

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні
Кафедра електроніки, інформаційних систем та програмного
забезпечення

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи

рівень вищої освіти перший бакалаврський
(другий магістерський рівень)

на тему Розробка приладу для реєстрації низькочастотних процесів

Виконав: студент (ка) IV курсу, групи 6.1531-с

Кукса К. С.

(прізвище та ініціали)

(підпис)

Напряму підготовки _____
(шифр)

Спеціальності 153

Мікро- та наносистемна техніка

(назва)

Керівник професор, доцент, к.т.н.

Ніконова З. А.

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент _____

(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

м. Запоріжжя - 2024 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю. М. Потебні

Рівень вищої освіти перший бакалаврський
(перший (бакалаврський) рівень, другий (магістерський) рівень)
Напрямок підготовки 153
(шифр)
Спеціальність Мікро- та наносистемна техніка
(назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри ЕІСПЗ
Критська Т.В.

“ 14 ” червня 20 24 року

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Кукса Костянтин Сергійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Розробка приладу для реєстрації низькочастотних процесів

керівник проекту (роботи) Ніконова Зоя Андрійовна, к.т.н., доцент
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від “26” грудня 2023 року №2215-с

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 10 червня 2024 року

3. Вихідні дані до проекту (роботи) Низькочастотні сигнали від 30 до 199 Гц, застосувати прилад до пульсометрії та кардіометрії

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): Аналіз методів і приладів реєстрації низькочастотних процесів для дослідження серцевої діяльності. Розробка електронного пристрою для реєстрації низькочастотних процесів серцевих ритмів. Охорона праці та техногенна безпека.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Структурна схема реєстратора низькочастотних процесів. Схема реєстратора низькочастотних процесів. Схема пристрою для оперативного контролю частоти пульсу. Аналіз функціонування компаратора.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата
		завдання прийняв
<i>I</i>	<i>Ніконова З. А., професор</i>	
<i>II</i>	<i>Ніконова З. А., професор</i>	
<i>III</i>	<i>Ніконова З. А., професор</i>	

7. Дата видачі завдання 27.12.2023 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
<i>1</i>	<i>Аналіз методів і приладів реєстрації низькочастотних процесів для дослідження серцевої діяльності</i>	<i>18.02.2024</i>	
<i>2</i>	<i>Аналітичний огляд системи кровообігу людини</i>	<i>10.03.2024</i>	
<i>3</i>	<i>Розробка пристрою реєстрації низькочастотних процесів</i>	<i>18.03.2024</i>	
<i>4</i>	<i>Розробка двохполярного стабілізатора напруги</i>	<i>14.04.2024</i>	
<i>5</i>	<i>Розробка пристрою для оперативного контролю частоти пульсу</i>	<i>27.04.2024</i>	
<i>6</i>	<i>Охорона праці та техногенна безпека</i>	<i>18.05.2024</i>	
<i>7</i>	<i>Оформлення пояснювальної записки</i>	<i>02.06.2024</i>	
<i>8</i>	<i>Рецензування, нормоконтроль, підписання роботи</i>	<i>14.06.2024</i>	
<i>9</i>	<i>Оприлюднений захист магістерської роботи</i>	<i>21.06.2024</i>	

Студент

_____ (підпис)

Кукса К. С.
(прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи)

_____ (підпис)

Ніконова З. А.
(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено

_____ (підпис)

Верьовкін Л. Л.
(прізвище та ініціали)

Реферат

Дипломна робота містить 67 сторінок, 23 рисунка, 2 таблиці, 18 джерел літератури.

Об'єкт дослідження – електронний пристрій для реєстрації низькочастотних сигналів при серцевій діяльності.

Мета роботи - розробка пристрою для реєстрації низькочастотних процесів в серцевих ритмах при зміні фізичних навантажень.

Завдання роботи - розробка схеми електричної принципової пристрою для реєстрації низькочастотних процесів; розробити оптимальну конструкцію пристрою з можливістю закріплення на тілі людини.

Дослідження проводились методами комп'ютерного моделювання електричної схеми та зняттям характеристик на макетній платі за допомогою осцилографу.

Актуальність теми полягає у необхідності створення аналогічних зарубіжним приладів автоматизованого контролю серцевих ритмів на вітчизняних підприємствах електронної промисловості на сучасній елементній базі.

Апаратура – осцилограф С1-79, генератор Г4-112, персональна ЕОМ.

В роботі виконано схемотехнічне і топологічне моделювання пристроїв для контролю низькочастотних пульсових хвиль при зміні фізичних навантажень, запропоновано використовувати в схемі одиницю для виключення погрішності вимірювання при кардіографічному уявленні інформації.

