передачі інформації повинні бути:
 

- довжина,	не більше 225
- ширина,	не більше 140
- висота,	не більше 140
- 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.).

- Вимоги до умов експлуатації повинні бути:
  - Кліматичні умови за ГОСТ 15150-69, УХЛ 4,1;
  - Температура навколишнього середовища від +10°C до + 35°C
  - Відносна вологість повітря 80 % при  $t=25^{\circ}\text{C}$

## 6 ПРОЕКТНІ ЗАДАЧІ

- 6.1 Аналіз відомих приладів;
- 6.2 Конструкторський аналіз структурної схеми;
- 6.3 Конструкторський аналіз схеми електричної принципової;
- 6.4 Перевірочний аналіз схеми електричної принципової;
- 6.5 Розробка конструкції приладу.

## 7. ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

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

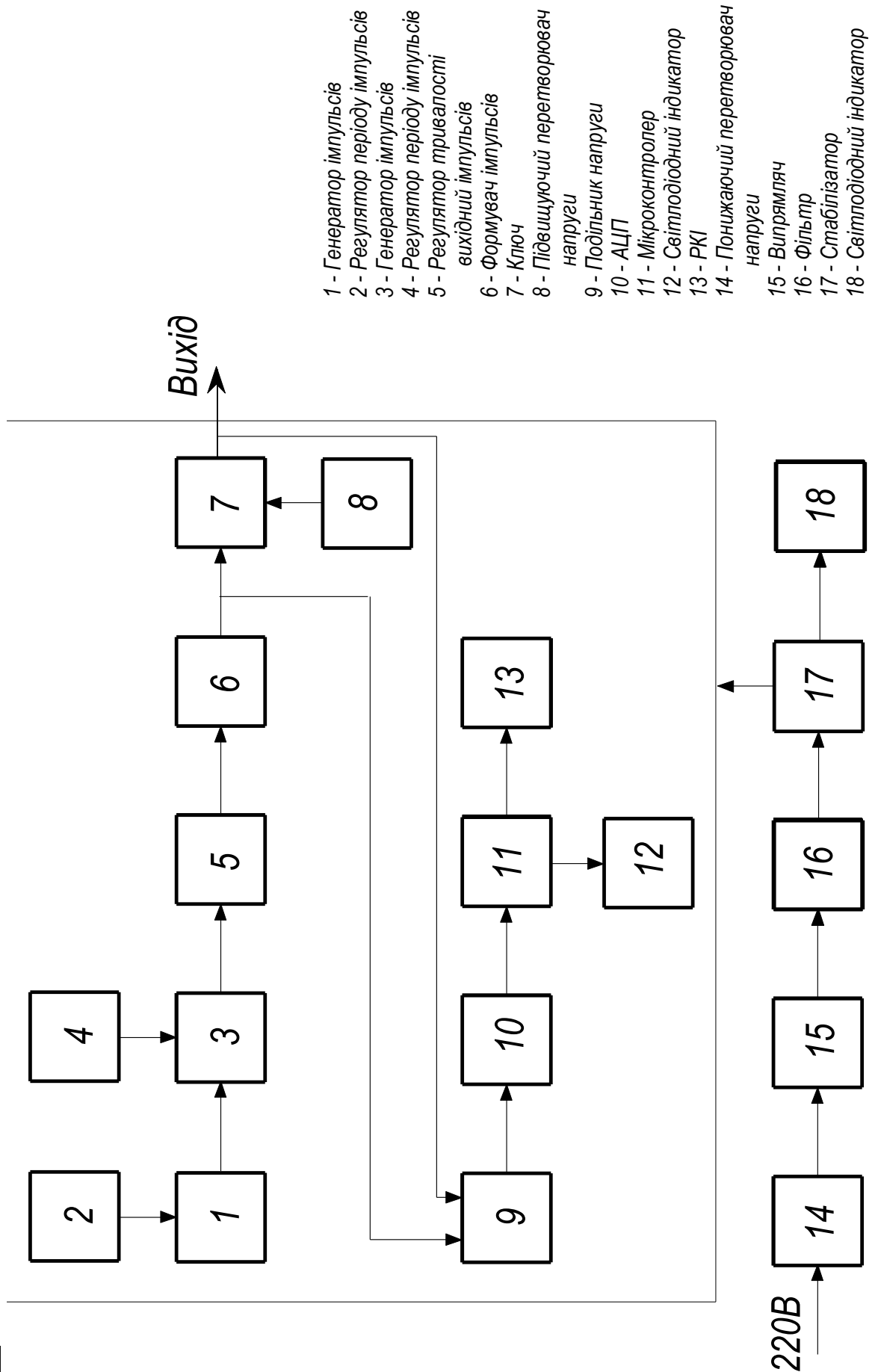
7.2 Комплект конструкторської документації повинен складатися з:

