

# КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Цифровий вимірювач частоти серцевих скорочень

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

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Паляниця Ю.Б.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Чайковський А.В.

(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)

«    »

20\_\_ р.

## ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр  
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія  
(шифр і назва спеціальності)

студенту Гринчук Катерині Валеріївні  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Цифровий вимірювач частоти серцевих скорочень

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна, к.т.н., доц.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

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

2. Термін подання студентом завершеної роботи \_\_\_\_\_

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

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)



## АНОТАЦІЯ

Гринчук Катерина Валеріївна. Цифровий вимірювач частоти серцевих скорочень. – Рукопис.

Кваліфікаційна робота магістра за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, ТНТУ, Тернопіль, 2020.

В кваліфікаційній роботі магістра проведено аналіз технічного завдання, огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження, побудовано математичну модель біомедичних процесів у вигляді закону Бугера-Ламберта-Бера, проведено конструкторський аналіз схемо-технічних рішень та параметричний синтез модернізованого пристрою, розроблено конструкцію пристрою.

Запропоновано імітаційну модель коливального контуру повірочної установки вимірювачів АТ і ЧСС, побудована в середовищі Matlab Simulink

Ключові слова: математична модель, частота серцевих скорочень, параметричний синтез.

## ANNOTATION

Hrinchuk Kateryna. Digital heart rate meter. - Manuscript.

Master's qualification work in specialty 163 - biomedical engineering, TNTU, Ternopil, 2020.

In the master's qualification work, an analysis of the technical task, a review of known solutions and the choice of a research direction was carried out, a mathematical model of biomedical processes was built in the form of the Bouguer-Lambert-Beer law, a design analysis of technical solution schemes and a parametric synthesis of a modernized device was carried out, a device design was developed.

A simulation model of the oscillatory circuit of the calibration rig for blood pressure and heart rate meters, built in the Matlab Simulink environment, is proposed.

Key words: mathematical model, heart rate, parametric synthesis.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА .....	10
1.1 Аналіз технічного завдання .....	10
1.2 Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження .....	11
1.3. Висновок до розділу 1 .....	14
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА .....	15
2.1 Конструкторська частина .....	15
2.2 Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень пристрою .....	19
2.3 Висновок до розділу 2 .....	41
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА .....	42
3.1 Вступні зауваги .....	42
3.2 Принцип роботи установки .....	42
3.3 Висновок до розділу 3 .....	46
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ .....	48
4.1 Охорона праці .....	48
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	49
4.3 Висновок до розділу 4 .....	52
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	53
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	54
ДОДАТКИ.....	57

## ВСТУП

Актуальність теми. Серцево-судинна система виконує важливу транспортну функцію в організмі, необхідну для його нормальної життєдіяльності.

У медицині критичних станів діагностика функціонування цієї системи займає одне з головних місць, так як діяльність серцево-судинної системи багато в чому визначає ефективність протікання процесів метаболізму, перенесення кисню і вуглекислого газу, терморегуляції.

Оцінка діяльності серцево-судинної системи при анестезіологічному моніторингу здійснюється шляхом реєстрації механічних, акустичних і біоелектричних проявів серцевої діяльності, найбільш доступних для реєстрації під час наркозу. Серед показників центральної та периферичної гемодинаміки найбільшу цінність представляють параметри серцевого ритму, артеріального і венозного тиску крові, серцевого викиду.

Широко розповсюдженими методами контролю серцевої діяльності є стеження за величиною ЧСС, артеріального тиску крові, спостереження ЕКГ в одному або декількох відведеннях з автоматичним виявленням порушень ритму. Використання даних методів контролю в клінічному моніторингу характеризується простотою процедур реєстрації біологічних сигналів і інтерпретації свідчень. Більш складні і громіздкі методи, використовувані при функціональних дослідженнях серцево-судинної системи, такі як радіонуклідная ангіографія, ядерний магнітний резонанс, чреспищеводная ехокардіографія, доплерівські системи вимірювання потоку крові використовуються за спеціальними показаннями. Ці методи дослідження найчастіше цікавлять хірургів і не пов'язані безпосередньо з роботою анестезіолога.

Вибір засобів контролю показників серцево-судинної системи для клінічного моніторингу залежить від багатьох факторів. Так, наприклад, при анестезіологічному контролі найбільш важливу роль відіграє вид операції, пластичність серцево-судинної системи пацієнта, обґрунтованість ризику використання інвазивних методик, вартість мониторної техніки. У той же час

головним фактором вибору засобів анестезіологічного моніторингу є необхідність і достатність отриманої інформації для оптимального управління станом пацієнта і забезпечення безпеки наркозу.

Найбільш простим методом оцінки параметрів серцевого ритму є визначення частоти серцевих скорочень. Цей показник дозволяє об'єктивно судити про рівень функціонування серцево-судинної системи пацієнта. При анестезіологічному моніторингу зміни ЧСС під час наркозу відображають реакцію організму на хірургічне втручання.

Таким чином тема кваліфікаційної роботи магістра є актуальною.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є розроблення цифрового вимірювача частоти серцевих скорочень.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

- провести аналітичний огляд відомих рішень для вибору напряму досліджень;
- розробити математичної моделі біомедичних процесів та сигналів у пристрої;
- провести конструкторський аналіз схемо-технічних рішень та параметричний синтез пристрою;
- побудувати імітаційну модель коливального контуру повірочної установки пристрою.

*Об'єкт дослідження:* процес вимірювання параметрів серцево-судинної системи.

*Предмет дослідження:* пристрій для вимірювання частоти серцевих скорочень людини.

*Методи дослідження* побудовано на базі методів системного аналізу та прийняття рішень в медицині, теорії сигналів.

Практичне значення одержаних результатів. Розроблений пристрій та його застосування уможливить покращення точності показників засобів контролю показників серцево-судинної системи для клінічного моніторингу, а також високу надійність при експлуатації.



Апробація результатів дослідження. Викладені в кваліфікаційній роботі результати доповідалися і обговорювалися на III Міжнародній студентській науково-технічній конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“ (м. Тернопіль, 2020 р.).

## РОЗДІЛ 1

### АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

#### 1.1. Аналіз технічного завдання

1.1.1 Вимоги замовника та технічні умови. Цифровий вимірювач ЧСС повинен працювати на основі вимірювання зміни оптичної густини крові при пропусканні через останню фалангу пальця інфрачервоних променів – фотоплетизмографічний метод, або на основі методу вимірювання оптичних імпульсів, що являтимуть собою промодульоване коливаннями кровеносних судин відбите від поверхні останньої фаланги пальця інфрачервоне випромінювання – сфігмографічний метод. Давач пристрою повинен складатися з ІЧ світлодіода та фотодіода.

Пристрій повинен проводити опрацювання отриманого сигналу та відображати обчислене значення ЧСС на індикаторному табло.

При цьому, максимальна похибка вимірювання не повинна перевищувати 5 уд/хв при діапазоні вимірювання 40÷199 уд/хв. Вимірювання повинне проводитись протягом 10÷12 с.

1.1.2 Технічне завдання. Технічне завдання складається на основі технічних умов та вимог замовника, включає в себе етапи розробки цифрового вимірювача ЧСС людини, вхідні дані для розрахунку параметрів електричної принципової схеми та календарний план виконання проекту.

Технічні вимоги, яким повинен задовольняти вимірювач:

- діапазон вимірювання, уд./хв. .... 40-199;
- максимальна похибка вимірювання, уд./хв. .... ±5;
- час вимірювання, с. .... 12;
- напруга живлення пристрою, В ..... 9 і 18;

- струм споживання при напрузі живлення 18 В, мА ..... 18;
- маса, г .....
- .....300;
- діапазон робочих температур, °С ..... 10÷35;
- середній термін служби, не менше років ..... 5;
- атмосферний тиск, мм рт ст, кПа ..... (760±30),  
(101,3±4);
- відносна вологість повітря при температурі до +25 °С ..... до 80%;
- вимоги електробезпеки .....ГОСТ 12.2.025, клас 11,тип ВФ.

## 1.2 Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження

Серцево-судинна система виконує важливу транспортну функцію в організмі, необхідну для його нормальної життєдіяльності.

У медицині критичних станів діагностика функціонування цієї системи займає одне з головних місць, так як діяльність серцево-судинної системи багато в чому визначає ефективність протікання процесів метаболізму, перенесення кисню і вуглекислого газу, терморегуляції.

Оцінка діяльності серцево-судинної системи при анестезіологічному моніторингу здійснюється шляхом реєстрації механічних, акустичних і біоелектричних проявів серцевої діяльності, найбільш доступних для реєстрації під час наркозу. Серед показників центральної та периферичної гемодинаміки найбільшу цінність представляють параметри серцевого ритму, артеріального і венозного тиску крові, серцевого викиду.

Широко розповсюдженими методами контролю серцевої діяльності є стеження за величиною ЧСС, артеріального тиску крові, спостереження ЕКГ в одному або декількох відведеннях з автоматичним виявленням порушень ритму. Використання даних методів контролю в клінічному моніторингу характеризується простотою процедур реєстрації біологічних сигналів і інтерпретації свідчень. Більш складні і громіздкі методи, використовувані при функціональних дослідженнях серцево-судинної системи, такі як радіонуклідная

ангіографія, ядерний магнітний резонанс, чреспищеводная ехокардіографія, доплерівські системи вимірювання потоку крові використовуються за спеціальними показаннями. Ці методи дослідження найчастіше цікавлять хірургів і не пов'язані безпосередньо з роботою анестезіолога.

Вибір засобів контролю показників серцево-судинної системи для клінічного моніторингу залежить від багатьох факторів. Так, наприклад, при анестезіологічному контролі найбільш важливу роль відіграє вид операції, пластичність серцево-судинної системи пацієнта, обґрунтованість ризику використання інвазивних методик, вартість мониторної техніки. У той же час головним фактором вибору засобів анестезіологічного моніторингу є необхідність і достатність отриманої інформації для оптимального управління станом пацієнта і забезпечення безпеки наркозу.

Найбільш простим методом оцінки параметрів серцевого ритму є визначення частоти серцевих скорочень. Цей показник дозволяє об'єктивно судити про рівень функціонування серцево-судинної системи пацієнта. При анестезіологічному моніторингу зміни ЧСС під час наркозу відображають реакцію організму на хірургічне втручання. Оцінка ЧСС в найпростішому випадку може проводитися шляхом пальпації коливань артеріальної судинної стінки.

Моніторні прилади, які використовуються в анестезіологічній практиці здійснюють безперервний вимір і цифрову індикацію частоти серцевих скорочень. Ці дані визначаються за результатами оцінки часових параметрів фізіологічних процесів, що відбуваються в серцево-судинній системі.

Для визначення ЧСС необхідно виділити артеріальну пульсацію кровотоку, а потім виміряти частоту проходження пульсових коливань.

При неінвазивних методах вимірювання АТ крові ЧСС оцінюється за коливаннями тиску в оклюзійної манжеті. При прямих вимірюваннях тиску в магістральних судинах або легеневої артерії аналізуються пульсові криві, які реєструються на виході внутрісудинного давача тиску крові.

У пульсоксиметрії визначення ЧСС базується на аналізі фотоплетизмограми ділянки тканин із артеріальним пульсом, при цьому використовується фаланга пальця або мочка вуха.

У реографічних дослідженнях параметрів гемодинаміки при оцінюванні пульсу проводиться аналіз електричного сигналу, який відповідає зміні електричного опору ділянки тканин з пульсуючим судиною.

Артеріальна пульсація може бути зареєстрована за ефектом Доплера від потоку, що рухається крові з використанням ультразвукової або мікрохвильової техніки.

Для визначення ЧСС часто використовується електрокардіографічних канал моніторів, в якому виділяються QRS- комплекси ЕКГ і обробляються значення тривалостей R-R інтервалів.

Визначення ЧСС засноване на вимірі тривалості періодів проходження пульсових коливань (в разі реєстрації ЕКГ - QRS- комплексів), що представляють собою межпульсові (R-R тимчасові інтервали) - кардіоінтервалів (КІ) / 16 /. Після усереднення певної кількості (вибірки) отриманих значень тривалості КІ, ЧСС визначають за формулою:

$$\text{ЧСС [уд / хв]} = 60 / T_{\text{сер}},$$

$$\text{де } T_{\text{сер}} = (T_{1\text{кі}} + T_{2\text{кі}} + \dots T_{n\text{кі}}) / n,$$

тут  $T_{\text{кі}}$  [сек] - значення і-того КІ, n - кількість КІ у вибірці.

Процедури усереднення і обчислення значень ЧСС здійснюються в пристрої обробки пристрою, побудованого, найчастіше, на однокристальній ЕОМ.

У анестезіологічних моніторах застосовують т.з. «швидке» усереднення періодів пульсових хвиль. Це уможливорює відстеження короточасних епізодів зміни ЧСС, які виникають, наприклад, при трахеотомії, і швидке реагування на ці вимірювання.

Індикація показань ЧСС здійснюється з використанням методу «ковзної» вибірки, тобто після усереднення кардіоінтервалів у вибірці, обрахунок ЧСС та індикації отриманого значення відбувається зсув «вікна» вибірки на один КІ, далі знову відбувається усереднення, обчислення, індикація і т. д. Враховуючи метод цифровий індикатор ЧСС може змінювати свої покази з кожним ударом серця, реагуючи на зміни тривалості КІ, які знаходяться у «вікні» вибірки.

ЕКГ надає інформацію про скорочення серцевого м'язу навіть при рівні пульсації судини нижче порога реєстрації і падінні АТ, що підвищує цінність інформації про ЧСС, отриману за RR інтервалами. Також, при застосуванні ЕКГ для визначення ЧСС необхідно контролювати форму ЕКС, оскільки при високій Т-хвилі можливе помилкове подвоєння значень ЧСС. Цю вимогу не складно виконати, оскільки ЕКГ канал моніторів має графічний дисплей для відслідковування форми ЕКГ в реальному масштабі часу.

### 1.3 Висновок до розділу 1

У розділі на основі аналітичного огляду відомих пристроїв для для вимірювання ЧСС та аналізу технічного завдання до кваліфікаційної роботи встановлено підстави для розробки цифрового вимірювача частоти серцевих скорочень. Вихідним документом є технічне завдання. Вимоги, які висуваються до конструкції пристрою визначаються його областю застосування, умовами експлуатації, типом виробництва. Ці вимоги зведені у технічному завданні на розробку.

## РОЗДІЛ 2

### ОСНОВНА ЧАСТИНА

#### 2.1 Конструкторська частина

2.1.1 Розроблення математичної моделі. В основі роботи цифрового вимірювача ЧСС людини покладено принцип вимірювання зміни оптичної густини шкіри – ступені її кровонаповнення, внаслідок проходження через палець потоку ІЧ випромінювання та виміру зміни його випромінювання. Даний принцип побудований на базі закону Бугера, який визначає ослаблення паралельного монохроматичного пучка світла при поширенні його через поглинаюче середовище (див. рис. 2.1).