Пропонується доробка схеми приладу для його запуску у серійне виробництво.

ПУЛЬС, ТРИГЕР, МІКРОСХЕМА, ТОПОЛОГІЯ, ОДНОВІБРАТОР, МАКЕТ

Дипломну роботу виконано на кафедрі електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення з 12.02.2024 р. по 10.05.2024 р.

Зміст

	Стр.
Вступ	6
1. Аналіз методів і приладів реєстрації низькочастотних процесів для дослідження серцевої діяльності	8
1.1 Серце і система кровообігу людини	8
1.2 Засоби реєстрації низькочастотних процесів для визначення функціональних резервів здоров'я людини	16
1.3 Прилади для контролю низькочастотних сигналів серцевих скорочень	19
2. Розробка електронного пристрою для реєстрації низькочастотних процесів серцевих ритмів	28
2.1 Розробка пристрою реєстрації низькочастотних процесів	28
2.1.1 Функціональна схема реєстрації низькочастотних процесів	28
2.1.2 Принципова схема реєстратора низькочастотних процесів	31
2.1.3 Розробка двохполярного стабілізатора напруги	34
2.1.4 Конструктивне оформлення пристрою для реєстрації низькочастотних процесів серцевих ритмів	36
2.2 Розробка пристрою для оперативного контролю частоти пульсу.....	46
3. Охорона праці та техногенна безпека	53
3.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів	53
3.2 Заходи з поліпшення умов праці	55
3.2.1 Техніка безпеки при експлуатації електричних установок в лабораторії	56
3.2.2 Електроустаткування	57
3.2.3 Створення оптимальних умов праці в лабораторії травлення печатних плат	57
3.2.4 Природне та штучне освітлення	61

3.2.5 Засоби індивідуального захисту	62
3.3 Протипожежна безпека	62
Висновки та рекомендації	65
Перелік посилань	66

Вступ

Низькочастотні процеси протікають в діапазоні від 20 Гц до 300 Гц. Цей діапазон співпадає з діапазонами процесів життєдіяльності організму людини. Тому актуальним являється розробка і вдосконалення реєстраторів низькочастотних процесів в біомедицині.

Сучасні досягнення фізики, біології, мікроелектроніки, оптоелектроніки і обчислювальної техніки зробили справжню технічну революцію в методах дослідження, діагностики, терапії і хірургії. Складність завдань, пов'язаних з біомедициною, їх висока актуальність привели до використання приладів, які застосовують різні способи реєстрації низькочастотних сигналів біоелектричної активності окремих органів. Наприклад, електро- і тахокардіографія, електроенцефалографія, електроміографія і інші методики. Значне поліпшення характеристик і технологічних показників при виробництві і експлуатації біомедичного устаткування досягнуте за рахунок використання інтегральних схем і цифрової техніки.

У медицині концентрується безліч різних проблем. Сигнали, які генеруються живими системами, по своїх властивостях значно відрізняються від сигналів фізичного світу. В основному, їх відрізняє підвищена мінливість. Життєдіяльність організму пов'язана з постійним обміном речовин, енергії і інформації як в самому організмі, так і між організмом і довкіллям. Цей процес обміну наводить до виникнення фізичних полів в організмі і найближчому оточенні. Параметри полів можуть бути виміряні за допомогою електронних пристроїв і систем, що за наявності кореляції між виміряними відхиленнями і захворюваннями дає можливість лікареві поставити обґрунтований діагноз.

У спортивній практиці при регулюванні тренувальних навантажень широко використовуються дані реєстрації і аналізу частоти серцевих скорочень (ЧСС). Це пов'язано з тим, що ЧСС розглядається як універсальний показник напруги серцево-судинної системи, яка безпосередньо залежить від

інтенсивності того або іншого фізичного або емоційного навантаження. Важливе значення при підготовці спортсменів має проблема регулювання тренувальних навантажень і відновних процесів на різних етапах тренування.

Реєстрація низькочастотних процесів у цифрових вимірювачах пульсу можливо не лише в спортзалі, але і на природі, в заняттях плаванням, бігом і їздою на велосипеді по пересіченій місцевості, з будь-якими фізичними вправами на свіжому повітрі, удома, в самостійних заняттях; при виконанні важкої фізичної роботи, особливо для людей, страждаючих серцево-судинними захворюваннями.

В даний час використання пульсометрів стає усе більш актуальним. Проте недостатня інформованість про такі прилади не сприяє їх широкому поширенню. Ще однією перешкодою для покупки низькочастотного реєстратора серцевого ритму є його висока вартість. Ці прилади окрім основної функції вимірювати і контролювати частоту скорочень серця, забезпечені рядом додаткових опцій: підраховують енерговитрати організму при фізичних навантаженнях, мають систему навігації, замінюють електронний годинник і будильник, дозволяють прослухувати музику в mp3 форматі. Все це, природно, ускладнює реалізацію схемотехніки приладу, а також витрати на його виготовлення.