- а) пояснювальна записка;
- б) схема структурна приладу;
- в) схема електрична принципова приладу;
- г) складальне креслення друкованого вузла;
- д) креслення друкованої плати;
- е) складальне креслення корпусу приладу;

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

9 Під час виконання дипломного проекту в дане технічне завдання можуть вноситися зміни та доповнення по узгодженні сторін.

Додаток Б  
**Схема структурна електрична приладу**

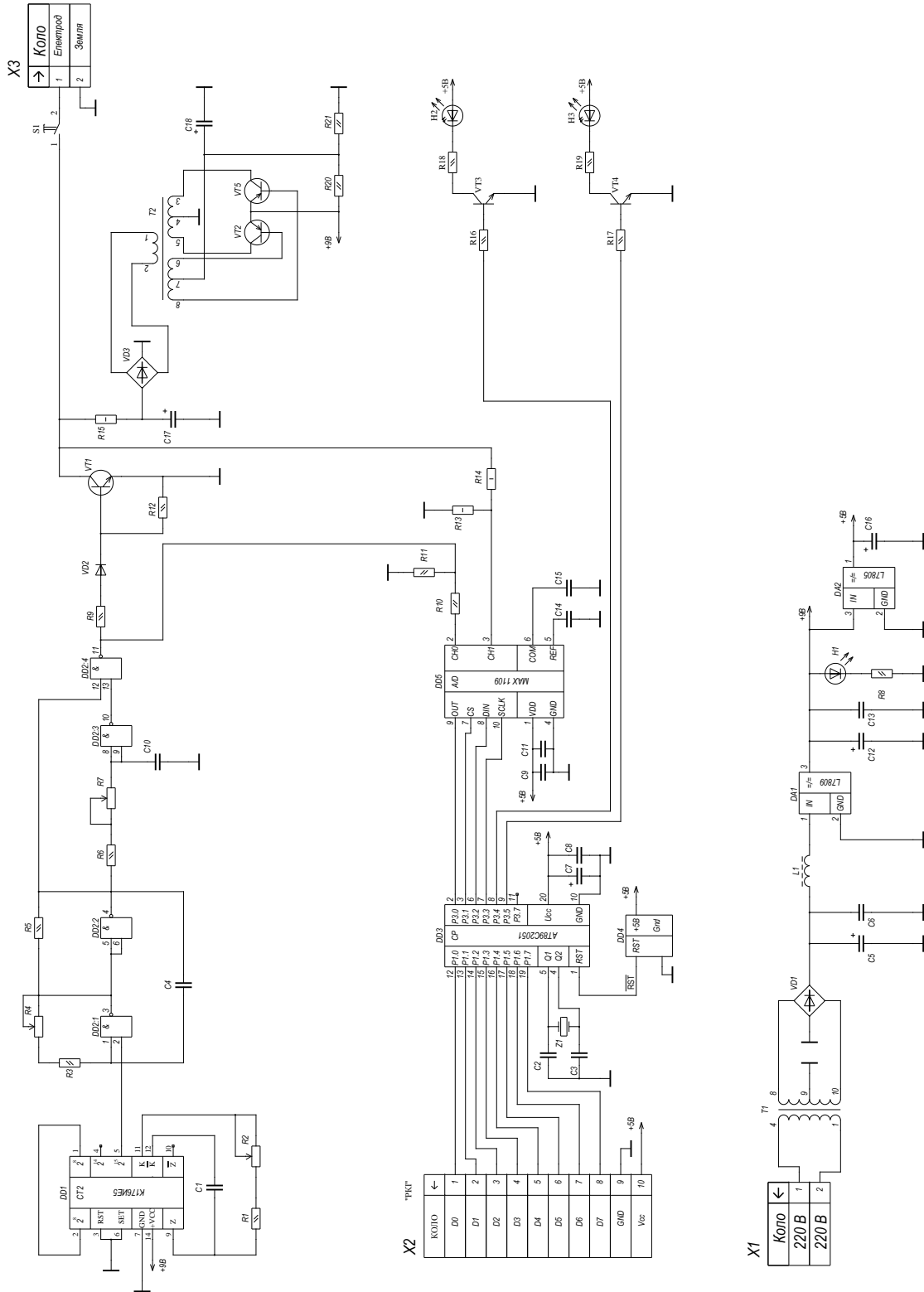


- 1 - Генератор імпульсів
- 2 - Регулятор періоду імпульсів
- 3 - Генератор імпульсів
- 4 - Регулятор періоду імпульсів
- 5 - Регулятор тривалості вихідний імпульсів
- 6 - Формувач імпульсів
- 7 - Ключ
- 8 - Підвищуючий перетворювач напруги
- 9 - Подільник напруги
- 10 - АЦП
- 11 - Мікроконтролер
- 12 - Світлодіодний індикатор
- 13 - РКІ
- 14 - Понижуючий перетворювач напруги
- 15 - Випрямляч
- 16 - Фільтр
- 17 - Стабілізатор
- 18 - Світлодіодний індикатор

Рис.Б.1. Схема структурна електрична приладу

## Додаток В

### Схема електрична принципова приладу



1. Конденсатор C5, C11, C5, C10 розмісти поблизу мікроконтролера DA1.
2. Вивід 7 мікроконтролера DD23 підключити до напруги +5В, а вивід 14 - до землі.