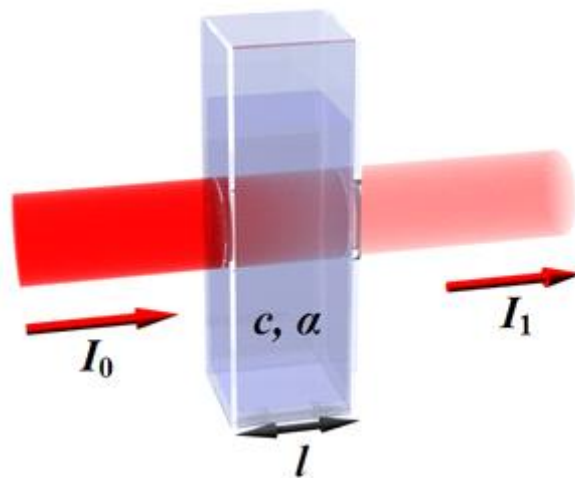


Рис. 2.1 – Ілюстрація закону Бугера

Світло з інтенсивністю  $I_0$  проходить через розчин товщиною  $l$ . Математичний запис закону наступний:

$$I(l) = I_0 e^{-k_\lambda l}, \quad (2.1)$$

де  $k_\lambda$  – коефіцієнт поглинання, який залежить від довжини хвилі  $\lambda$  і характеризує властивість речовини..

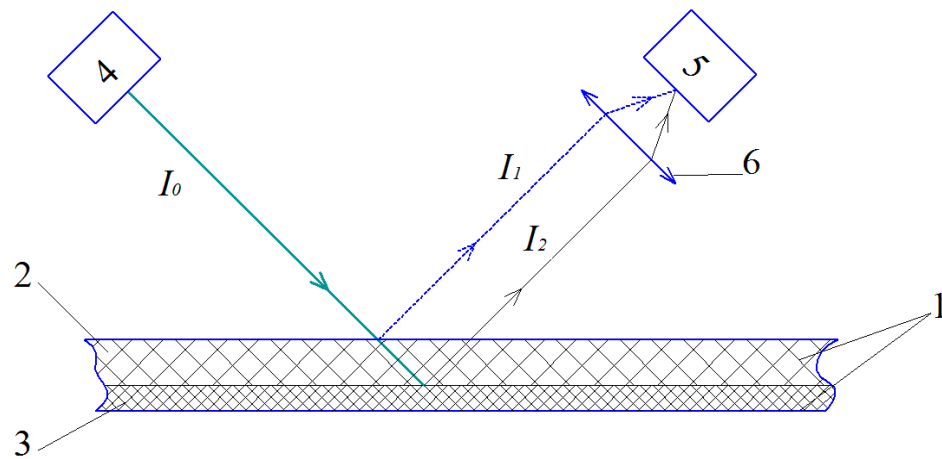


Рис. 2.2 – Схематичне зображення проходження ІЧ променів через шкіру:

- 1 – шкірний покрив;
- 2 – верхній шар шкірного покриву;
- 3 – шар шкірного покриву із кровоносними судинами;
- 4 – джерело ІЧ-випромінювання;
- 5 – приймач ІЧ-випромінювання;
- 6 – фокусна лінза зі світлофільтром.

ІЧ промені інтенсивністю  $I_0$  від випромінювача падають на поверхню шкірного покриву (див. рис. 2.2). Частина падаючого ІЧ світла відбивається від поверхні шкірного покриву (промінь з інтенсивністю  $I_1$ ) інша частина відбивається від поверхні кровоносної судини в шарі 3 (промінь з інтенсивністю  $I_2$ ). Інтенсивність ІЧ променю, який падає, спадає на межах двох середовищ та буде залежати від товщини середовища. У цьому випадку зареєстрований чутливим елементом сигнал з інтенсивністю (2.2) пропорційно змінюється до ступеня кровонаповнення судин. Відповідно, у вихідному сигналі з'явиться пульсація, яка відповідає моменту скорочення серця, оскільки в цей момент часу степінь кровонаповнення судин, товщина шару (3) (див. рис. 2.2), товщина шару 3 (рисунок 2.2) та інтенсивність відбитого випромінювання  $I_2$  максимально зростає:

$$I_0 = I_1 + I_2, \quad (2.2)$$

де  $I_0$  – визначається параметрами джерела випромінювання;



$I_1$  – інтенсивність відбитого від поверхні шкірного покриву світла (постійна складова сигналу);

$I_2$  – інформативна складова прийнятого сигналу, пропорційна до ступені кровонаповнення судин.

Вигляд сигналу на виході чутливого елемента представлений на рисунку 2.3 [1].

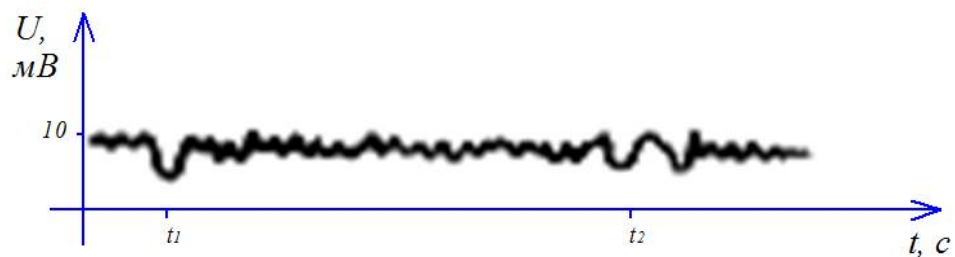


Рис. 2.3 – Приклад зареєстрованого чутливим елементом сигналу

Нехай, корисний сигнал –  $f(t)$ . Постійна складова сигналу створює певний шум –  $g(t)$ . Тоді зареєстрований сигнал можна подати у вигляді:

$$x(t) = f(t) + g(t) \quad (2.3)$$

Прилад виконує попередню фільтрацію сигналу та підсилення його по амплітуді. Це можна виразити наступним чином:

$$x(t) = k \cdot (G \cdot [f(t) + g(t)]) \quad (2.4)$$

де,  $G$  – оператор фільтрування,

$k$  – коефіцієнт підсилення по потужності.

В результаті цих операцій одержуємо сигнал, поданий на рис. 2.4.

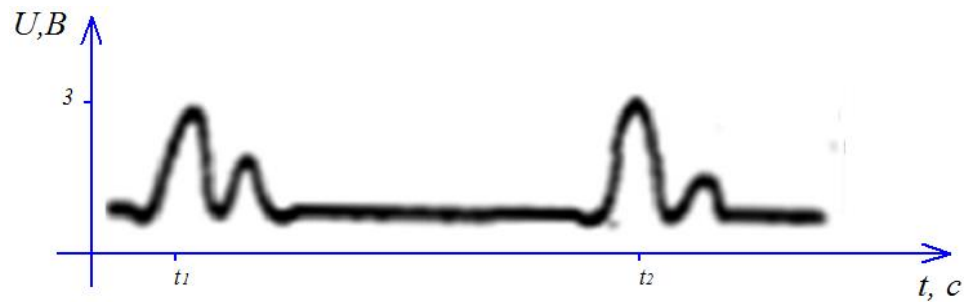


Рис. 2.4 – Приклад відфільтрованого та підсиленого сигналу

Пристрій формує послідовність прямокутних імпульсів, які співпадають із піками у відфільтрованому сигналі.

Послідовність прямокутних імпульсів з періодом  $T$  аналітично можна подати виразом:

$$x(t + nT) = \begin{cases} 5 & t_1 + nT < t \leq t_2 + nT \\ 0 & t_2 + nT < t \leq t_3 + nT \end{cases}, n = 0, 1, 2, \dots, \infty, \quad (2.5)$$

де  $T$  – період, що відповідає періодові серцевих скорочень.

Вигляд імпульсів наведено на рис. 2.5.

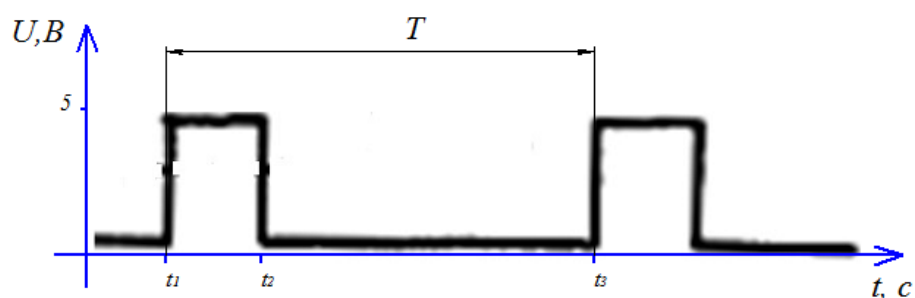


Рис. 2.5 – Послідовність прямокутних імпульсів.

Величина, обернена до періоду називається частотою серцевих скорочень. Її розпізнає цифрова частина схеми пристрою, шляхом вимірювання відстані між імпульсами сигналу  $x(t + nT)$ .

При цьому, період прямокутних імпульсів, які отримані з вхідного сигналу заповнюють послідовністю прямокутних імпульсів частотою 2 кГц. Цифровий

лічильник підраховує число імпульсів і переводить це значення в значення періоду серцевих скорочень, обернена величина до якого і відображується на світлодіодних індикаторах пристрою.

## 2.2 Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень пристрою

*2.2.1 Синтез функції цифрового вимірювача ЧСС. Побудова структурної схеми є важливим етапом, оскільки саме після аналізу структури буде побудовано вузли прпристрою та забезпечити зв'язки між ними, визначити об'єми та вигляд представлених проблем та способи і шляхи їх реалізації, оскільки передачі даних між блоками, а також питання узгодженої роботи блоків, засоби і методи досягнення при цьому необхідної швидкості та точності.*

Саме на цій стадії формується кінцева структурна блок-схема (графічний результат проектування), яка зображена на рисунку 2.5 (див. Додаток \_\_\_)

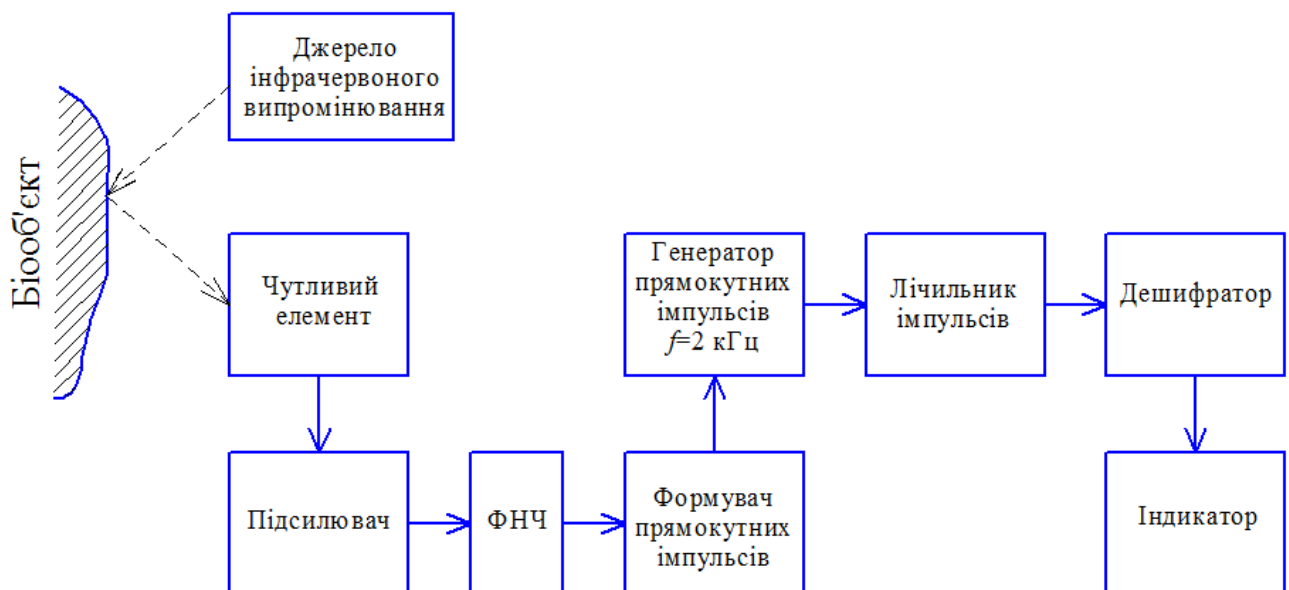


Рис. 2.6 – Структурна схема вимірювача ЧСС

Відповідно до структурної схеми, потік інфрачервоних променів падає на поверхню шкіри, відбивається і попадає на поверхню чутливого елемента. З його виходу електричний сигнал, вигляд якого наведено на рисунку 2.3, надходить на вхід підсилювача, а після нього на фільтр низьких частот.

Вигляд відфільтрованого та підсиленого сигналу наведено на рисунку 2.4. Формувач прямокутних імпульсів формує імпульси тривалістю 2,5 мс, передній фронт яких співпадає з вершинами імпульсів сигналу на виході ФНЧ пристрою.

Вигляд імпульсів зображено на рисунку 2.5. Таким чином, період цих імпульсів відповідає періоду серцевих скорочень. Пачки імпульсів тривалістю рівною періоду імпульсів на виході формувача утворюються запущеним генератором прямокутних імпульсів (частота імпульсів 2 кГц). Число імпульсів в пачці підраховується за допомогою лічильника, а за допомогою дешифратора відбувається переведенні отриманого значення у значення ЧСС відображене на індикаторі.

### 2.2.2 Синтез структури цифрового вимірювача ЧСС.

Після розгляду структурних вузлів переходять до системного проектування, виходячи з вимог до системи та поставлених задач чи проблем і отримання необхідних результатів.

На даному етапі необхідно вибрати основні функціональні блоки, чітко розподіливши усі функції, а також зв'язки між ними. На цій стадії отримується функціональна блок-схема пристрою.

На основі структурної схеми побудовано схему функціональну, що зображена на рисунку 2.6 (див. Додаток \_\_\_\_).