1 Аналіз методів і приладів реєстрації низькочастотних процесів для дослідження серцевої діяльності

1.1 Серце і система кровообігу людини

Система кровообігу складається з серця і замкнутої системи судин, створюючих великий і малий круги кровообігу. Система кровообігу виконує в організмі транспортну функцію: кров транспортує кисень і живильні речовини від легенів і органів травлення до всіх тканин організму; з тканин кров виносить кінцеві продукти обміну до органів виділення [1].

Крім того, кровоносне русло служить каналом, по якому передаються гуморальні дії. Важливу роль кровообіг грає також в терморегуляції організму.

Скорочення серця – складний процес, який відбувається в декілька стадій. Проте для розуміння механізмів виникнення порушень ритму досить представити його собі в спрощеному варіанті. Основним джерелом енергії, яка забезпечує рух крові по судинах, є робота серця. Безпосереднім джерелом енергії для роботи серця є енергія АТФ, яка утворюється в процесі гліколізу і окислювального фосфоритування в серцевому м'язі. З термодинамічної точки зору серце, як і будь-який інший м'яз, є системою, яка перетворює хімічну енергію в механічну роботу [2].

Як відомо, пересування реальної рідини по судинах обумовлене різницею тисків на початку і в кінці судин. Основною причиною, що створює цю різницю тисків в кровоносних судинах, є робота серця. Тому серце по відношенню до судинної системи можна вважати насосом.

Серце має свою власну електричну (провідну) систему, яка складається з генератора електричних імпульсів, головного водія ритму, і провідних шляхів, які сполучають все електричне коло. Головний водій ритму, розташований в правому передсерді, генерує регулярні електричні імпульси з певною низькою частотою, на зразок метронома (рис.1.1).

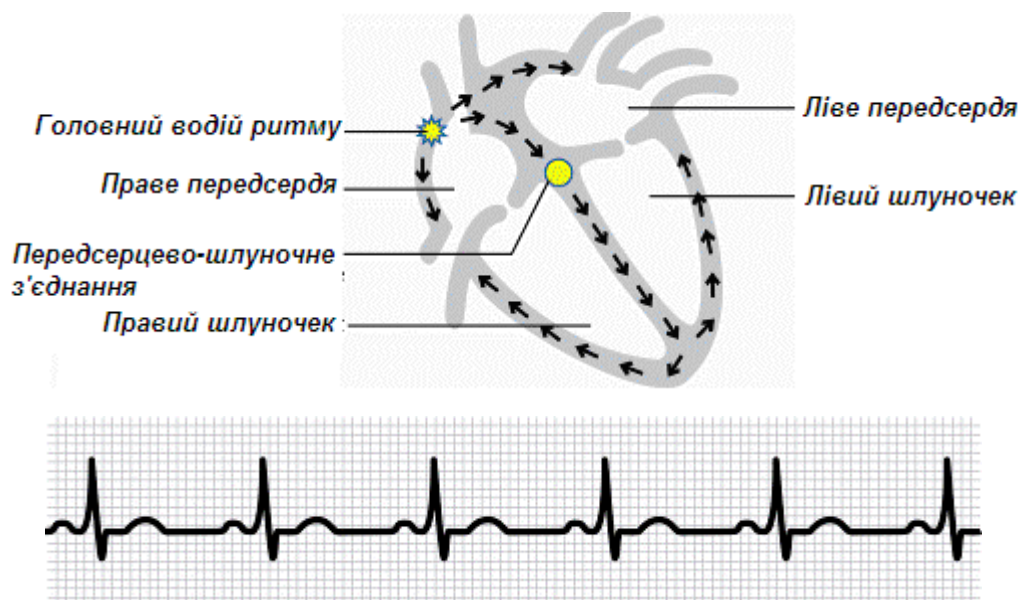


Рисунок 1.1 - Схема нормального проведення електричного імпульсу по серцю і електрокардіографічний запис в нормі

У відповідь на кожен імпульс відбувається скорочення серця в строгій послідовності. Спочатку хвиля електричного збудження охоплює передсердя, внаслідок чого вони одночасно скорочуються, викидаючи кров в шлуночки. Пройшовши по передсердю, хвиля не відразу переходить на шлуночки, оскільки від передсердя їх відділяє тканина, нездібна проводити електричні імпульси. Лише у одній маленькій ділянці через цю тканину проходить єдиний «пучок дротів», по якому після невеликої затримки електричний імпульс може перейти на шлуночки і викликати таке ж хвилеподібне їх скорочення, як і в передсерді. Цей пучок називається передсерцево-шлуночковим з'єднанням, а затримка між скороченням передсердя і шлуночків необхідна для того, щоб передсердя встигло «проштовхнути» кров в шлуночки до того, як останні почнуть скорочуватися. У нормі передсерцево-шлуночкове з'єднання – єдине місце в серці, де відбувається перехід електричного збудження на шлуночки. Після цього електричний імпульс поширюється по обох шлуночках, викликаючи їх скорочення. При цьому кров з них виштовхується в артерії, забезпечуючи кровопостачання всіх органів тіла і самого серця [3].