Рис. В.1. Схема електрична принципова приладу









## Додаток Д

## Блок-схема роботи мікроконтролера

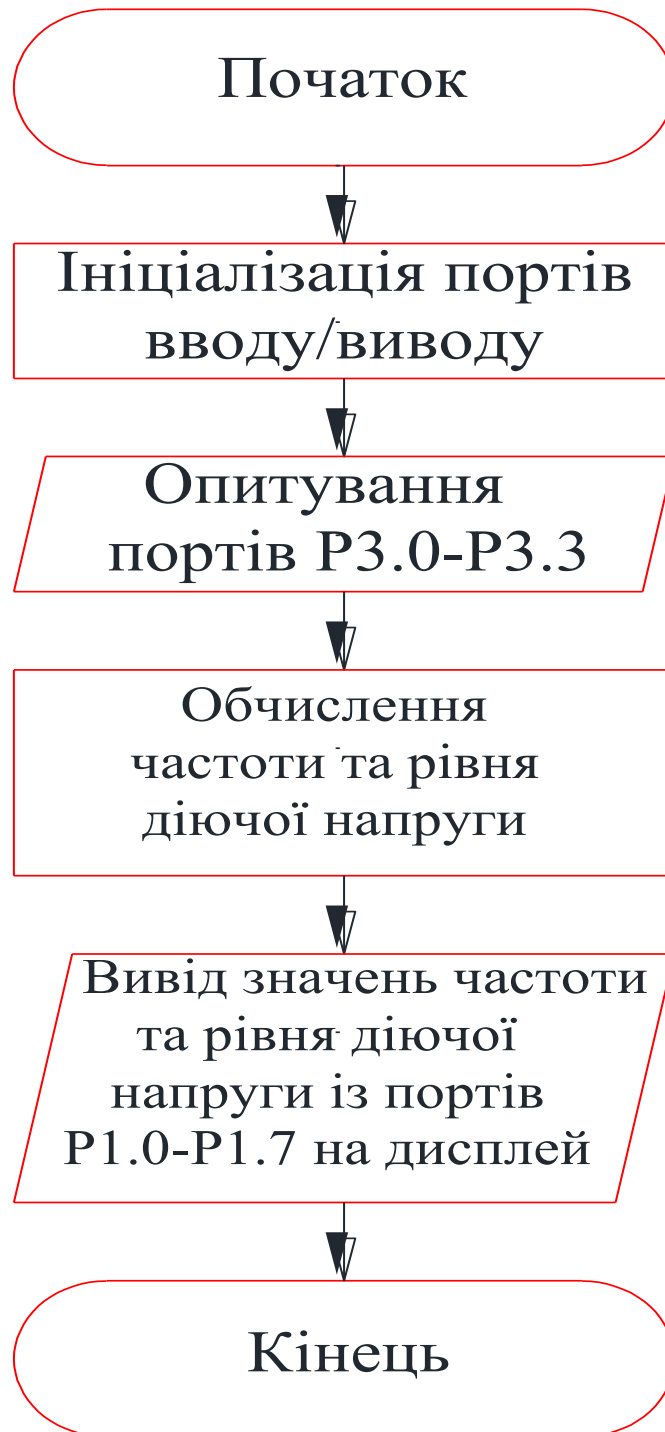


Рис.Д.1. Блок-схема роботи мікроконтролера

## Додаток Е Друкований вузол приладу

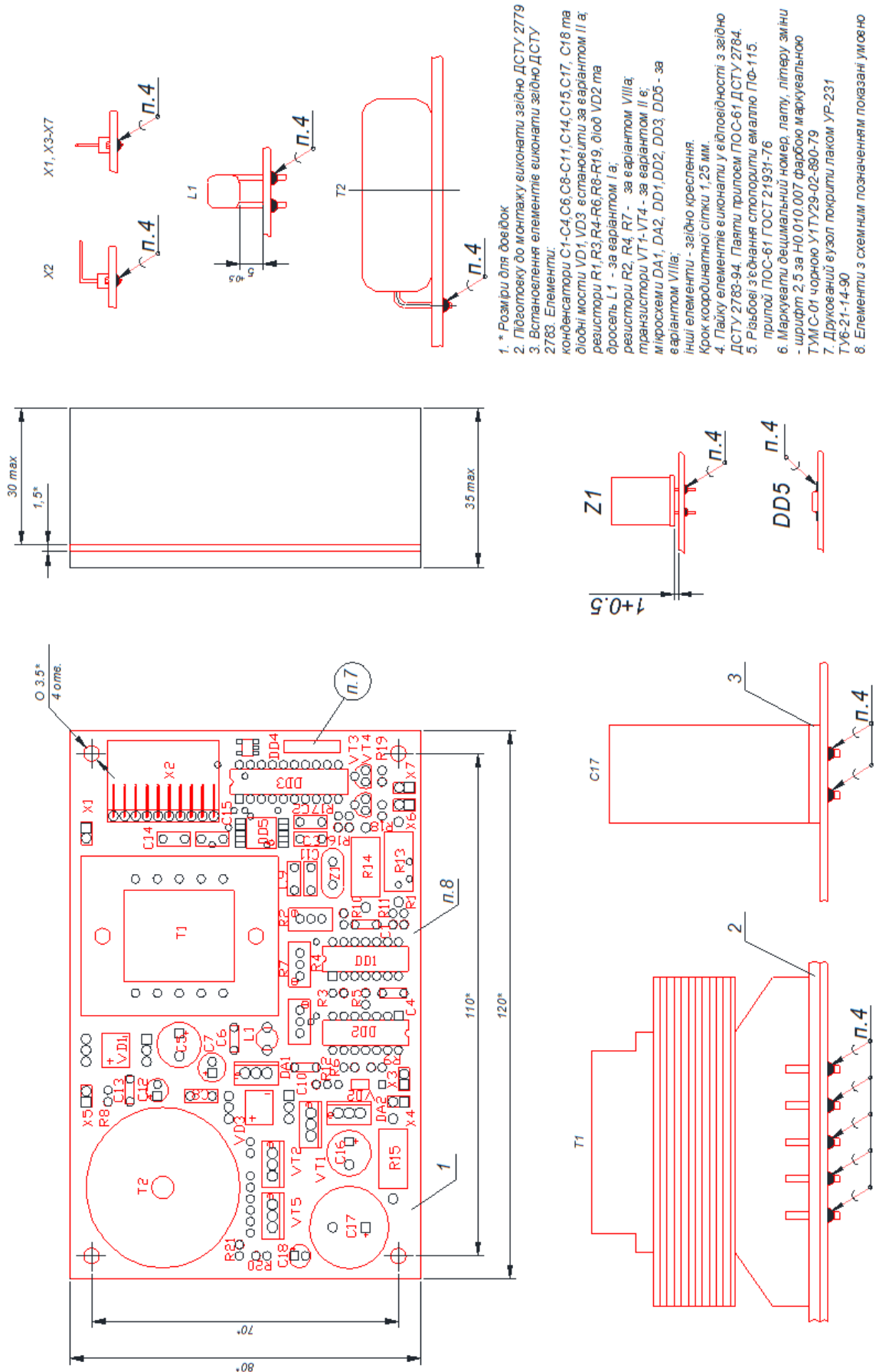


Рис.Е.1. Друкований вузол приладу

Додаток Є  
Специфікація до друкованого вузла приладу

		<i>ПОЗНАЧЕННЯ</i>			<i>Назва</i>	<i>Кіл.</i>	<i>Примітка</i>		
					<i>Документація</i>				
<i>AI</i>		ГВА 3.119.001 СК			Складальне креслення	1			
					<i>Деталі</i>				
AI	1	ГВА 7.103.001			Плата друкована	1			
	2	ГВА 8.119.001			Прокладка СО 78x78	1			
	3	ГВА 8.119.002			Прокладка СО 22x22	1			
					<b><u>Інші вироби</u></b>				
					<b>Конденсатори</b>				
					ЕСАР-GS «Сар Хон»				
					0805 «Phicom»				
	4				0805 0,1мкФ±5% 50В NPO	1	C1, C11		
	5				0805 22пФ±5% 50В NPO	2	C2, C3		
	6				0805 1мкФ±5% 50В NPO	1	C4, C8		