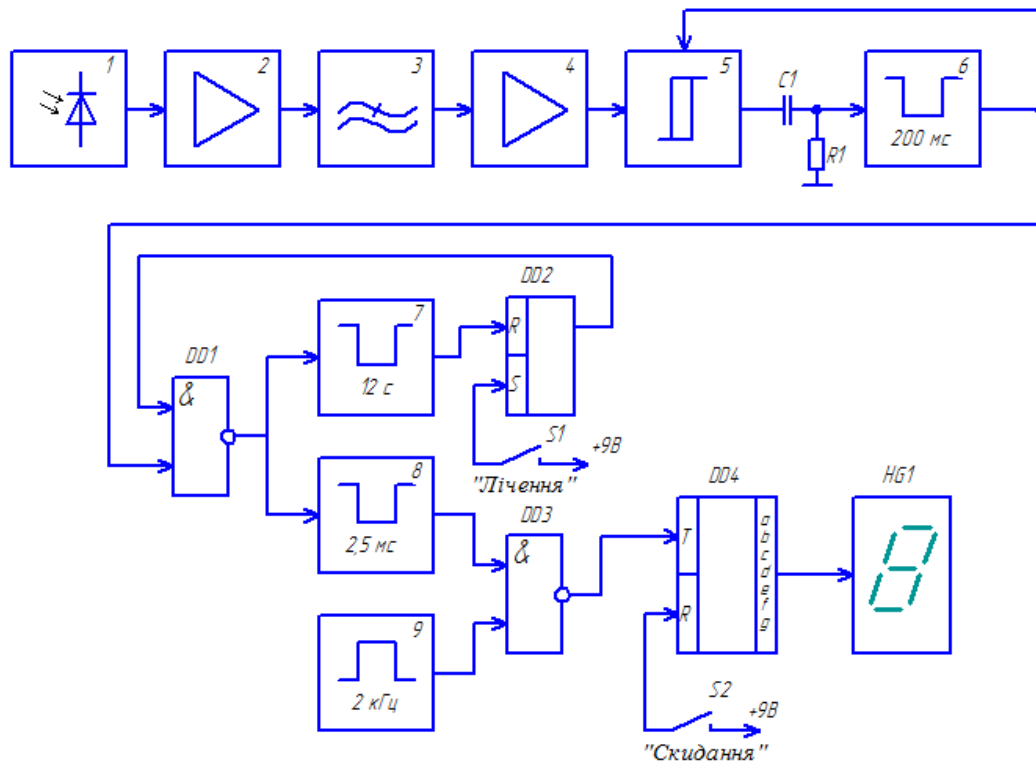


Рис. 2.7 – Функціональна схема пристрою

Побудова функціональної схеми – це важливий етап у розробці апаратури, оскільки в кінці цього етапу отримуємо цілісну структуру пристрою, тому проектування найкраще проводити поетапним шляхом, який передбачає поступовий перехід від нагромадження експериментальних даних і вихідних величин до синтезу структури пристрою.

Отже, під час системного проектування, виходячи з вимог до проектованої системи та поставлених при проектуванні задач, необхідно вибрати основні функціональні блоки, їх технічне та програмне забезпечення, а також зв'язки між ними.

Відбитий від поверхні сигнал від ІЧ-світлодіоду попадає на фотодіод давача (1), який під'єднаний до входу підсилювача (2). Далі, через ФНЧ (3), сигнал потрапляє на підсилювальний каскад (4), де на виході формується достатнє для роботи схеми формувача (5) значення амплітуди.

Останній формує імпульси, які відповідають пульсовим ударам. Ці імпульси проходять через диференціюючу ланку R1-C1 і запускають одновібратор (6). Функції одновібратора – блокування тригера (5), що піднімає надійність процесу

зчитування пульсових сигналів і запуск схеми цифрового перерахунку. Протягом наступних 200 мс, після проходження імпульсу, тригер не реагує на інші вхідні сигнали.

Також, імпульс на виході одновібратора (6) в режимі «Лічення» запускає два одновібратори (7) – задає час виміру пульсу і (8) – виробляє сигнали, які здійснюють перерахунок (через схему DD1).

При подачі сигналів на вхід схеми співпадання DD3 з одновібратора (8) та генератора (9), на її виході формуються пачки імпульсів, які надходять на вхід лічильника DD4. Лічильник, після закінчення часу вимірювання встановленим одновібратором (7), фіксує число, яке відображає кількість ударів пульсу за хвилину.

Після закінчення рахунку тригер DD2 переходить в нульовий стан і перекриває проходження імпульсів через DD1. Для початку нового циклу вимірювання ЧСС, потрібно повторно натиснути кнопку «Скидання», для обнулення лічильника DD4, а потім натиснути кнопку «Лічення».

### 2.2.3 Параметричний синтез пристрою.

Розрахунок схеми індикації. Схему динамічної індикації зображено на рисунку 2.8:

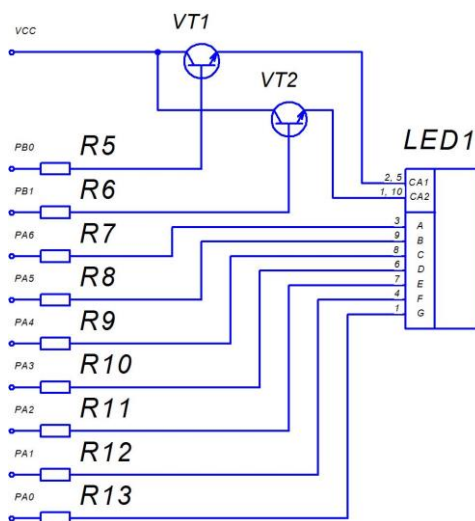


Рис. 2.8 – Схема диференційного підсилювача

Виведення інформації на індикатор здійснюється порозрядно. При цьому частота зміни розряду становить 60 Гц. Частота переривань мікроконтролера (internal interrupt), необхідна для забезпечення коректної роботи визначається як:

$$T_{\text{int}} = \frac{1}{f_{\text{update}} \cdot N_{\text{digit}}} = \frac{1}{60 \cdot 2} \approx 0,008 \text{ с}, \quad (2.6)$$

де:  $f_{\text{update}}$  – частота зміни розряду індикатора;

$N_{\text{digit}}$  – кількість розрядів.

Кожен сегмент схеми комутується одночасно двома ключами. Один на транзисторі VT1 (VT2) підключає спільний анод (common anode) відповідного розряду до напруги живлення VCC. Інший – складова порта мікроконтролера (port MCU).

Важливо також врахувати поправку для компенсації зниження яскравості свічення індикатора, оскільки при динамічній порозрядній індикації вона пропорційна кількості розрядів.

Значення опору струмозадаючого резистора (voltage driving resistor) кожного з елементів індикатора визначається за виразом:

$$R_{v.d} = (V_{cc} - V_{key.c.a} - V_{p.mcu} - 1,5) / I_F = (3,3 - 1,4 - 0,1 - 1,5) / 0,02 = 15 \text{ Ом}, \quad (2.7)$$

де:  $V_{cc}$  – напруга живлення схеми;

$V_{key.c.a}$  – максимальний спад напруги на відкритому ключі спільного анода (для складеного транзистора по схемі Дарлінгтона спад напруги на колекторно-емітерному переході приблизно рівний 1,4 В);

$V_{p.mcu}$  – максимальний спад напруги на відкритому ключі (порт мікроконтролера);

$I_F$  – струм світлодіода сегмента. Вибирається в діапазоні 0,005...0,02 А (згідно рекомендацій виробника).

З ряду Е6 вибрано значення опору резисторів R7... R13=15 Ом.

Нижче приведено розрахунок ключа на транзисторі VT1 (VT2), що підключає спільний анод (common anode) відповідного розряду до напруги живлення VCC.

В першу чергу електрична міцність транзистора повинна забезпечувати його надійну роботу в широкому діапазоні температур. Напруга пробою колекторно-емітерного переходу (collector-emitter breakdown voltage) повинна бути як мінімум втричі вищою за розраховану за виразом:

$$U_{ceb.v} \geq 3 \cdot (V_{cc} - V_{key.c.a} - V_{p.mcu} - 1,5) = 0,3 \text{ В}, \quad (2.8)$$

Вибрано транзистори VT1 та VT2 BCV27, номінальна напруга пробою колекторно-емітерного переходу якого рівна приблизно 60 В.

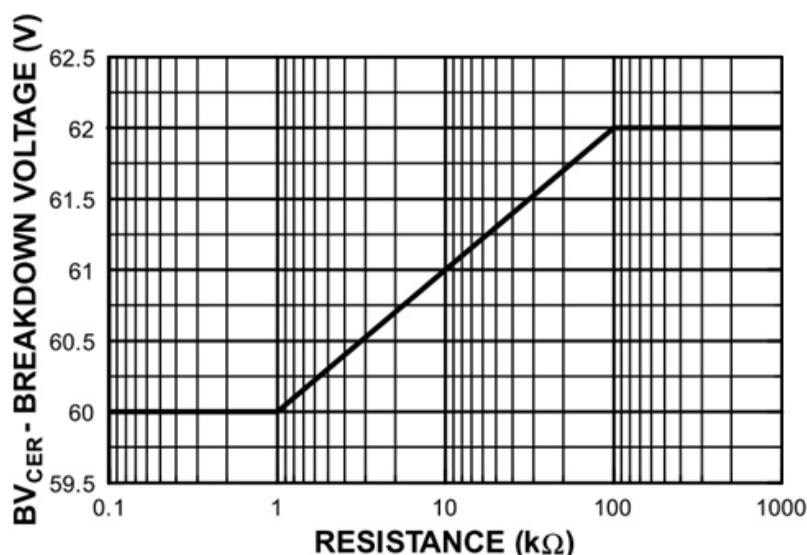


Рис. 2.9 – Залежність напруги пробою колекторно-емітерного переходу транзистора BCV27 від базно-емітерного опору

Максимально допустимий струм колекторно-емітерного переходу транзистора BCV27 повинен бути більшим за сумарний струм семи сегментів, що визначається за виразом:



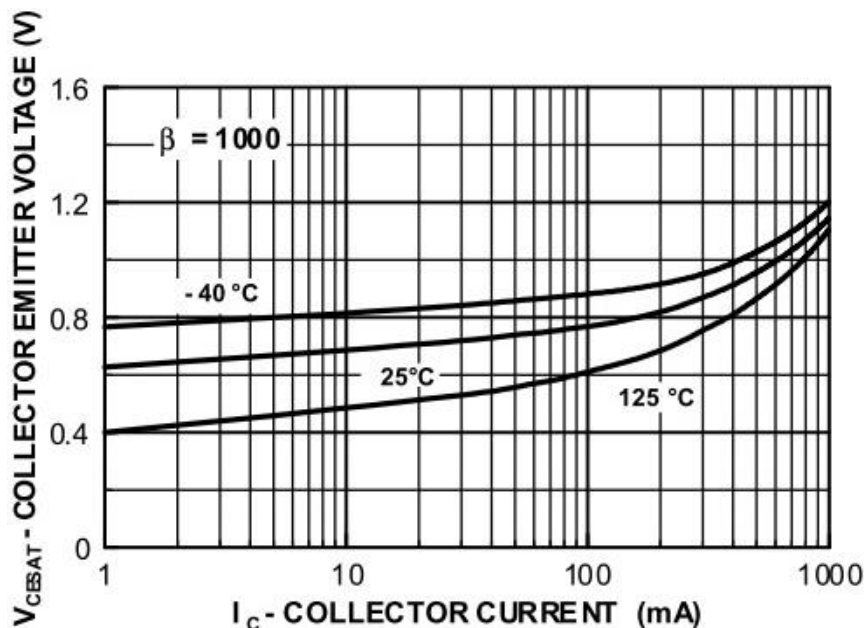


Рис. 2.10 – Залежність напруги колекторно-емітерного переходу транзистора BSV27 від колекторного струму

$$I_{ce} \geq 7 \cdot I_F = 7 \cdot 0,02 = 0,14 \text{ A}, \quad (2.9)$$

Максимально допустимий струм колекторно-емітерного переходу транзистора BSV27, згідно документації виробника становить 1,2 А, що задовольняє умову та видно на рисунку 2.8.

Номінальний коефіцієнт передачі по струму рівний 4000 і сильно залежить від температури. Оскільки велика швидкість переключення транзисторного ключа не потрібна, то вибирається режим С з великим ступенем насичення задля забезпечення можливості роботи у широкому діапазоні температур.

Опір резистора бази R5 (R6) ключа на основі схеми Дарлінгтона в режимі насичення розраховується за виразом:

$$R_b = \frac{U_{t.v} - V_{p.mcu}}{I_{ce} / h_{FE}} = \frac{1,6 - 0,1}{0,14 / 4000} = 42857 \text{ Ом} \quad (2.10)$$

де:  $U_{t.v}$  – поріг стійкого відключення схеми (cut-off threshold voltage). Кожна лінія порта мікроконтролер оснащена тригером Шміта з порогом відключення приблизно 1,6 В.

З ряду E12 вибрано значення опорів резисторів  $R5 \dots R6 = 39 \text{ КОм}$ .

Розрахунок транзисторного ключа. Метою параметричного синтезу є розрахунок номіналів елементів схеми електричної принципової. Проведемо розрахунки деяких кіл схеми електричної принципової.

Фотодіод VD3 включений між входами операційного підсилювача DA1. Сигнал на її виході не перевищує декількох мілівольт. Після операційного підсилювача стоїть фільтр високої частоти, виконаний на елементах R14, C7.

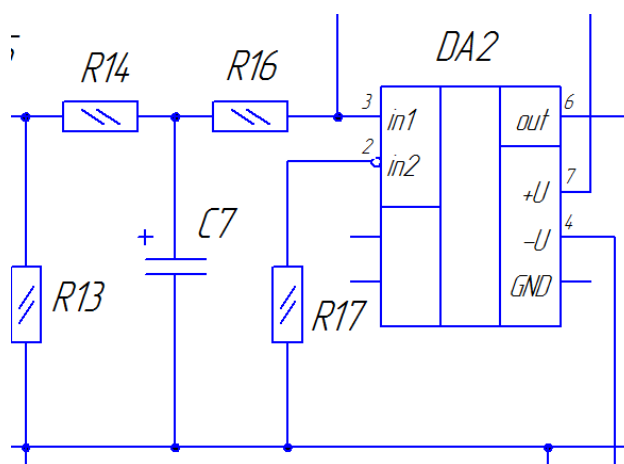


Рис. 2.11 – RC фільтр низьких частот на вході операційного підсилювача DA2.

Метою фільтра є подавлення шуму мереженої частоти в корисному сигналі. Так як частота імпульсів корисного сигналу співпадає з частотою серцевих скорочень – від 0,6 до 3 Гц, а частота мережі становить 50 Гц, частота зрізу фільтра повинна бути близькою до частоти 5-10 Гц. Це забезпечить значне послаблення мереженої складової. Нехай частота зрізу становить 7 Гц.

Задавшись опором резистора R14 – 10 кОм знаходимо ємність конденсатора за виразом:

$$f_{зр} = \frac{1}{2\pi \cdot R14 \cdot C7} \quad (2.11)$$

$$C7 = \frac{1}{2\pi \cdot R14 \cdot f_{зр}} = \frac{1}{2\pi \cdot 10^4 \cdot 7} = 2,1 \cdot 10^{-6} \text{ Ф}$$

Із рядів значень ємностей вибираємо конденсатор ємністю 2,2 мкФ.

Однак, амплітуда сигналу після фільтра є близькою до 2-3 мВ. Для підсилення її використано операційний підсилювач DA2, коефіцієнт підсилення якого повинен становити наближено 1000. Так як для забезпечення такого значення коефіцієнта підсилення необхідно ввести в кола зворотного зв'язку резистори з значною різницею опорів, використано схему, що зображена на рис.2.12.