Окрім роботи серця, руху крові по судинах сприяють скорочення скелетних м'язів і негативний тиск в плевральній порожнині (за нуль прийнятий атмосферний тиск). При скороченні скелетних м'язів відбувається здавлення вен і через їх вентиляльні властивості (наявність клапанного апарату) спостерігається рух крові переважно в один бік – у бік серця. Негативний тиск в плевральній порожнині сприяє припливу крові до серця по венах. Але в тій же мірі, в якій прискорюється приплив крові до серця по венах, сповільнюється відтік крові ют серця по артеріях. Тому сумарний гемодинамічний ефект, обумовлений негативним тиском в грудній порожнині, дорівнює нулю [4].

Серце не можна порівняти із звичайним поршневым насосом, в якому площа поршня у верхній і нижній мертвих точках однакова. На відміну від цього робоча поверхня серця (внутрішня поверхня шлуночків) міняється в процесі робочого циклу.

З дуже великим допущенням можна вважати, що поверхні шлуночків мають сферичну форму. Тоді повна сила F , яка діє на кров в шлуночках, буде рівна:

$$F = P \cdot S, \quad (1.1)$$

де P – тиск в порожнині шлуночків; S – площа внутрішньої поверхні шлуночків.

При сферичній формі шлуночків

$$V = \frac{4}{3} \pi r^3 \quad (1.2)$$

$$S = 4\pi r^2 \quad (1.3)$$

де V – об'єм порожнини шлуночків; r – радіус сфери, за об'ємом рівної шлуночку.

На початку систоли об'єм шлуночків рівний приблизно 85 мл, в кінці систоли він зменшується до 25 мл (розглядається серце людини). По формулах 1.2) і (1.3) знаходимо внутрішню поверхню шлуночків; вона рівна 93,7 см² і 41,2 см² відповідно на початку і кінці систоли. Переводячи всі одиниці в систему СІ і враховуючи, що тиск в лівому шлуночку на початку фази ви-

гнання рівний 70 мм рт. ст., по формулі (1.1) знаходимо, що повна сила лівого шлуночку $F = 89$ Н. В кінці систоли тиск зростає до 120 мм рт. ст., а внутрішня поверхня зменшується, і повна сила шлуночку стає рівною 67 Н.

Таким чином, при зменшенні об'єму серце розвиває меншу силу. Приведений аналіз підтверджує справедливість так званого закону серця Старлінга, згідно якому сила скорочень серця пропорційна початковій довжині волокон міокарду. При збільшенні кровонаповнення серця під час діастоли відбувається посилення скорочень серця в систолу.

Умови скоротливої діяльності серцевого м'яза різко відрізняються від скелетної. Напрямок ефективної дії скелетного м'яза збігається з напрямком скорочення окремих волокон. Скорочення ж серцевого м'яза здійснюється під кутом до напрямку ефекту, що розвивається, – підвищення тиску на кров. Чим менше порожнина серця, тим менше кут взаємодії сил скорочення окремих ділянок міокарду і тим вище тиск на кров. Тому тиск крові в шлуночку вважається як напругою міокарду, так і радіусом порожнини шлуночку. Під механічною напругою розуміють силу, що доводиться на одиницю площі поперечного перетину м'яза.

Приблизно зв'язок між тиском P в шлуночку, його напругою T і внутрішнім радіусом r (в разі сферичної моделі) може бути виражена залежністю Лапласа:

$$P = \frac{2dT}{r} \quad (1.4)$$

де d – товщина стінки шлуночку.

Таким чином, при одній і тій же нарузі, але при різних об'ємах порожнини серцевий м'яз здатний створювати різний тиск.

Залежність, яка виражена рівнянням (1.4), певною мірою обмежує дію закону Старлінга: при збільшенні об'єму діастоли і напруги міокарду приріст сили, яка діє на кров, виявляється менше, ніж в разі відсутності залежності (1.4).