	7				ЕСАР-GS-100мкФ±20%-16В	1	C5, C12		
	8				0805 1мкФ±5% 50В NPO	1	C6		
	9				ЕСАР-GS-1мкФ±20%-16В	1	C7		
	10				0805 1мкФ±5% 50В NPO	1	C9, C14		
	11				0805 1000пФ±5% 50В NPO	1	C10		
	12				ЕСАР-GS-10мкФ±20%-16В	2	C13, C16		
	13				0805 0,1мкФ±5% 50В NPO	1	C15		
	14				ЕСАР-GS-100мкФ±20%-63В	1	C17		
	15				ЕСАР-GS-10мкФ±20%-16В	1	C18		
					БОМ 3.119.001				
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>					
<i>Розробив</i>	Бородай О.				Прилад для стимуляції м'язів людини	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушів</i>	
<i>Перевір.</i>	Ткачук Р.А.						1	3	
<i>Н. Контр.</i>	Паляниця Ю					ТНТУ, гр. РБм-61			
<i>Затверд.</i>	Яворська Є.								
<i>Рецензент</i>	Дедів І.Ю.								

		ПОЗНАЧЕННЯ			Назва	Кіл.	Примітка
					<b>Мікросхеми</b>		
					L7809 «STMicro»	1	DA1
					L7805 «STMicro»	1	DA2
		16			K176ИЕ5 6КО.348.047 ТУ	1	DD1
		17			CD4011 «Texas Inst.»	1	DD2