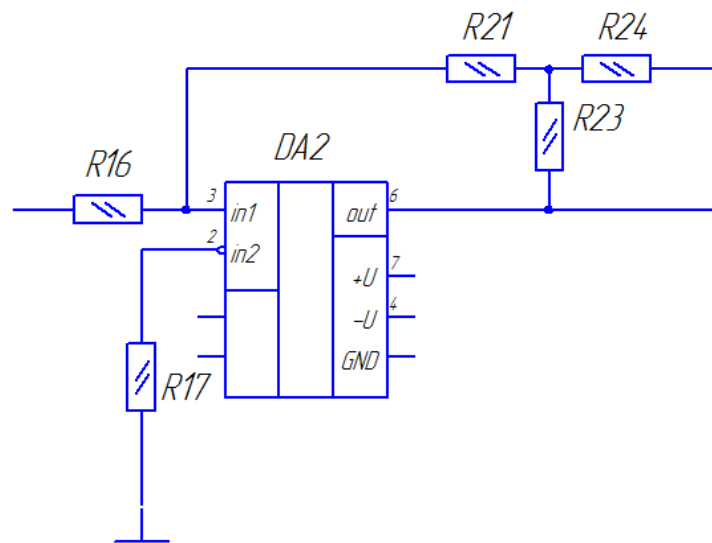


Рис. 2.12 – Схема інвертуючого підсилювача.

Для підсилювача зображеного на рисунку 2.12 коефіцієнт підсилення становить 1000.

При цьому, резистори R23, R24 утворюють подільник напруги, вихідна напруга якого знаходиться з виразу:

$$U_x = U_{вих} \frac{R24}{R23 + R24} \quad (2.12)$$

де  $U_x$  – напруга на виході подільника в вузлі між резисторами R21,R23,R24. Вона є вихідною напругою для класичної схеми інвертуючого підсилювача, для якого коефіцієнт підсилення знаходиться з виразу:

$$K = -\frac{R21}{R16} \quad (2.13)$$

Задавшись значеннями опорів резисторів  $R_{23}=20$  кОм,  $R_{24}=1$  МОм та  $R_{21}=1$  МОм та значенням коефіцієнта підсилення знаходимо опір резистора  $R_{17}=47$  кОм.

Проведемо розрахунок емітерного повторювача, що зображений на рис. 2.13.

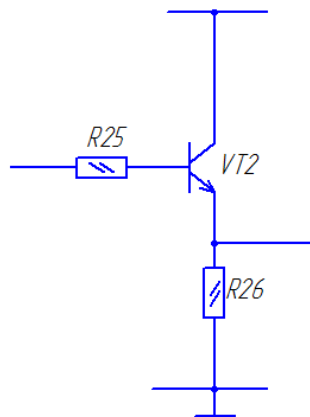


Рисунок 2.13 – схема емітерного повторювача.

Напруга його відкриття – 0,6 В. Вхідна напруга – 3 В. Відповідно на резисторі  $R_{25}$  повинно падати 2,4 В. Нехай, щоб відкрити транзистор струм бази повинен становити 3 мА. Тоді опір резистора повинен становити:

$$R_{25} = U / I = 2,4 / 0,003 = 700 \text{ Ом} \quad (2.14)$$

Вибираємо опір резистора – 720 Ом.

#### 2.2.4 Критерії вибору елементної бази

Вибір елементної бази при проектуванні цифрового вимірювача ЧСС повинен відповідати наступним вимогам::

- технічні вимоги до конструкції;
- наявність елементів;
- відповідність номіналів елементів (схема електрична принципова);
- стабільність параметрів;
- мінімальні розміри корпусів;

- універсальність елементів;
- економічність.

Для вибору елементів необхідно знати схмотехнічні, техніко-економічні показники, експлуатаційні характеристики, масогабаритні показники тощо.

Вибрані елементи мають відповідати наступним вимогам:

- висока надійність;
- компактні габаритні розміри і маса;
- низький струм споживання;
- тривалий час збереження своїх параметрів;
- низька собівартість;
- автоматизація монтажу.

При виборі постійних резисторів оптимальним варіантом є тип С2-23, (виробник «MULTICOMP»), потужністю 0,125 Вт. Їх призначення: робота в колах постійного та змінного струмів. Даний тип резисторів є високоточним і має високу температурну стабільність опору. Ідеально підходять для застосування у високоточній вимірювальній техніці. Повністю замінюють собою резистори МЛТ, С2-33н, С2-29, мають кращі електричні і експлуатаційні характеристики. Так як нашому приладу допустимі відхилення в опорі, то беремо резистори з точністю 5%, але це зменшить його вартість, тобто зробить наш пристрій більш економічно ефективним.

#### Основні параметри:

– $R_{\text{ном.діапазон}}$ , Ом	…	0,1~10·10 <sup>6</sup>
– $P_{\text{номінальна}}$ , Вт (при 70°С)	…	0,125
– допустиме відхилення опору, %	…	±5
– робоча напруга $U_{\text{max}}$ , В	…	250В
– $T_{\text{роб.}}$ , °С	…	-55°С ~+155°С



Рис. 2.14 – Резистор (тип С2-23)

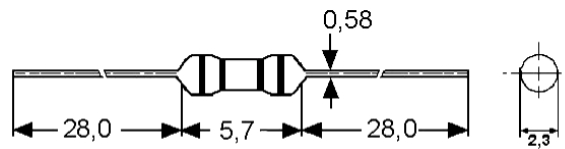


Рис. 2.15 – Габаритні розміри С2-23

Підстроювальним резистором у схемі є СПЗ-1. Використовується в колах постійного та змінного струмів. Є високоточним, з високою температурною стабільністю опору.

Одинарний однообертвий із круговим переміщенням рухомої системи. Використовується в колах постійного, змінного та імпульсного струмів. Без середнього виводу, у фігурному корпусі, для друкованого монтажу, встановлюється перпендикулярно платі.  $P_{\text{номінальна}} = 0,125$  Вт. Номінальний опір 470 Ом.

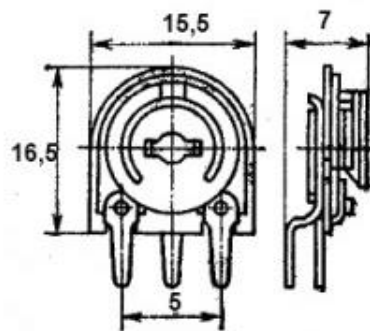


Рис. 2.16 – Габаритні розміри СПЗ-1

### Основні параметри:

– функціональна група	… змінні недротяні
– функціональний тип	… підстроювальний
– конструктивні особливості	… одинарний
– метод монтажу	… ТНТ (вивідний)
– габарити L×W×H	… 16,5×8,2×15,5
– $R_{\text{ном.}}$ , кОм	… 10
– допустиме відхилення, %	… ± 10
– $P_{\text{номінальна}}$ , Вт	… 0,25
– мінімальне напрацювання, год	… 15000
– $T_{\text{роб.}}$ , °С	… від -45 до + 85

– відносна вологість, % ... 98% при температурі + 35 ° С.

Конденсатори типу КМ-6 – керамічні неізольовані, малогабаритні, дешеві та доступні. Мають необхідні електричні параметри. Використовуються в колах постійного та пульсуючого струмів, а також в імпульсних режимах.

Використання конденсатори такого типу дає нам можливість автоматизувати процес виготовлення виробу.

### Основні параметри:

Тип	Група по ГКС	Номинальна ємність, пФ	Допустиме відхилення, %, пФ. Ряд ємностей	Номинальна напруга, В	Розміри, мм			Допустима реактивна потужність В·Ар
					<i>D</i> (II)	<i>L</i>	<i>B</i>	
КМ-6	ПЗЗ	$120-5,1 \cdot 10^3$	$\pm 2, \pm 5, \pm 10, +20\%$ E24	50	6,5-14	6,4-14	4,5-10	10-40
	М47	$120-6,2 \cdot 10^3$		50	6,5-14	6,4-14	4,5-10	10-40
	М75	$180-5,6 \cdot 10^3$		50	6,5-14	6,4-14	4,5-10	10-40
	М750	$470-1,0 \cdot 10^4$		50	6,5-14	6,4-14	4,5-10	10-40
	М1500	$820-1,5 \cdot 10^4$		50	6,5-14	6,4-14	4,5-10	10-40
	Н30, Н50	$1,0 \cdot 10^4-$ $1,5 \cdot 10^5$	+50 – -20% E6	50	6,5-14	6,4-14	4,5-10	—
	Н90	$2,2 \cdot 10^4-$ $2,2 \cdot 10^6$	+80 ÷ -20% E6	100 (варіант «В») 35-25	6,5-14	6,4-14		

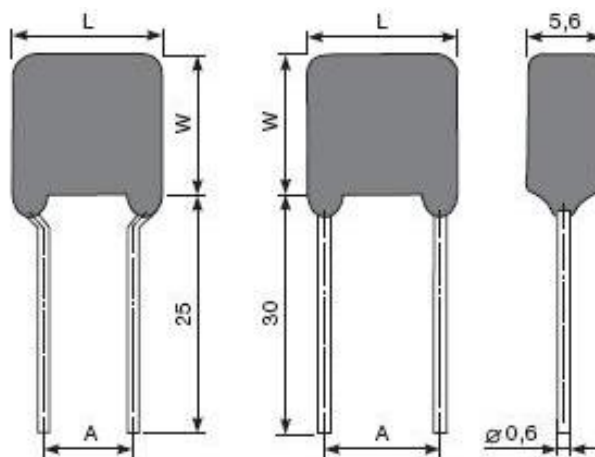


Рис. 2.17 – Габаритні розміри конденсатора КМ-6 «JAMICON»

Електролітичні конденсатори типу ЕСАР СЕ2200/16РНТ – алюмінієві електролітичні конденсатори. Переваги:

- висока питома ємність, що дозволяє використовувати конденсатори ємністю понад 1Ф;
- високий максимально допустимий струм пульсації;
- висока надійність. Пропоновані електролітичні конденсатори виробництва Jamicon є аналогами вітчизняних конденсаторів: К50-16, К50-35, К50-38, К50-40, К50-46.

#### Основні параметри:

– діапазон ємностей, мкФ	…	0,1~33·10 <sup>3</sup>
– $U_{робоч}$ , В	…	16
– $T_{роб.}$ , °С	…	-25°С ~+105°С
– допуск номінальної ємності, %	…	20
– $tg\delta$ , %	…	0,14
– $I_{max}$ витоку, мкА	…	4

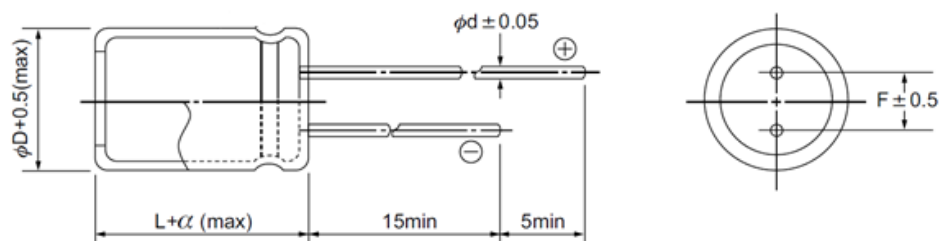


Рис. 2.18 – Габаритні розміри електролітичного конденсатора типу СЕ2200/16РНТ

Мікросхема К140УД6 – операційний підсилювач середньочастотний із високим підсиленням, низькими вхідними струмами, можливістю внутрішньої частотної корекції, захистом виходу від короткого замикання.

#### Основні параметри:

– $U_{ж}$	…	$\pm 15 \text{ В} \pm 10\%$
– $U_{вих}$	…	не менше 11 В
– $U$ зміщення нуля	…	$\pm 10 \text{ мВ}$



- $I_{вх}$  ... не більше 100 нА
- різниця вхідних струмів ... не більше 25 нА
- $I_{споживання}$  ... не більше 4 мА
- коефіцієнт підсилення напруги ... не менше 30000
- $R_{вх}$  ... 1 МОм
- коефіцієнт послаблення синфазних вхідних напруг ... не менше 70 дБ
- швидкість зростання вхідної напруги ... не менше 0,5 В
- частота одиничного підсилення ... не менше 0,35 МГц

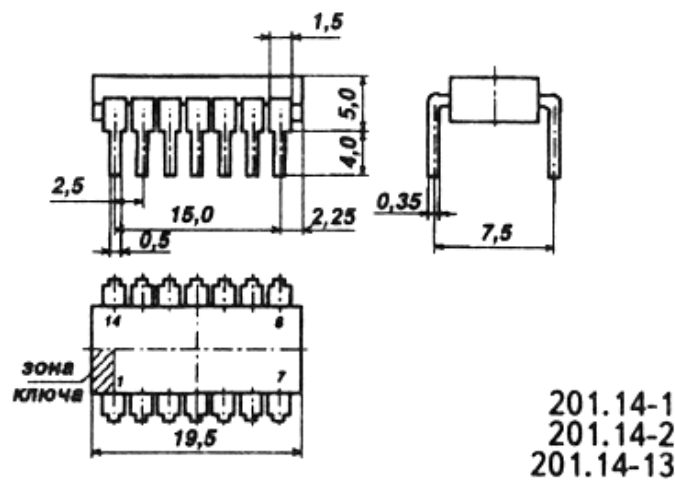


Рис. 2.19 – Габаритні розміри мікросхеми типу К140УД6

К555ЛА3 – це цифрова мікросхема серії ТТЛ. Мікросхеми К555ЛА3 представляє собою чотири логічних елемента 2І-НЕ. Містить 64 інтегральних елемента.

### Основні параметри

- Функціональна група .....Стандартна логіка;
- Функціональний тип .....4x2І-НЕ;
- Типорозмір корпусу .....DIP14;
- Колір виробу.....чорний;
- Габаритні розміри L \* W \* Н ...19x10x8;
- Довжина корпусу, мм.....19;
- Ширина корпусу, мм.....6;

- Висота корпусу, мм.....3;
- Напруга живлення, В.....5;
- Вхідна напруга, В 0,4 – 2,7;
- Вихідна напруга, В.....0,5 – 2,7;
- Діапазон напруги  $\pm 5\%$ ;
- Струм споживання, мА...1,6 – 4,4;
- Час затримки поширення не більше 20 ns;
- Потужність споживання, мВ.....15,75;
- $T_{роб.}, ^\circ C$  ....від -10 до + 70.