Під дією сил, які розвиваються шлуночками, кров викидається в артеріальну систему. Робота, яка виконується серцем, в основному обумовлена лівим шлуночком. Як показано багатьма авторами, робота правого шлуночку складає 0,15...0,20 від роботи лівого, тому основна увага приділятиметься роботі лівого шлуночку і процесам, які відбуваються у великому крузі кровообігу.

Робота, яка виконується шлуночком, складається з двох компонентів: роботи по нагнітання крові проти тиску в аорті (статичний компонент) і роботи на придання крові прискорення (кінетичний компонент). Робота A_1 по нагнітання крові в аорту дорівнює множенню ударного об'єму V_y на середній тиск P крові в аорті:

$$A_1 = V_y \cdot P \quad (1.5)$$

Під середнім значенням змінного тиску слід мати на увазі такий постійний тиск, який забезпечує такий же гемодинамічний ефект, що і дане змінне. Роботу A_1 можна також назвати роботою із створення і підтримки тиску в аорті.

Робота A_2 , що витрачається на повідомлення крові прискорення, дорівнюватиме кінетичній енергії крові в аорті, оскільки в шлуночку кінетична енергія крові дорівнює нулю:

$$A_2 = \frac{mv^2}{2} = \frac{\rho v^2}{2} \cdot V_y \quad (1.6)$$

де m – маса ударного об'єму крові; v – швидкість крові в аорті; ρ – щільність крові.

Тоді загальна робота $A_{ш}$, виконувана шлуночком, може бути знайдена з рівняння:

$$A_{ш} = P \cdot V_y + \frac{\rho v^2}{2} \cdot V_y \quad (1.7)$$

Користуючись рівнянням (1.7), підрахуємо роботу лівого шлуночку. Необхідні для цього величини мають приблизно наступні середні значення:

$$P = 100 \text{ мм рт. ст.} = 1,3 \times 10^4 \text{ Н/м}^2;$$

$$V_y = 60 \text{ см}^3 = 6 \times 10^{-5} \text{ м}^3;$$

$$P = 1,05 \times 10^3 \text{ кг/м}^3;$$

$$v = 0,5 \text{ м/с}.$$

Підставляючи чисельні значення в рівняння (1.7), отримаємо:

$$A_{\text{ш}} = 1,3 \cdot 10^4 \cdot 6 \cdot 10^{-5} + \frac{1,05 \cdot 10^3 \cdot 0,5^2}{2} \cdot 6 \cdot 10^{-5} = 0,8 + 0,008 \approx 0,81 \text{ Дж}$$

Якщо врахувати роботу правого шлуночку, то загальна робота серця A_c рівна:

$$A_c = A_{\text{ш}} \cdot 1,2 = 0,81 \cdot 1,2 \approx 1 \text{ Дж}$$

Приведений розрахунок показує, що доля кінетичного компонента в даних умовах складає всього 1% від загальної роботи серця. Час скорочення шлуночків зразковий $t = 0,3$ з, тоді потужність серця N буде рівна:

$$N = A_c \cdot t = \frac{1}{0,3} = 3,3 \text{ Вт}$$

При 70 скороченнях в хвилину (в середньому) робота серця за 1 хв. рівна 70 Дж, а за добу 100800 Дж. Для наочності роботу серця можна порівняти з роботою по підйому вантажу на деяку висоту. Нескладні розрахунки показують, що робота серця протягом доби еквівалентна роботі, що здійснюється при підйомі тіла масою 1000 кг на висоту 10 м.

При збільшенні фізичного навантаження відбувається збільшення ударного і хвилинного об'ємів крові, лінійно підвищується і швидкість перебігу крові в аорті. Робота серця при цьому збільшуватиметься, причому збільшення роботи серця буде більше, ніж збільшення хвилинного об'єму крові, оскільки залежність кінетичного компонента роботи серця від швидкості крові в аорті не лінійна, а квадратична. Кінетичний компонент роботи серця при невеликих величинах хвилинного об'єму крові не перевищує декількох відсотків від загальної роботи серця. При збільшенні хвилинного об'єму крові доля кінетичного компонента в загальній роботі серця зростає і може досягати 30%.

Нормальний серцевий ритм відрізняється від аномального двома основними рисами: регулярністю і певною частотою. Будь-яке порушення серцевого ритму завжди є наслідком порушень функціонування провідної системи.

У нормі серцевий ритм має бути регулярним, тобто інтервали між послідовними скороченнями серця завжди однакові. Частота серцевих скорочень у спокої вагається в межах від 60 до 90 ударів в хвилину. У здорових людей можуть спостерігатися і вищі величини цього показника, зазвичай при фізичній або емоційній напрузі. Частота серцевих скорочень у спокої нижче 60 в хвилину також може бути варіантом норми, зазвичай у спортсменів [4].