		18			AT89C2051 «ATMEL»	1	DD3
		19			DS1812D-5 «DALLAS»	1	DD4
		20			MAX1109 «MAXIM»	1	DD5
					<b>Резистори</b>		
					MF-12, MF-100 TOKEN		
					<i>KLS4-3296 KLS electronic</i>		
		21			MF-12-0.125-3,3кОм±1%	1	R1
		22			KLS4-3296W-0.5-18кОм±10%	1	R2
		23			MF-12-0.125-5,1кОм±1%	1	R3
		24			KLS4-3296W-0.5-1МОм±10%	1	R4
		25			MF-12-0.125-300кОм±1%	1	R5
		26			MF-12-0.125-43кОм±1%	1	R6
		27			KLS4-3296W-0.5-220кОм±10%	1	R7
		28			MF-12-0,125-4,7кОм±1%	2	R8, R9
		29			MF-12-0.125-100Ом±1%	1	R10
		30			MF-12-0.125-160Ом±1%	1	R11
		31			MF-12-0.125-2,4кОм±1%	1	R12
		32			MF-100-1-160Ом±1%	1	R13
		33			MF-100-1-100Ом±1%	1	R14
		34			MF-100-1-36кОм±1%	1	R15
		35			MF-12-0.125-91кОм±1%	2	R16, R17
		36			MF-12-0.125-270Ом±1%	2	R18, R19
					<b>Дросель</b>		
					«KLS»		
		37			EC24-R12K (0,12 мкГн±5%)	1	L1
					БОМ 3.119.001		Арк.
							2
Змн.	Арк.	№ докум	Підпис	Дата			