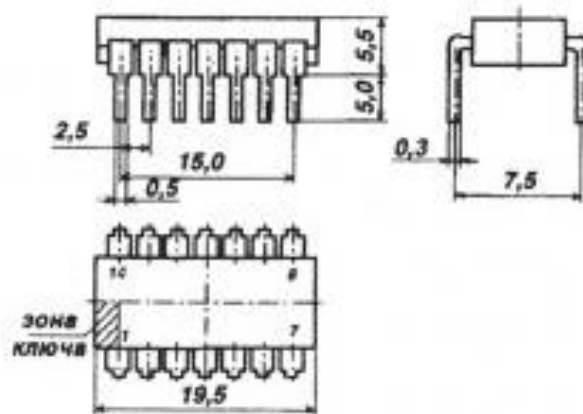


Рис. 2.20 –Мікросхема К555ЛА3

Мікросхеми К176ЛА7 і К561ЛА7 містять по чотири двухвходових базові елементи І з інверсією вихідного сигналу. Технічні дані можна наведені в таблиці. Закордонним аналогом мікросхем 164ЛА7 і К176ЛА7 є мікросхема CD4011, а мікросхем 564ЛА7 і К561ЛА7 мікросхема CD4011А

### Основні параметри

- Струм споживання при напрузі живлення 18 В, мА....0,15;
- Час затримки поширення при включенні, нс.....220;
- Час затримки поширення при виключенні, нс.....220;
- Вихідний струм високого рівня,мА .....0,42;
- Вихідний струм низького рівня, мА.....0,42;
- $T_{роб.}, ^\circ C$  ....-45 ... + 85.

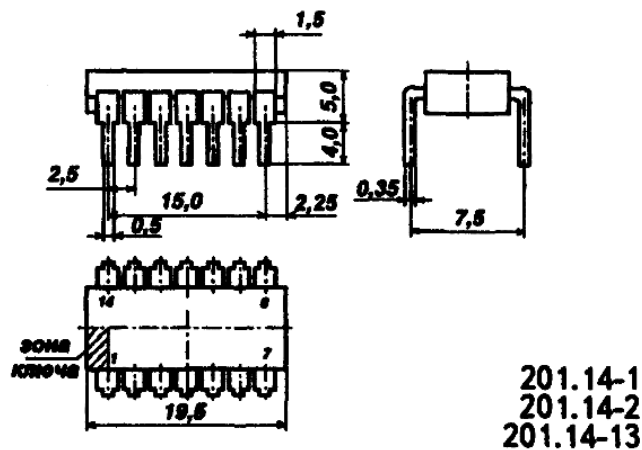


Рис. 2.21 – Мікросхеми K176JA7

Інтегральна мікросхема K176TM2 складається з двох D-тригерів. У нульовий і одиничний стан тригери встановлюються так само, як і тригери мікросхеми K176TB1, при подачі рівнів 1 на входи R і S. Спад тактових імпульсів відбувається при подачі негативної полярності на вході 3, тоді тригери перемикаються в стан, що відповідає рівню на вході D

### Основні параметри

- Струм споживання при напрузі живлення 18 В, мкА...0,3;
- Час затримки поширення при включенні, нс.....220;
- Час затримки поширення при виключенні, нс...220;
- Вихідний струм високого рівня, мкА .....0,3;
- Вихідний струм низького рівня, мкА.....0,42;
- Температура навколишнього середовища, ° С...-45 ... + 85;
- Робоча частота на тактовій вході, МГц 1.

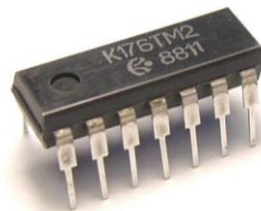


Рис. 2.22 – Зовнішній вигляд мікросхеми типу K176TM2

Мікросхема K176IE4 – лічильник по модулю 10 з дешифратором використовується для виводу інформації на 7-сегментний індикатор.

Мікросхема К176ІЕ4 була розроблена спеціально для використання у схемах електронних годинників.

### Основні параметри

- $U_{ном.ж.}$ , В.....9;
- $U_{вих.}$  низького рівня, В.....0,3;
- $U_{вих.}$  високого рівня, В.....8,2;
- $I_{вих.}$  низького рівня, мкА.....- 0,5;
- $I_{вих.}$  високого рівня, мкА.....0,5;
- $I_{споживання}$ , мА.....0,25;
- $I_{споживання}$  в динамічному режимі, мА...0,3;
- $P_{max}$ , мВт .....21;
- Тактова частота поділу, МГц.....1;
- Здатність навантаження в статичному режимі ...15.

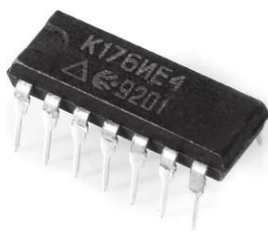


Рис. 2.23 – Мікросхема К176ІЕ7

В якості транзисторів будуть використовуватись КТ503Г. Такий тип транзисторів був обраний через відповідність електричних параметрів, а також при цьому вони дешеві і якісні.

### Основні параметри:

- $I_{max}$ , А.....0,1;
- частота, МГц.....200;
- напруга КЕ0, В... 45;
- напруга КБ, В.....50;
- статичний коефіцієнт передачі струму,  $h_{21}$ .....70~130;
- $T_{роб.}$ , °С.....25~150.

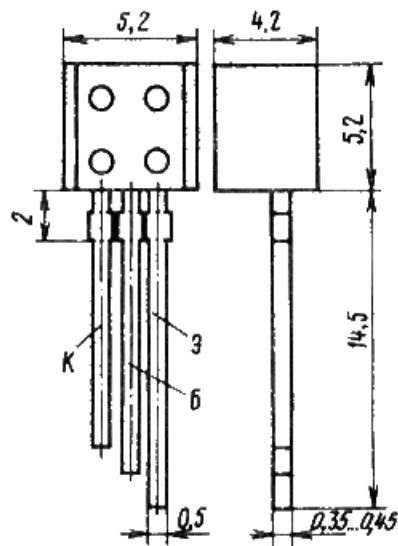


Рис. 2.24 – Зовнішній вигляд транзистора КТ503Г

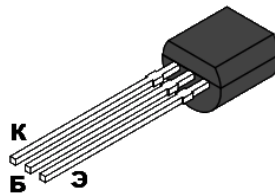


Рис. 2.25 – Зовнішній вигляд транзистора КТ503Г

Мікросхема типу 78L05 (виробник «КЕС») – стабілізатор напруги, використовує як живлення мікросхем приймача. За електричними параметрами підходить по напрузі стабілізації, є дешевою, доступною та якісною.

#### Основні параметри:

- $U_{вих.}, В \dots \pm 5;$
- $U_{вх.}, В \dots 7 \div 20$
- $I_{вих.}, мА \dots 100;$
- максимальна  $U_{вих.}, В \dots 40;$
- $P_{розсіювання}, Вт \dots 1;$
- точність вихідної напруги,  $В \dots \pm 0,12;$
- $T_{роб.}, ^\circ C \dots 0 \div 125.$

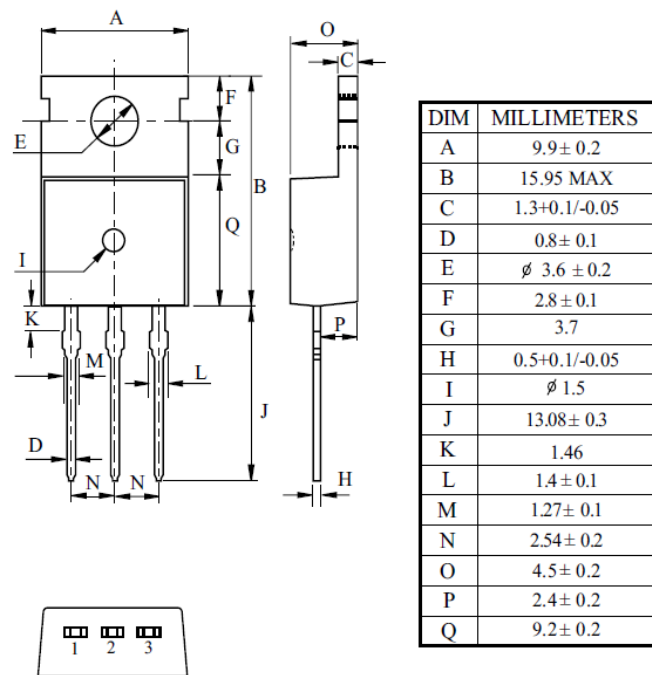


Рис. 2.26 – Зовнішній вигляд мікросхеми типу 78L05

В якості індикаторів використано індикатор HLEC-D512GWB, із спільним анодом, виробництва «HIGHLAND ELECTRONICS Co». Цей індикатор характеризується малим струмом споживання, і невеликою вартістю.

#### Основні параметри:

- розрядність 2;
- колір символу.....зелений 565 nm;
- колір матриці .....чорний;
- розмір матриці, мм.....25×19;
- висота цифр, мм... 14,2;
- сила світла, mcd... 5000;
- споживання струму, mA..... 10.



Рис. 2.27 – Зовнішній вигляд індикатора HLEC-D512GWB виробник фірми « HIGHLAND ELECTRONICS Co»

Транзистори типу КТ315В в проєктованому зарядному пристрої входять до складу блока живлення та до складу блока управління зарядкою. Такі типи транзисторів були обрані через відповідність електричних параметрів, а також при цьому вони дешеві і якісні.

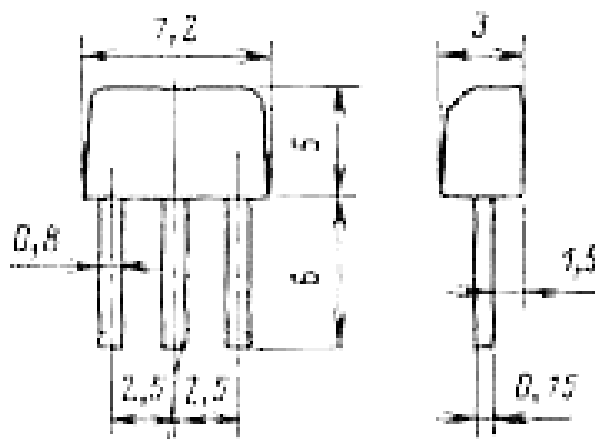


Рис. 2.28 – Габаритні розміри транзистора типу КТ315В

### Основні параметри:

Максимальний струм, А.....	0,1;
Максимальна потужність розсіювання без радіатора, Вт.....	0,15;
Струм КБ0, мкА.....	100;
Частота, МГц.....	250;
Напруга КЕ0, В.....	40;
Напруга КБ0, В.....	40;
Статичний коефіцієнт передачі струму, $h_{21e\text{ mi}}$ .....	30;
Провідність.....	n-p-n;
Робоча температура, С.....	-50...+75.

Транзистор типу КТ342Б в проектованому зарядному пристрої входить до складу блока управління зарядкою. Такий тип транзистора був обраний через відповідність електричних параметрів, а також при цьому він дешевий і якісний.

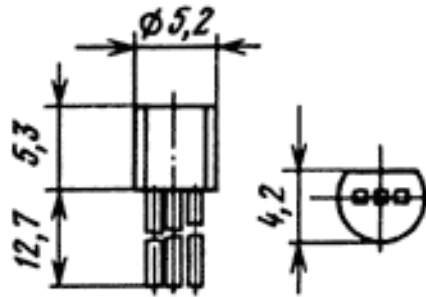


Рис. 2.29 – Габаритні розміри транзистора типу КТ342Б

#### Основні параметри:

Максимальний струм, А.....	0,05;
Максимальна потужність розсіювання без радіатора, Вт.....	0,25;
Струм КБ0, мкА.....	80;
Частота, МГц.....	300;
Напруга КЕ0, В.....	30;
Напруга КБ0, В.....	30;
Статичний коефіцієнт передачі струму, $h_{21e\text{ mi}}$ .....	200;
Провідність.....	n-p-n;
Робоча температура, С.....	-40...+85.

Транзистори типу КТ819А являються силовими і в даному пристрої входять до складу як блока живлення так і блока управління зарядкою. Були обрані через свої електричні параметри, високу якість, низьку ціну та поширеність в продажі.

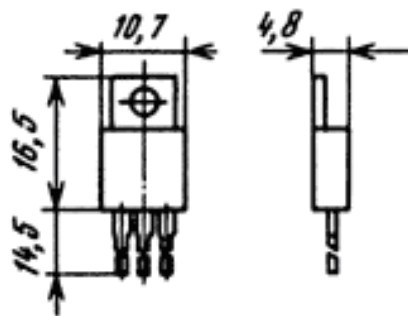


Рис. 2.30 – Габаритні розміри транзистора типу КТ819А

#### Основні параметри:

Максимальний струм, А.....	10;
----------------------------	-----



Максимальна потужність розсіювання без радіатора, Вт.....	1,5;
Струм КБ0, мкА.....	150;
Частота, МГц.....	3;
Напруга КЕ0, В.....	40;
Напруга КБ0, В.....	40;
Статичний коефіцієнт передачі струму, $h_{21e\text{ mi}}$ .....	15;
Провідність.....	n-p-n;
Робоча температура, С.....	-40...+85.

### 2.3 Висновок до розділу 2

У даному розділі розроблено математичну модель процесів, які покладені в основу роботи цифрового вимірювача частоти серцевих скорочень, проведено конструкторський аналіз схемо-технічних рішень розробленого пристрою, обґрунтовано та вибрано елементи і вузли, які уможливають роботу модернізованого пристрою. Проведено необхідні розрахунки функціональних вузлів пристрою.

## РОЗДІЛ 3

### НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

#### 3.1 Вступні завваги

Розробка установок для перевірки засобів вимірювань артеріального тиску (АТ) і частоти серцевих скорочень (ЧСС) є важливою науково-практичним завданням. особливу значущість вона набуває з урахуванням комплексного підходу до оцінці якості медичних приладів, одночасно і взаємопов'язано відтворюючи одиниці АТ і ЧСС, що істотно виділяє її серед інших аналогів в даній області вимірювань [1].

Підходи до побудови моделей, враховують таку особливість, повинні базуватися на взаємопов'язаних оцінках параметрів АТ та ЧСС. Одним з таких підходів є побудова замкнутого коливального контуру для дослідження пульсових коливань потоку рідини. Моделювання процесів і оцінка динамічних властивостей в цьому випадку набувають особливого значення.

Метою роботи є побудова імітаційної моделі пульсуючих потоків рідини в замкнутому гідравлічному контурі повірочних установок засобів вимірювань артеріального тиску і частоти серцевих скорочень.

Побудова моделей окремих елементів, що входять до складу гідравлічного контуру, а також оцінка їх динамічних властивостей, була проведена в бібліотеці SimHydraulics середовища Matlab Simulink.

#### 3.2 Принцип роботи установки

Установка для перевірки вимірювачів АТ і ЧСС (Рис. 1) являє собою гідравлічний замкнутий контур, в який вимірювані параметри тиску  $P$  і частоти пульсу  $f$  подаються з блоку управління 18 на джерело пульсацій тиску, виконаний у вигляді насоса 2 і пристрій генерації коливань потоку рідини 1 (пульсатор витрати), що створює модульований сигнал по амплітуді і частоті і встановлений

в точці розгалуження трубопроводу і байпасній лінії. При цьому коливання відбуваються на паралельних ділянках гідравлічного тракту коливального контуру, які утворюють вимірювальний 8 і байпасний 9 канали відповідно.