Під час скорочення серця кров з силою викидається в артерії, тому завжди можна взнати частоту скорочень, визначаючи пульс на якій-небудь з артерій. Зазвичай пульс визначають на променевої артерії. Для цього поміщають вказівний і середній пальці однієї руки в найвужчу частину передпліччя, відразу перед зап'ястям, в підстави великого пальця (рис.1.2). Кінчиками пальців уловлюють регулярні коливання – пульсові хвилі.

Злічивши кількість пульсових хвиль за 10 секунд і помноживши отриману цифру на 6 отримують частоту серцевих скорочень в хвилину.

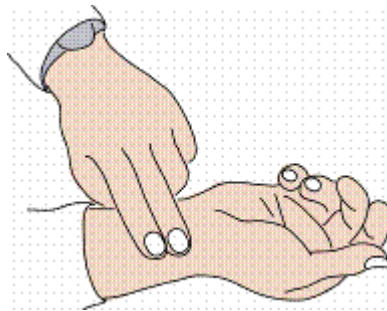


Рисунок 1.2 - Швидке визначення частоти серцевих скорочень при регулярному ритмі

Кровообіг – це безперервний рух крові за системою кровоносних судин і порожнин серця, що забезпечує транспортну функцію крові. Кровообіг обумовлений скороченнями серця і різницею тисків в різних частинах кровоносної системи.

Скорочення серцевого м'язу передає крові енергію, необхідну для подолання опору стінок судин і додання швидкості потоку крові.

Поверненню крові в серці супроводить ряд чинників:

- енергія первинного поштовху серця;
- негативний тиск в грудній клітці при вдиху;
- скорочення скелетних м'язів і діафрагми, які переміщують кров до серця.

Пульс – це періодичні низькочастотні коливання об'єму судин, пов'язані з динамікою їх кровонаповнення і тиску впродовж одного серцевого циклу.

Розрізняють артеріальний, капілярний і венозний пульс. Основне клінічне значення має артеріальний пульс.

Артеріальний пульс ділять на центральний артеріальний пульс (пульс аорти, підключичних і сонних артерій) і периферичний, який визначається на артеріях кінцівок.

Виникнення артеріального пульсу пов'язане з циклічною діяльністю серця. Об'єм систоли крові, який викидається в аорту, викликає розтягування її початкової частини і підвищення в ній тиску, який під час діастоли знижується. Коливання тиску поширюється по аорті і артеріям, які відходять від неї у вигляді хвиль, що розтягують і подовжують артеріальні стінки. Відповідно пульсуючим змінам тиску пульсуючий характер приймає також просування крові по артеріях: прискорення кровотоку під час систоли і уповільнення його під час діастоли. Амплітуда коливань і форма пульсової хвилі змінюється у міру її просування від центру до периферії, а лінійна швидкість кровотоку поступово зменшується із-за опору кровотоку, яке збільшується у міру зменшення діаметру артерій. Швидкість поширення пульсової хвилі (4-11 м/с) значно перевищує лінійну швидкість просування крові, яка в крупних артеріях не більше 0,5 м/с. На швидкість поширення пульсової хвилі опір кровотоку практично не впливає.

Частота і амплітуда пульсацій впливають на тонус судин шляхом прямої механічної дії на гладкі м'язи судинної стінки. При цьому рецептори можуть реагувати на зміну пульсового об'єму крові і на зміни пульсового тиску [3].

Пульсовим об'ємом називається кількість крові, яка протікає через даний відрізок артерії впродовж кожного пульсового періоду. Його величина залежить від калібру артерій, об'єму циркулюючої крові, ударного об'єму, швидкості кровотоку. Між величиною пульсового об'єму і пульсовим тиском (різницею між тиском систоли і діастоли в судині) є пряма залежність.

Наповнення пульсу визначають по відчуттю пульсових змін об'єму артерії, яка пальпується. На міру наповнення впливають кількість крові, яка викидається серцем під час систоли (ударний об'єм), загальна кількість крові в організмі і її розподіл. За нормальними умовами визначається повний пульс.

Напругу пульсу визначають по величині зусилля, яке необхідно прикласти для повного здавлення пульсуючої артерії. Розрізняють пульс напружений або твердий і пульс м'який. Міра напруги пульсу залежить від рівня артеріального тиску.

Тиск систоли крові нормальної дорослої людини 95...140 мм.рт.ст. Ці значення можуть значно змінюватися залежно від віку, клімату, традицій життя і інших чинників. Нормальний тиск діастоли 60...90 мм. рт. ст., причому середнє значення приблизно 80 мм. рт. ст.