ДОДАТОК Ж

Друкована плата приладу

0,3  
√(✓)

Таблиця 1

Умова приладу	Діаметр отвору, мм	Діаметр отвору, мм	Діаметр отвору, мм	Кількість отворів
+	1,5 <sup>+0,05</sup>	1,4	1,4	15
+	1,8 <sup>+0,05</sup>	1,9	1,9	113
+	—	□ 2,2	□ 0,5x0,8	56
+	—	□ 0,8x2	—	5
+	—	—	—	10

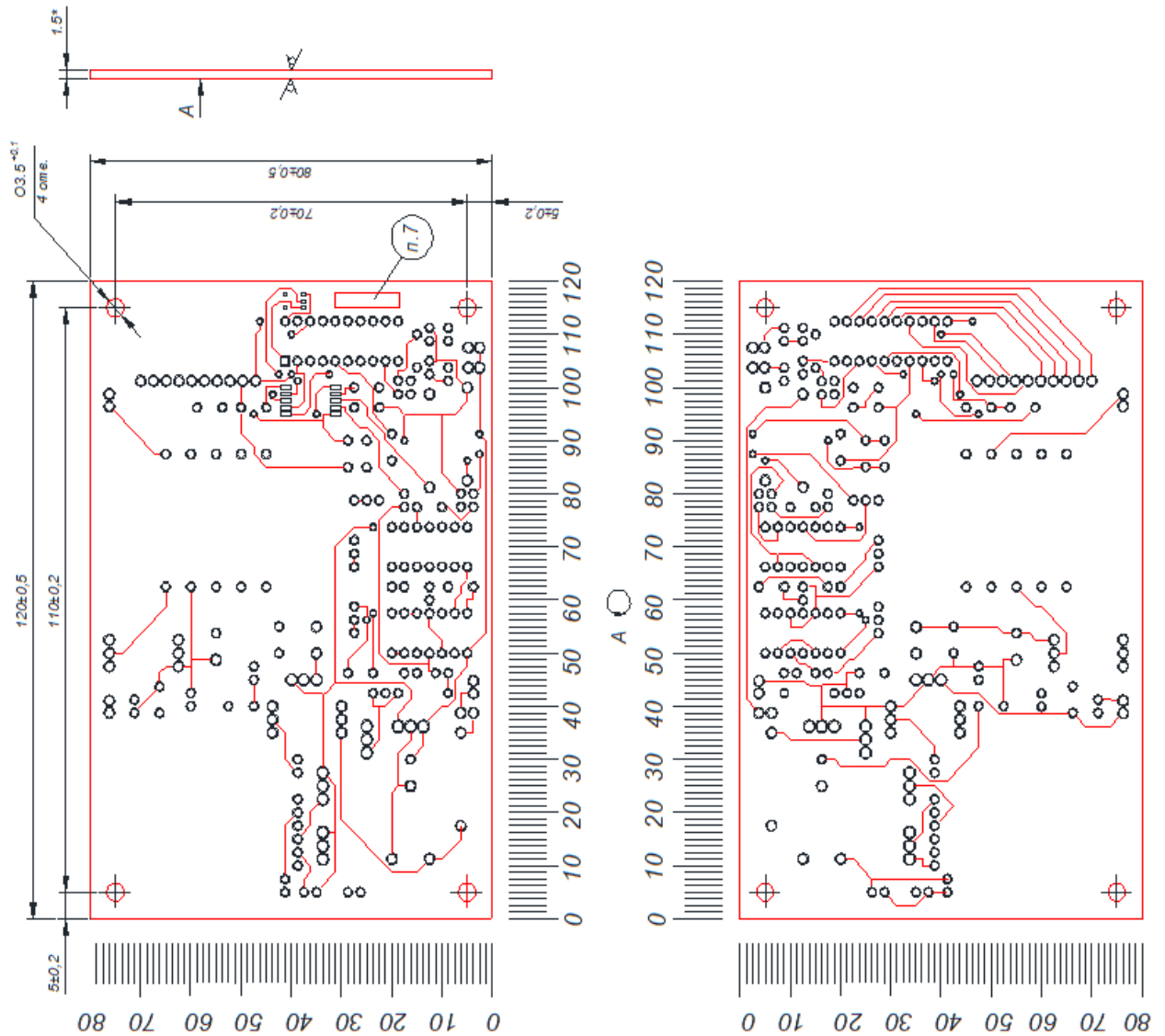


Рис.Ж.1. Друкована плата приладу

## ДОДАТОК 3

## Копія тези конференції

УДК 612.73:621.373

*Бородай О.М., студент 6 курсу спеціальності  
«Біомедична інженерія»*

*Ткачук Р.А., д.т.н., професор кафедри  
біотехнічних систем*

## СТРУКТУРНА СХЕМА ПРИБАДУ ДЛЯ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯЦІЇ М'ЯЗІВ ЛЮДИНИ

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

На ринку медичної техніки представлено широкий асортимент приладів для електростимуляції м'язів людини таких виробників: В. Braun Melsungen, НВП "Електронмаш", ТОВ «КЛЭР», ТОВ «НМЦ «Медінтех», «PROZIS» та інші [1-5].