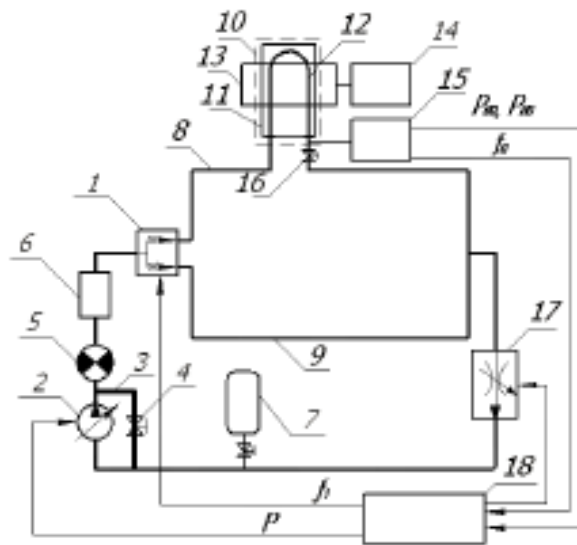


Рис. 3.1 – Схема установки для перевірки вимірювачів АТ і ЧСС

Для згладжування пульсаційних характеристик від регульованого гідравлічного насоса (2) встановлено демпфер (5), виконаний в вигляді герметичного циліндра. регулювання витрати рідини на вході в гідравлічний контур здійснюється клапаном (4), встановлений в байпасній лінії (3). Лічильник витрат рідини (6) дозволяє здійснювати візуальний контроль генерується витрати в гідравлічний контур.

Частота пульсацій у вимірювальному і байпасному каналах зумовлена швидкістю обертання ротора в пульсаторі (1), а амплітуди – величиною витрат в момент перекриття вихідних вікон статора обертовим ротором [ ].

Вимірювальний модуль (10), входить до вимірювального каналу (8), являє собою сенсорну ділянку у вигляді еластичного циліндру (11), в якому розміщена еластична трубка (12), імітує судини верхньої кінцівки [ ].

Контроль тиску в вимірювальному модулі здійснюється робочим еталоном тиску (15), який представляє собою давач надлишкового тиску з верхньою межею вимірювань 40 кПа і похибкою 0,15%. Підтримка стабільних параметрів тиску у вимірювальному модулі (10), використовуваному для перевірки цифрових

вимірювачів АТ і ЧСС (14) з манжетою на плече (13), здійснюється регулятором тиску (16), а у всій вимірювальній системі - регулятором (17).

При моделюванні пульсових коливань у каналах повірочної установки будемо виходити з таких припущень:

1) рух рідини в гідравлічному контурі будемо вважати одномірним, потік рідини характеризується лише середніми по контрольному перерізу значеннями величин;

2) ділянки гідравлічного тракту коливального контуру мають кругле січення з жорсткими стінками;

3) час, протягом якого усереднюються розглядувані величини, має бути значно більшим від часу одиничного скорочення;

4) рідину вважатимемо непружною, її параметри вважаються постійними.

Видно, що введення таких припущень пов'язане із внесенням систематичних і випадкових складових методичної похибки. Однак на першому етапі обрана модель цілком прийнятна для проведення узагальненого аналізу питань, які стосуються вимірювань артеріального тиску і частоти серцевих скорочень.

Результати моделювання процесів в вимірювальному і Байпасний каналах отримані з допомогою блоку Score. На рис. 4 як приклад наведені діаграми імпульсів згенерованих витрати і тиску в коливальному контурі у другій контрольній точці ( $P_2 = 10$  кПа) при частоті коливань 2 Гц.

На рис. 3.3 зображені:

у першому вікні – форма генерованих імпульсів витрати рідини в вимірювальному каналі (flow rate 1),  $\text{мм}^3/\text{с}$ ;

у другому вікні – форма генерованих імпульсів витрати рідини в Байпасний каналі (flow rate 2),  $\text{мм}^3/\text{с}$ ;

у третьому вікні – зміна тиску в вимірювальному каналі (pressure 1), Па;

у четвертому вікні – зміна тиску в байпасному каналі (pressure 2), Па.

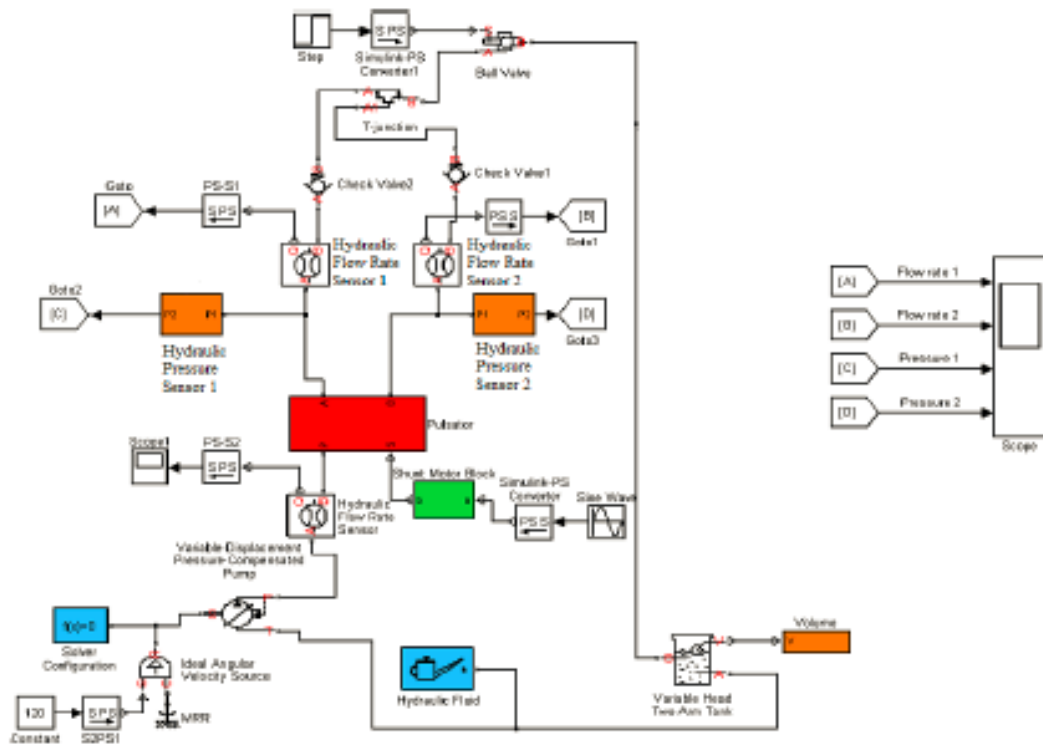


Рис. 3.2. – Блок-схема процесу моделювання пульсових коливань у замкненому контурі установки для перевірки вимірювачів АТ і ЧСС

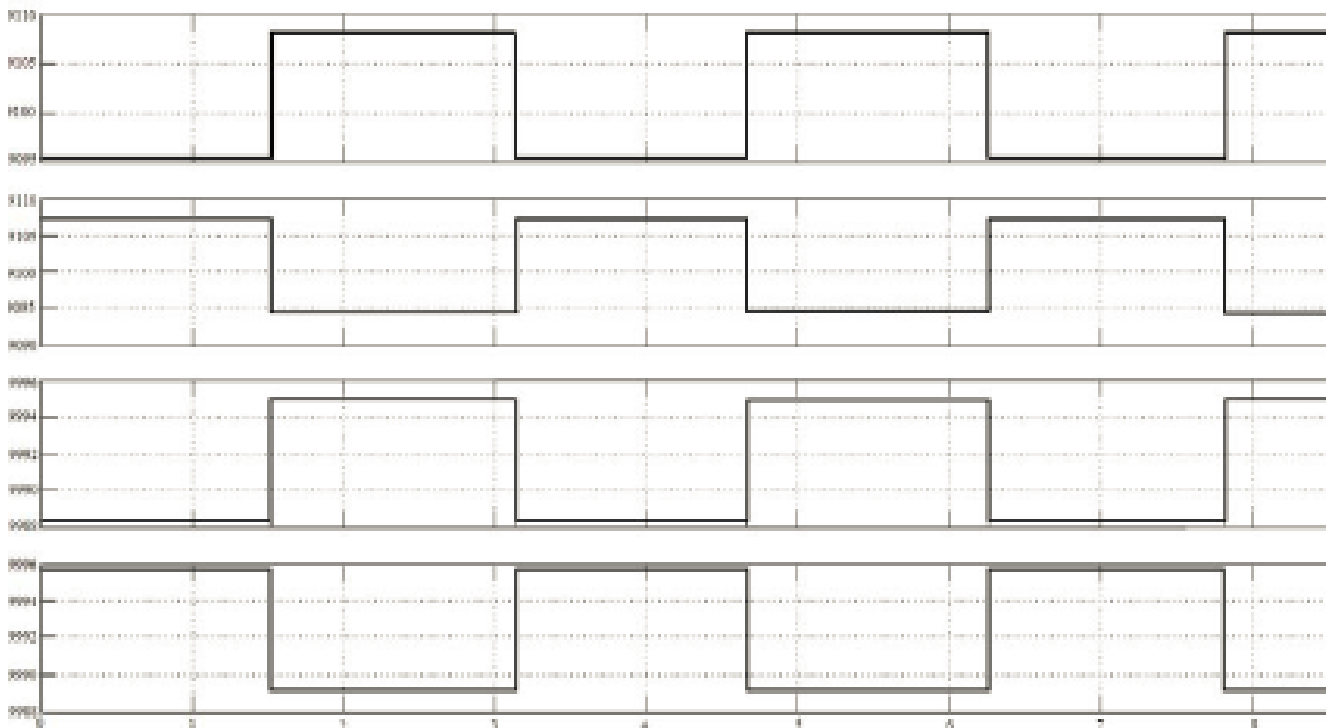


Рис. 3.3 – Результати моделювання

Аналогічно можна отримати результати моделювання і при інших контрольних значеннях, які дозволяють більш повно оцінити метрологічні

характеристики цієї моделі. У табл. 3.1 зведені чисельні результати розрахунку параметрів, що визначають якість представленої моделі.

Таблиця 3.1 – Основна похибка АТ у вимірювальному каналі в результаті моделювання

Номінальний тиск в каналах коливального контуру, кПа	Середній розхід рідини, мл/с	Гранична допустима похибка вимірювання АТ	
		в абсолютних значеннях, Па	У відносних значеннях, %
5	6,68	4	0,08
10	9,10	7	0,07
20	12,25	15	0,08
30	14,45	20	0,07
40	16,18	25	0,06

За результатами чисельного розрахунку параметрів пульсуючих потоків рідини в гідравлічних каналах повірочної установки встановлено, що похибка вимірювання тиску не перевищує 0,15%, що відповідає вимогам, які пред'являються до повірочних установок вимірювачів АТ і ЧСС [ ].

### 3.3 Висновки до розділу 3

У розділі запропоновано імітаційну модель коливального контуру повірочної установки вимірювачів АТ і ЧСС, побудована в середовищі Matlab Simulink, яка дозволяє з достатньою точністю вирішувати задачу чисельного розрахунку параметрів пульсуючих потоків рідини в гідравлічних каналах повірочної установки вимірювачів АТ і ЧСС. Представлена модель дозволяє проаналізувати форму і амплітуду імпульсів згенерованих витрат у гідравлічній системі, а також дає оцінку її динамічних властивостей у вимірювальному і байпасному каналах.

Показано, що похибка вимірювання тиску в гідравлічному контурі не суперечить вимогам, закладеним міжнародною організацією законодавчої метрології (МОЗМ) у даній галузі вимірювань ( $\delta p \leq 0,15\%$ ). Розглянута імітаційна модель коливального контуру, а також результати чисельного розрахунку

параметрів її гідравлічних елементів дозволяють зробити висновок про її придатності при проектуванні установок для комплексної автоматизованої повірки вимірювачів АТ і ЧСС.

## РОЗДІЛ 4

## ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

## 4.1 Охорона праці

Оскільки, у дипломній роботі магістра розглядається питання, яке стосується вимірювання частоти серцевих скорочень в системах тривалого моніторингу, то доцільно розглянути заходи охорони праці при роботі із комп'ютерними діагностичними системами.

При проведенні виявлення евентуальних ритмічних біосигнаїв у комп'ютерних діагностичних системах необхідно дотримуватись норм і правил охорони праці. Перелік нормативно-правових актів, які регулюють цю питання, досить широкий. Наприклад, ст. 21 Кодексу законів про працю України визначає обов'язки роботодавця щодо забезпечення працівникам комфортних та безпечних умов праці, а ст. 13 Закону України «Про охорону праці» закріплює це право з позиції охорони праці. Більшість нормативних актів — акти підзаконного рівня - правила, інструкції, державні санітарні правила і норми (ДСанПН) тощо, якими врегульовуються окремі моменти щодо власне конструкції комп'ютерної техніки, особливостей облаштування приміщень для роботи з нею та ряду інших вимог.

Як основні можна назвати: — Наказ Держгірпромнагляду України «Про затвердження Правил охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин» від 26 березня 2010 р. № 65; — Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин ДСанПН 3.3.2.007-98, затверджені постановою Головного державного санітарного лікаря України від 10 грудня 1998 р. № 7; — Примірні інструкція з охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин, затверджена наказом Міністерства доходів і зборів України від 5 вересня 2013 р. № 443.

Згідно вимог щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями (Наказ Міністерства соціальної політики України № 207 від 14.02.2018 р.) для забезпечення безпеки та захисту здоров'я працівників усе випромінювання від екранних пристроїв має бути зведене до гранично



допустимого рівня (вплив на людину факторів довкілля - шуму, вібрації, забруднювачів, температури тощо, який не спричиняє соматичних або психічних розладів, а також змін стану здоров'я, працездатності, поведінки, що виходять за межі пристосувальних реакцій) з погляду безпеки та охорони здоров'я працівників.

Під час розробки завдань, які передбачають використання комп'ютерної діагностичної системи необхідно керуватися таким програмним забезпеченням, яке відповідає розв'язуваним завданням і є простим у використанні, а де необхідно - адаптованим до рівня знань і досвіду працівника.

Під час облаштування робочого місця працівника з екранними пристроями необхідно обирати таке устаткування, яке не створює зайвого шуму та не виділяє надлишкового тепла. Рівні шуму на робочих місцях осіб, які працюють з екранними пристроями, мають відповідати вимогам Санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99, затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 37.

Мікроклімат кабінету з робочими місцями працівників з екранними пристроями має підтримуватись на постійному рівні та відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99, затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 01 грудня 1999 року № 42 (далі - ДСН 3.3.6.042-99).