1.2 Засоби реєстрації низькочастотних процесів для визначення функціональних резервів здоров'я людини

Найважливішою проблемою спортивної медицини є збереження здоров'я і підвищення якості життя спортсменів. Це оцінка і прогноз спортивної придатності, оптимізація адаптації до фізичних навантажень, вдосконалення діагностики і лікування захворювань і травм і так далі.

На сучасному етапі вирішення подібних питань повинне вироблятися на підставі широкомасштабного впровадження новітніх інформаційних технологій, що дозволяють отримати достовірнішу інформацію про людський організм і добитися більшої надійності в прогнозі результатів.

Процес впровадження наукоємних інформаційних технологій пов'язаний з розробкою систем підтримки ухвалення рішень, орієнтованих не на автоматизацію функцій суб'єкта, що приймає рішення, а на надання йому допомоги в пошуку оптимального рішення.

Створення банку даних за станом спортсмена дозволить розробити адаптивну математичну модель стану різних функціональних систем у даного спортсмена в даних умовах. Це приведе до підвищення результативності спортсменів і значно понизить ризик різного роду захворювань і травм.

По сучасних уявленнях основою здоров'я є адаптаційні резерви, які дозволяють організму залишатися здоровим в широкому діапазоні зміни умов існування. Найважливішою складовою адаптаційних резервів є функціональні резерви. Вони підрозділяються на конституціональних (генотипічні і фенотипічні), явних (які можна виявити і використовувати в даний момент) і прихованих (заблоковані, які можуть стати явними під час переходу організму в сприятливіший стан).

Оцінка конституціональних резервів виконується лікарем на основі даних про спортсмена (анамнез, антропометрія, огляд, опит), наявних даних клінічних досліджень, а також глибоких медичних знань. Конституціональні резерви характеризують індивідуальні успадковані і придбані неповноцінні (ослаблені) функціональні можливості різних органів. Тому вони визначають деякий верхній кордон функціональних резервів відповідних органів, а значить, в значній мірі і всього організму. Знання індивідуальних конституціональних «слабких місць» організму спортсмена дозволяє лікареві і тренереві диференційовано личити до тренування або підтримки функцій відповідних органів і систем організму.

Чим вище функціональні резерви спортсмена, тим більше інтенсивні тренувальні навантаження він здатний виконувати без збитку для здоров'я. Таким чином, основним тактичним завданням спортивного лікаря стає підтримка функціональних резервів спортсмена на максимальному рівні. Рішення цієї задачі істотно полегшує для спортсмена і тренера реалізацію оптимального управління тренувальним процесом, досягнення піку форми і високих результатів в період змагання.

Особливе значення при цьому має моніторинг функціональних резервів спортсмена за найбільш інформативними показниками і інтегральна оцінка їх стану. Регулярні виміри при моніторингу на відміну від разових вимірів дозволяють, з одного боку, отримати надійніші оцінки параметрів стану спортсмена за рахунок згладжування ситуативних впливів, а з іншої – досліджувати кореляції між станом спортсмена і різними чинниками, що фіксуються в процесі моніторингу (режим, фізичні навантаження, живлення, стреси, погода, біоритми і так далі) Інтегральна оцінка з визначенням найбільш слабкої ланки дозволяє привернути увагу лікаря і спортсмена до найбільш істотних відхилень в організмі і можливих чинників, які привели до цих відхилень. Для більш поглибленого дослідження причин, що визначають поточний стан спортсмена, що діагностують комплекси включають також засоби фіксації чинників, що впливають на функціональні резерви (режим, фізичні навантаження, живлення, стреси, погода, шкідливі звички), і графічні засоби відображення значень виміряних параметрів і зафіксованих чинників по днях; дозволяють оцінювати адаптаційні резерви серцево-судинної системи, контролювати міру стомлення і необхідну тривалість відновного періоду після тренувань або змагань.

1.3 Прилади для контролю низькочастотних сигналів серцевих скорочень

З позиції спортивної фізіології основне завдання тренувального процесу полягає в підготовці організму спортсмена до здійснення фізичного навантаження максимальної інтенсивності під час змагань. Правильне планування тренувального процесу дозволяє не лише досягти найвищих спортивних результатів, але і зробити само заняття спортом захоплюючим і безпечним. Проте при безконтрольному виконанні фізичних навантажень і нераціональній побудові тренувального процесу високий ризик виникнення перетренованої [5].

Останніми роками для контролю над інтенсивністю навантажень зарубіжні спортсмени і тренери використовують монітори серцевого ритму (МСР), які дозволяють оптимізувати тренувальний процес. У нашій країні використання МСР є швидше виключенням, чим правилом, що, можливо, пов'язано з недостатньою інформованістю спортсменів і тренерського складу.