Відомі електростимулятори характеризуються високими ціновими параметрами (прилади для медичних клінік із низьким рівнем фінансування не є доступними) та/або низькою якістю споживання якостями. Така обставина зумовлює необхідність розробки приладу для електростимуляції м'язів людини, який характеризувався би режимом автоматизації та цінові параметри були нижчими за існуючі на ринку аналоги.

На рис.1 зображено структурну схему запропонованого нового приладу для електростимуляції м'язів.

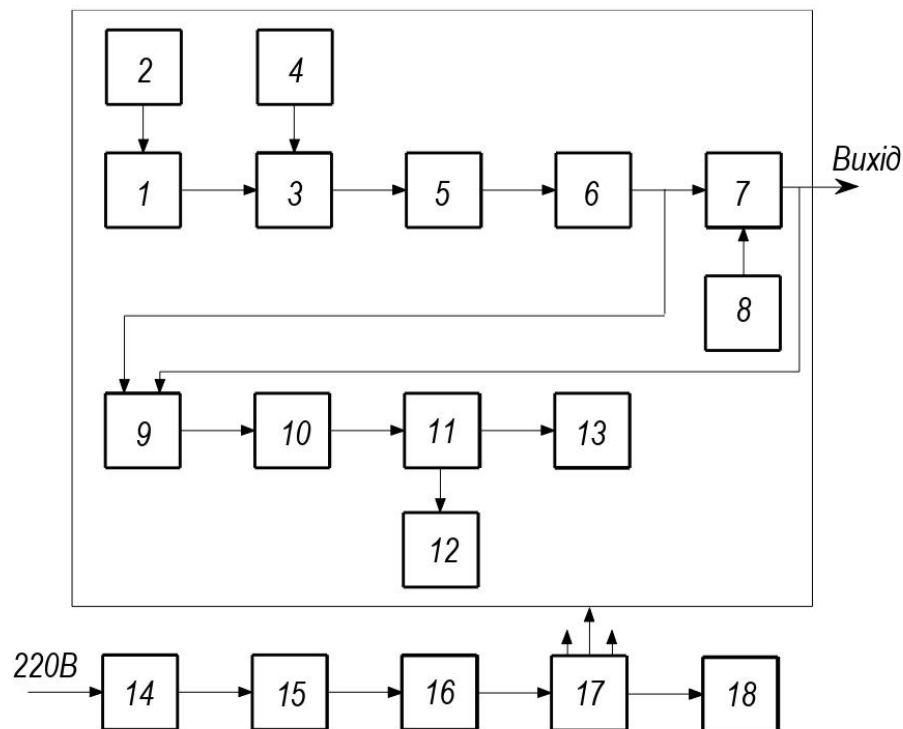


Рис. 1. Структурна схема запропонованого нового приладу

На рис. 1 позначено через 1,3 – імпульсний генератор, 2,4 – блок регулювання тривалості імпульсів, 5 – блок регулювання часової тривалості імпульсів вихідних, 6 – блок формування імпульсів, 7 – Ключ, 8 – блок перетворення напруги з нижчої у вищу, 9 – блок поділення напруги, 10 – АЦП, 11 – мікропроцесор, 12 – індикатор, 13 – дисплей, 14 - блок

перетворення напруги з вищої у нижчу, 15 – блок випрямлення; 16 – блок фільтрації, 17 – блок стабілізації, 18 – індикатор.