Таким чином, створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

#### 4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У підрозділі розглянуто питання природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

Природні та штучні джерела електромагнітних полів (ЕМП). Параметри полів і випромінювань. Діапазони електромагнітних хвиль. Інтенсивний розвиток електроніки, радіо- та комп'ютерної техніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями. Джерела електромагнітних полів (ЕМП) можуть бути природного та антропогенного характеру.

*Штучними джерелами* випромінювань є потужні радіотелевізійні, радіолокаційні станції, станції мобільного зв'язку, недосконалі комп'ютери, високовольтні лінії електрозв'язку, електротранспорт, електростанції й підстанції, промислові установки високочастотного нагріву, вимірювальні прилади, мікрохвильові печі, телевізори, електроплити, праски, холодильники, а також будь-які елементи, що підключені до мережі.

До *природних джерел* належать: Земля, Сонце, Космос. Електричне поле Землі має середню напруженість  $E = 130$  н/м . Менша напруженість у полюсів, більша - у екватора. Ці величини змінюються під впливом сонячної активності, енергії космічних випромінювань. До цих вічно існуючих полів і випромінювань адаптувалося усе живе.

Електромагнітні випромінювання антропогенного походження розглядають як один з різновидів енергетичних забруднювачів, тому що вони негативно впливають на організм людини, на інші живі організми та здійснюють шкідливий вплив на екологічні системи ЕМП мають енергію і поширюються у вигляді електромагнітних хвиль. Основними параметрами електромагнітних хвиль є довжина хвилі, частота коливань, швидкість поширення. Мірою вимірювання забруднення електромагнітними полями є напруженість (В/м).

Частота коливань визначається в герцах (Гц) . Класифікація електромагнітних випромінювань за частотою:

- низькочастотні випромінювання (НЧ): 0,003 Гц-30 кГц;
- радіохвилі високочастотного (ВЧ) діапазону: 30 кГц-300 МГц;
- радіохвилі ультрависокочастотного діапазону (УВЧ): 30300 МГц;
- надвисокочастотні СВЧ: 300 МГц-300 ГГц

Чинники, від яких залежать наслідки дії ЕМП на біологічні об'єкти. Наслідки впливу ЕМП на людину. Заходи захисту від ЕМП. Рівень інтенсивності ЕМП в зв'язку з зростанням кількості їх джерел та потужності наразі різко виріс. В деяких районах він в сотні раз перевищує значення середнього натурального "природного фону". Електромагнітні поля негативно впливають на людей, які безпосередньо працюють із джерелами випромінювань, а також на населення, яке проживає поблизу джерел випромінювання. Ступінь впливу електромагнітних випромінювань на організм людини залежить від діапазону частот, інтенсивності впливу відповідних чинників, тривалості опромінення, характеру випромінювання, режиму опромінення, розмірів поверхні тіла, яка опромінюється та індивідуальних особливостей організму.

Рівень електромагнітних випромінювань у районах, де розташовані потужні радіопередавальні та локаційні станції, часто перевищує допустимі санітарні норми, що дуже шкодить здоров'ю людей, які мешкають поруч таких станцій. Вплив ЕМП характеризується *біологічною дією*. Вони завдають шкоди нервовій системі, спричиняють головний біль і сильну втому, зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, зниження точності робочих рухів, млявість, порушення в системах і органах (шлунку, печінки, селезінки, підшлункової залози), функціональні зсуви в діяльності нервово-психічної, серцево-судинної, ендокринної, кровотворної систем, фіксуються зміни показників білкового та вуглеводного обміну, змінюється склад крові, зафіксовані порушення на клітинному рівні. Вплив ЕМП на біологічні об'єкти залежить від інтенсивності опромінення.

*Теплова дія* характеризується загальним підвищенням температури тіла, подібним до пропасного стану або локалізованого нагріву тканини. Впливаючи на живу тканину організму, ЕМП викликає змінну поляризацію молекул і атомів, які складають клітини, внаслідок чого відбувається небезпечний нагрів. Надмірне тепло може нанести шкоду окремим органам і всьому організму людини. Особливо шкідливий перегрів таких органів, як очі, мозок, нирки тощо. З ростом інтенсивності проявляється вплив на нервову систему, умовно-рефлекторну

діяльність, клітини печінки, підвищення тиску, викликає зміни у корі головного мозку, втрату зору.

Для запобігання професійних захворювань, які виникають під впливом ЕМП, розроблені на основі медикобіологічних досліджень санітарні норми та правила щодо радіотехнічних і електротехнічних об'єктів . Вони регламентують також умови експлуатації з метою охорони населення від шкідливого впливу випромінювань.

Для захисту людини від дії електромагнітних опромінювань застосовуються різні засоби і заходи захисту: захист часом, відстанню, екранування джерел випромінювання, зменшення випромінювання безпосередньо в самому джерелі випромінювання, встановлення санітарних кордонів навколо джерела ЕМП, екранування робочих місць, виділення зон випромінювання, дистанційний контроль і керування в екранованому приміщенні, медичні огляди, додаткова відпустка, скорочені робочі дні, застосування засобів індивідуального захисту.

#### 4.3 Висновки до розділу 4

Даний розділ роботи висвітлює питання створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць та проведено аналіз природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Цифровий вимірювач частоти серцевих скорочень є неінфвазним пристроєм для вимірювання одно із життєвоважливих показників серцево-судинної системи людини.

У основній частині кваліфікаційної роботи наведено системо-технічне, схемотехнічне проектування цифрового вимірювача частоти серцевих скорочень та параметричний синтез.

При системо-технічному проектуванні проведено огляд існуючих аналогів пристрою, а також наведено синтез структурної та функціональної схем. На етапі схемотехнічного проектування розроблено схему електричну принципову, а також для вибору елементної бази проведено розрахунок вузлів схеми електричної принципової.

У розділі «Науково-дослідна частина» запропоновано імітаційну модель коливального контуру повірочної установки вимірювачів АТ і ЧСС, побудована в середовищі Matlab Simulink.

У розділі „Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» та розглянуто питання задані консультантами.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Семенов Б.Ю. Силовая электроника для любителей и профессионалов.- М.:СОЛОН Р, 2001. - 321с.
2. Справочник по схемотехнике/ В.П. Боровский, В. Й. Костенко, В.М. Михайленко, О.Н. Партала; Под ред. В.П. Боровского -К.: Техніка, 1987.-432с., ил.-Библиогр.: с.422-423.-(В пер.).
3. Основы цифровой техники Л.А. Мальцева, -З.М, Фломберг, В.С. Ямпольский.-М.: Радио й связь, 1987.-128с.: ил.-(Массоваярадиобиблиотека. Вып. 1097).
4. Полупроводниковые приемно-усилительные устройства: справ, радиолюбителя/ Р.М. Терещук, К.М. Терещук, С.А. Седов. - 4-е изд., стер.-Киев: Наук. думка, 1988,-800с.: ил.-Библиогр.: с. 765-800.
5. Вибір електронних приладів і компонентів. Навчальний посібник./' Под ред, Захарова В.К. -Л.: изд. ЛПІ, 1986.
6. Справочник конструктора й разработчика РЕА. Элементная база.-М, 1992.
7. В.Т. Кремінь, О.О. Карпін. Однокристалльний мікропроцесорний вимірювач пульсу / Національний університет “Львівська політехніка”, кафедра електронних обчислювальних машин. – Львів: НУЛП, 2004. – С. 75-79.
8. Семенов Б.Ю. Силовая электроника для любителей и профессионалов.- М.:СОЛОН Р, 2001. - 321с.
9. Полупроводниковые приборы: Справочник/ В.А.Прохоренко, В.И.Галкин- М.: Беларусь, 1987. - 285с.
10. П. Хоровиц, У. Хилл. Искусство схемотехники. 2.М: Мир, 1986. - 590 с.
11. ГОСТ 2.105-79 ЕСКД.Общие требования к текстовым документам.
12. ГОСТ 2.106-68 ЕСКД.Текстовые документы.
13. ГОСТ 19.106-78 ЕСКД. Требования к программным документам, выполненным печатным способом.

14. ГОСТ 19.404-79 ЕСКД. Пояснительная записка. Требования к содержанию и оформлению.
15. ГОСТ 19.101-77 ЕСКД. Виды программ и программных документов.
16. ГОСТ 19.105-78 ЕСКД. Общие требования к программным документам.
17. ГОСТ 19.402-78 ЕСКД. Описание программы
18. ГОСТ 2.701-84 ЕСКД. Схемы. Виды и типы. Общитребования к выполнению.
19. ГОСТ 2.702-75 ЕСКД. Правила выполнения электрических схем.
20. ГОСТ 2.708-81 ЕСКД. Правила выполнения электрических схем цифровой вычислительной техники.
21. ГОСТ 2.710-81 ЕСКД. Обозначения буквенно-цифровые в электрических схемах.
22. ГОСТ 2.109-73 ЕСКД. Основные требования к чертежам.
23. ГОСТ 2.119-73 ЕСКД. Эскизный проект.
24. ГОСТ 2.120-73 ЕСКД. Технический проект.
25. ГОСТ 2.417-78 ЕСКД. Правила выполнения чертежей печатных плат.
26. ГОСТ 19.202-78 ЕСКД. Спецификация. Требования к содержанию и оформлению.
27. Яворський Б.І., Микитин Г.І., Яворська Є.Б. Методичні вказівки і завдання до курсового проекту з дисципліни “Основи побудови та застосування біотехнічних та медичних електронних апаратів”. – Тернопіль: ТДТУ, 2000.
28. Яворський Б.І. Фізико-теоретичні основи конструювання електронних апаратів. Тернопіль: ТДТУ, 1999. – 102 с.
29. Белинский В.Т., Гондюл В.П., Гворин А.Б., Круховський-Синевич К.Б., Мазур Ю.Л. Практическое пособие по учебному конструированию РЭА. — Киев: Высшая школа, 1992.
30. Гершунский Б. С. Справочник по расчёту электронных схем. —Киев: Высшая школа, 1983.

# ДОДАТКИ



ДОДАТОК А  
Технічне завдання

**Затверджую**  
завідувач кафедри БТ  
Яворська Є.Б.

\_\_\_\_\_ 2020 р.  
“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ  
на виконання кваліфікаційної роботи магістра  
на тему:

Цифровий вимірювач частоти серцевих скорочень

**Узгоджено:**

Керівник роботи

к.т.н., доц., зав. каф. кафедри БТ

\_\_\_\_\_ Яворська Є.Б.

“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2020 р.

**Виконавець:**

Студентка групи РБм-61

\_\_\_\_\_ Гринчук К.В.

“ \_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 2020 р.

Тернопіль 2020 р.

## 1 НАЗВА РОБОТИ І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

1.1 Цифровий вимірювач частоти серцевих скорочень

1.2 Підставою для виконання роботи є наказ по університету № 4/7-793 від «02» листопада 2020 року

## 2 ВИКОНАВЕЦЬ

Студентка групи РБм-61 кафедри БТ Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Гринчук Катерина Валеріївна

## 3 МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

*Метою дослідження є розроблення цифрового вимірювача частоти серцевих скорочень.*

## 4 ВИХІДНІ ДАНІ ДО КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ МАГІСТРА

### 4.1 Технічні вимоги

- діапазон вимірювання, уд./хв. .... 40-199;
- максимальна похибка вимірювання, уд./хв. .... ±5;
- час вимірювання, с. .... 12;
- напруга живлення пристрою, В ..... 9 і 18;
- струм споживання при напрузі живлення 18 В, мА ..... 18;
- маса, г ..... 300;
- діапазон робочих температур, °С ..... 10÷35;
- середній термін служби, не менше років ..... 5;
- атмосферний тиск, мм рт ст, кПа ..... (760±30), (101,3±4);

- відносна вологість повітря при температурі до +25 °С .....до 80%;
- вимоги електробезпеки .....ГОСТ 12.2.025, клас 02,тип ВФ.

#### 4.2. Вимоги до конструкції апарату.

4.2.1. Електрична принципова схема блоку виконана на друкованій платі, яка повинна бути розміщена у корпусі.

4.2.2. Конструкція повинна мати прямокутну форму, всі елементи індикації, а також органи управління повинні бути винесені на передню панель і чітко відображати той чи інший режим.

#### 4.3. Вимоги до умов експлуатації.

4.3.1 По кліматичним умовам експлуатації блок повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів кліматичного виконання УХЛ4.2.

4.3.2 По механічним умовам експлуатації блок повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів II групи I ступеня жорсткості.

#### 4.4 Вимоги до технологічного і метрологічного забезпечення.

4.4.1 Блок повинен виготовлятися на універсальному обладнанні.

4.4.2 Конструкція блоку повинна забезпечити вимір параметрів стандартними вимірювальними приладами.

#### 4.5 Вимоги до техніки безпеки.

4.5.1 За електробезпеці прилад повинен відповідати вимогам ГОСТ12.2.025-76 по 01 класу захисту. За ступенем захисту від ураження електричним струмом блок повинен відповідати вимогам типу В.

4.5.2 По механічним умовам експлуатації блок повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів II групи I ступеня жорсткості.

#### 4.6 Вимоги до технологічного і метрологічного забезпечення.

4.6.1 Блок повинен виготовлятися на універсальному обладнанні.

4.6.2 Конструкція блоку повинна забезпечити вимір параметрів стандартними вимірювальними приладами.

#### 4.7 Вимоги до техніки безпеки.

За вимогами електробезпеки апарат повинен відповідати вимогам ГОСТ12.2.025-76 – 02 клас захисту. За ступенем захисту від ураження електричним струмом апарат повинен відповідати вимогам типу ВФ.

#### 4.8 Умови зберігання: згідно ГОСТу 15150-82:

4.8.1 Група “Л”, сухі і періодично провітрювані приміщення

4.8.2 Відносна вологість, не більше,

4.8.3 Температура, °С

80%

від +10 до

4.8.4 Відсутність в повітрі пилу, випарів кислот, лугів, газів, що викликають корозію металів

**Примітка: габаритні розміри приладу уточнюються в процесі розробки конструкції;**

## 5 ПРОЕКТНІ ЗАДАЧІ

- 5.1. Огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження.
- 5.2. Математичне моделювання біотехнічної системи.
- 5.3. Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень біотехнічної системи.
- 5.4. Параметричний синтез біотехнічної системи.
- 5.5. Розробка конструкції біотехнічної системи (компоновка, монтаж, побудова та розрахунок елементів конструкції біотехнічної частини, розрахунок механічної міцності та стійкості, перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу, оптимізація теплових режимів, перевірка та розрахунки показників електромагнітної сумісності).