Стимулятор функціонально складається з двох імпульсних генераторів, блоку формування часової тривалості електричних імпульсів, блоку перетворення напруги, блоку вихідного підсилення та блоку візуалізації. Імпульсний генератор 1 на своєму виході формує імпульси з періодом в межах від 1 до 70 секунд. Часовий період імпульсів регулюється блоком регулювання 2. Сформовані імпульси на виході першого генератора 1 активують другий генератор 3. Часовий період імпульсів встановлюється блоком регулювання 4. Таким чином, часова тривалість сформованих імпульсів з виходу першого генератора 1 заповнюється електричними імпульсами блоком генерування 3. Інтервал паузи між пачками електричних імпульсів рівний половині часового періоду виходу першого генератора. Для здійснення регулювання суб'єктивного відчуття пацієнта, вихідні електричні імпульси мають однотипну тривалість, яка формується блоком формувача 6.

Часова тривалість вихідних електричних імпульсів в діапазоні від 50 до 250 мкс задається блоком регулювання 5. На виводі блоку формування імпульсів 6 формуються електричні імпульси негативної за знаком полярністю. З виходу блоку формування імпульсів 6 електричні імпульси надходять на блок вихідного підсилення 7, який в часових паузах між пакетами електричних імпульсів буде відкритий, а в процесі проходження електричних імпульсів буде закритий.

Блок перетворення напруги з нижчої у вищу 8 забезпечує процес трансформації низької за рівнем напруги у високу до рівня 100 В, який є увімкненим у коло навантаження блоку вихідного підсилення 7. З виходу блоку формування імпульсів 6 та блоку вихідного підсилення 7 через блок поділення напруги 9 сигнали подаються на вхід АЦП 10 для оцифрування. Цифровані дані сигналу поступають на вхід мікропроцесора 11, який забезпечує процес обчислення частоти та рівень напруги дії на людину (пацієнта) і результат обчислення візуалізує на рідкокристалічний індикатор 13. Процес генерування відображається на дисплеї 12.

Електроживлення функціональних блоків приладу забезпечується блоками 14-18, де відбувається: 1) пониження напруги мережі 220В до напруги нижчою за рівнем із використанням блоку 14; 2) випрямлення гармонічної форми пониженої напруги до постійної за допомогою блоку 15; 3) фільтрування за допомогою блоку 16; 4) стабілізація до постійного рівня за допомогою блоку 17; 5) індикація наявності живлення відображається індикатором 18.

Отже, запропонована схема приладу для електростимуляції м'язів людини забезпечує потреби сучасного ринку медичної техніки в напрямку розробки електростимуляторів для відновлення/профілактики функції нервово-м'язового апарату.

#### **Перелік джерел посилання.**

1. Апарат для стимуляції з біокеруванням ТРЕНАР-01 [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://prozopto.gov.ua/tender/UA-2017-11-16-002884-a> (дата звернення: 12.11.2020). Назва з екрану.

2. Нейростимулятор для проведення блокад периферичних нервів [Електронний ресурс]. Режим доступу: [https://www.bbraun.ua/ru\\_ua/products/b/-hns-12.html](https://www.bbraun.ua/ru_ua/products/b/-hns-12.html) (дата звернення: 12.11.2020). Назва з екрану.

3. Апарат Медінтех АЕСТ-01 [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://medshop.com.ua/ua/medinteh.html> (дата звернення: 12.11.2020). Назва з екрану.

4. Портативний одноканальний прилад «Радіус-01» [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://www.radius.by/uk/products/> (дата звернення: 12.11.2020). Назва з екрану.

5. Electric Muscle Stimulator PULSE HEX [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.prozis.com/us/en/prozis/electric-muscle-stimulator-pulse-hex> (дата звернення: 12.11.2020). Назва з екрану.