## 6 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

- 6.1 Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення біотехнічної системи
- 6.2 Експериментальна верифікація теоретичних результатів
- 6.3 Економічні розрахунки

## 7 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

- 7.1 Оцінювання експлуатаційних характеристик біотехнічної системи
- 7.2 Сервісне обслуговування, ремонт і експертиза біотехнічної системи

## 8 ОХОРОНИ ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

### 9 ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

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

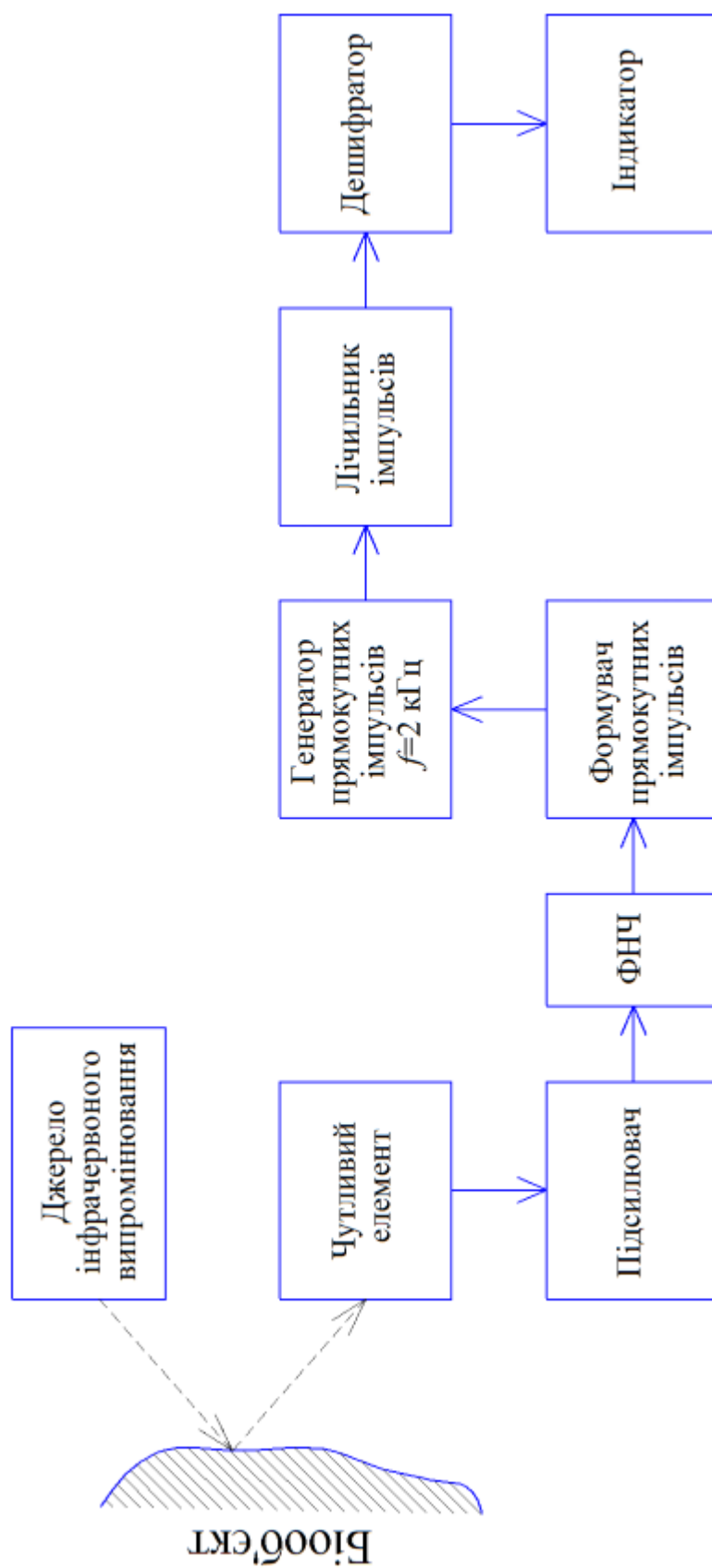
9.2 Комплект конструкторської документації повинен складатися з:

- а) пояснювальна записка;
- б) схема структурна приладу;
- в) схема електрична принципова приладу;
- г) блок-схема алгоритму роботи мікроконтролера;
- д) складальне креслення друкованого вузла;
- е) креслення друкованої плати;
- ж) складальне креслення приладу;

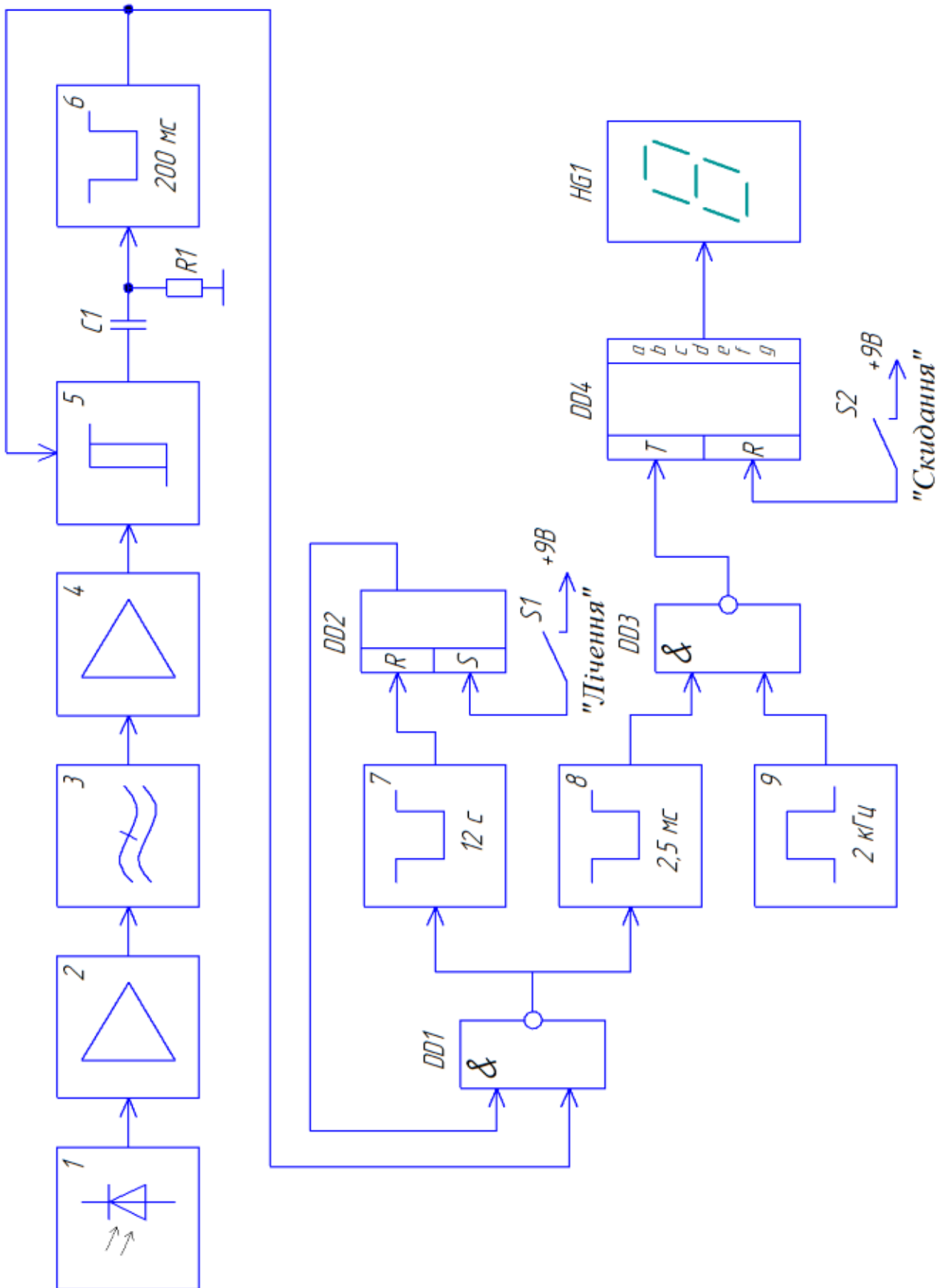
10 Виконавець зобов'язаний представляти результати роботи згідно календарного плану.

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

ДОДАТОК Б  
Структурна схема

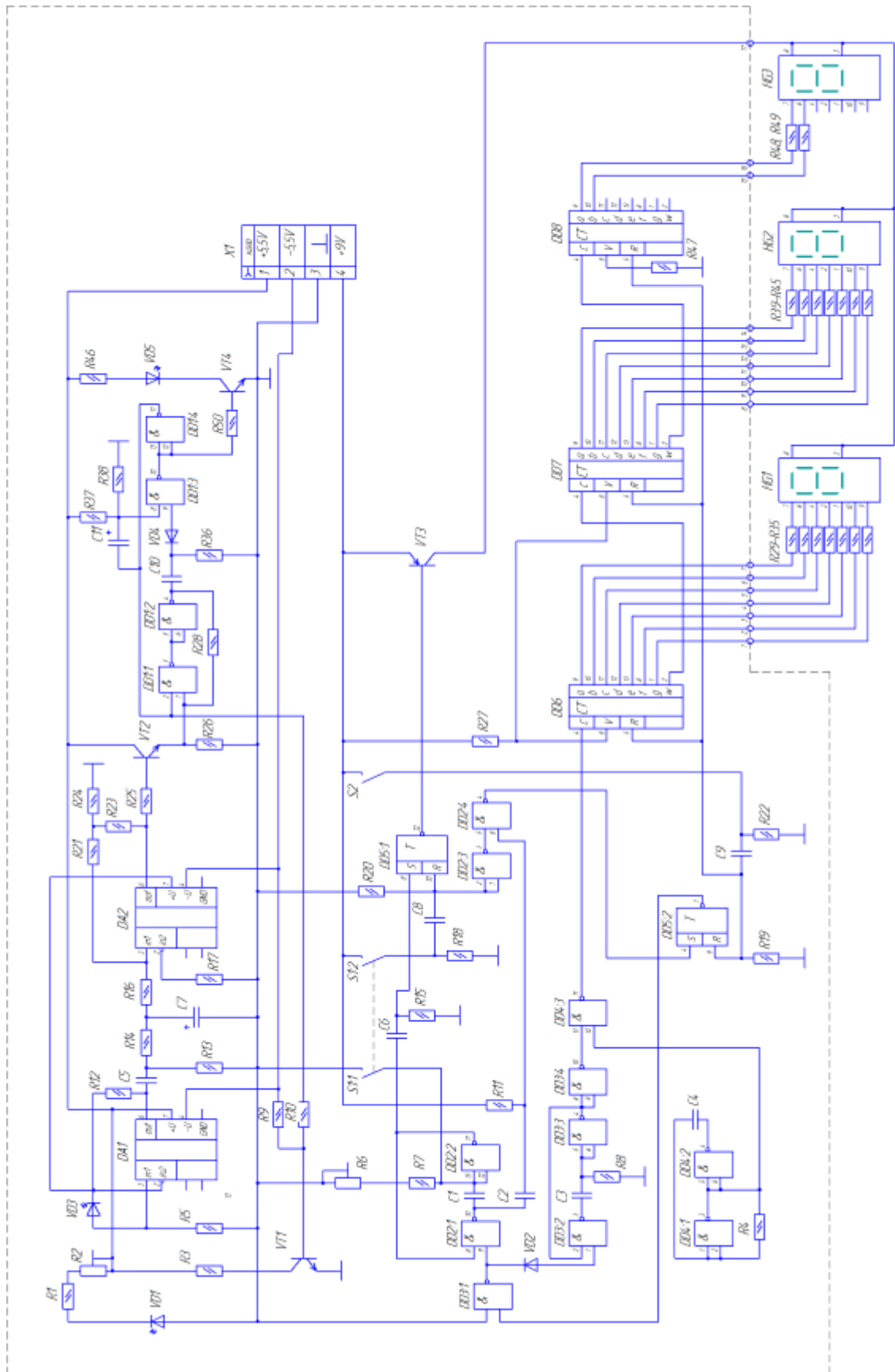


ДОДАТОК В  
Функціональна схема



## ДОДАТОК Г

### Схема електрична принципова











## ДОДАТОК Д Апробація результатів дослідження

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

УДК 654.16 : 616.12-073.7

Гринчук К., Дороніна І. – ст. гр. РБ<sub>М</sub>-51

*Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя*

### **СПЕЦИФІКАЦІЯ МЕТОДІВ ПЕРЕДАЧІ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ**

Науковий керівник: к.т.н., доц. Є.Б. Яворська

Hrynchuk K., Doronina I.

*Ternopil Ivan Puluj National Technical University*

### **SPECIFICATION OF METHODS OF TRANSMISSION OF BIOMEDICAL SIGNALS**

Supervisor: assoc. prof. E. Yavorska

Ключові слова: біотехнічна система, біооб'єкт, передача сигналу.

Keywords: biotechnical system, bio-object, signal transmission.

У сучасних медичних дослідженнях не можливо обійтись без використання біотехнічних апаратно-програмних засобів відбору, опрацювання, зберігання медико-біологічної інформації. Століттями медици для діагнозу та досліджень відбирали інформацію, в основному, за допомогою своїх п'яти почуттів. На даний час з цією метою використовують вимірні перетворювачі та електроди, давачі, засоби передачі та зв'язку, процесори для обробки сигналів, запам'ятовуючі пристрої тощо. В основі роботи біомедичної апаратури лежить використання біомедичних сигналів – зміни у просторі і часі фізичних величин, властивих об'єктові, якщо ці зміни є інформативними (містять дані, за якими можна скласти уяву про стан або впливати на стан біооб'єкту). Сукупність технічних засобів і тракту для передачі повідомлення на відстані називають каналом зв'язку. Передача по заданому каналу відбувається незалежно від інших каналів. Канали зв'язку організуються у лінії зв'язку. Сукупність ліній зв'язку, які працюють на спільній для багатьох абонентів частоті або групі частот утворюють мережу. Головною відмінністю біотехнічної системи від усіх інших систем, є те, що джерелом сигналів є біооб'єкт. Давач є посередником з живим об'єктом, він повинен якомога менше впливати на сигнал. Звичайно давач неможливо прямо під'єднати до пристрою візуалізації. Сигнал з його виходу необхідно підсилити, за допомогою аналогово-цифрового перетворювача перетворити в двійковий код і через порт обміну передати в мобільний телефон. З мобільного телефона сигнал через мережу мобільного зв'язку стандарту GSM 900/1800 поступає на систему яка складається з мобільного телефона і через USB порт під'єднана до PC. З допомогою персонального комп'ютера відбувається обробка сигналу і порівняння його характеристик з еталоном чи якимось іншим методом судять про стан сигналу і інші характеристики біооб'єкту, здійснюючи діагностику.

Одна з основних тенденцій сучасної медицини – широке впровадження техніки, не тільки закономірна, але й необхідна, оскільки за допомогою сучасних технічних засобів лікар став інтелектуально потужнішим, отримує нові засоби лікувального впливу, підсилює свої сенсорні властивості, все ближче підходить до оптимального керування процесами, які відбуваються в організмі людини під час лікування.