У основі роботи МСР лежить реєстрація частоти серцевих скорочень (ЧСС) за допомогою двох електродів, вмонтованих в еластичний пояс, розташований довкола грудної клітки. Частота скорочень серця – інформативний фізіологічний показник інтенсивності фізичних навантажень, ефективності дії тренувальних вправ, зовнішніх умов і емоційного перебування на серці. ЧСС-монітори складаються з двох частин: нагрудного поясу-передавача і наручних годинника-приймача. Імпульс від реєструючих електродів телеметричним способом передається безпосередньо на МСР, що має форму наручного годинника. Значення ЧСС висвічується на рідкокристалічному екрані. Загальною для всіх моделей МСР є висока надійність і точність визначення ЧСС, відповідна електрокардіографічному запису. Залежно від набору функціональних можливостей всі розроблені в даний час МСР можна розділити на дві великі групи:

- МСР першої групи (Polar Beat, Polar Favor, Polar Fitwatch, Polar Pacer, Polar Edge) призначені для здійснення контролю інтенсивності і тривалості

фізичних навантажень під час занять різними видами фізичної культури і в реабілітаційний період при різних захворюваннях;

- МСР другої групи (Polar Protrainer, Polar Accurex, Polar X Trainer, Polar Vantage) розроблені для спортсменів і тренерів як засоби контролю тренувальних і змагань навантажень.

Завдяки моніторингу серцевого ритму можна свідомо «управляти» роботою серця, змінюючи інтенсивність фізичного навантаження: підвищувати її при низькій частоті пульсу або знижувати – при високій. Пульсометри сприяють вирішенню ключових питань загальної і спеціальної підготовки спортсменів, оздоровчого тренування не спортсменів і реабілітації пацієнтів:

- контролюють режим занять по ЧСС, витрати калорій, часу;
- визначають швидкість (час) відновлення ЧСС;
- прогнозують готовність спортсмена до тренування (Own Optimizer);
- оцінюють максимальну аеробну здатність (Own Index);
- інформують про вплив зовнішніх або внутрішніх чинників на ЧСС;
- запам'ятовують інформацію для подальшого аналізу;
- передають дані в персональний комп'ютер і мобільний телефон.

Монітор серцевого ритму – це один з небагатьох, а головне єдиний простий і точний спосіб взнати, що ж насправді відбувається з організмом, в якому режимі він працює (аеробіка, біг, плавання велосипед і так далі) Більшість людей тренуються без контролю пульсу і не знають, як організм реагує на навантаження, і орієнтуються лише на власні відчуття, які можуть бути брехливими. Багато хто намагається обробити дані на емоціях, повністю викласти, часто вважаючи, що вони не доопрацьовують і працюють дуже легко. Такий настрій часто залежить від темпераменту людини. Тим часом, пульс може зашкалювати, людина переходить анаеробний поріг, і організм починає працювати в анаеробній зоні. Після цього організму важко повернутися назад, знов адаптуватися до аеробної зони. В той же час, відстежуючи свій пульс, людина зможе контролювати роботу в аеробній і анаеробній зоні і без необхідності не переходити за анаеробний поріг [6].

Деякі моделі моніторів серцевого ритму можуть визначати кордони цільових зон автоматично. День від дня монітор виставлятиме індивідуальні межі цільової зони, враховуючи особливості організму. Функцією автоматичного визначення кордонів цільової зони володіють нові моделі моніторів серцевого Polar.

Методика використання MСР заснована на реєстрації ЧСС як основного показника інтенсивності фізичних навантажень. Виділяють декілька зон інтенсивності, кожною з якої відповідає певний діапазон ЧСС. Знаючи величину максимальної ЧСС, можна легко розрахувати індивідуальні кордони кожній з чотирьох зон інтенсивності. ЧСС максимальна або розраховується по формулі $220 - \text{вік}$, або визначається за допомогою MСР під час виконання спеціальних тестів навантажень. Виділені наступні основні зони інтенсивності фізичних навантажень.

Перша зона (менше 75% від $\text{ЧСС}_{\text{макс}}$) – фізичне навантаження малої інтенсивності. Здійснюється під час розминки, відновного тренувального заняття або в паузах при інтервальному тренуванні.

Друга зона (75-85% від $\text{ЧСС}_{\text{макс}}$) – фізичне навантаження в аеробному режимі (кисневого окислення глюкози), складова велику частину тренувального процесу.

Третя зона (85-92% від $\text{ЧСС}_{\text{макс}}$) – зона анаеробного порогу, при якому біохімічні і енергетичні системи організму починають функціонувати в умовах кисневого голодування (безкисневого розщеплювання глюкози). Основна мета тренувальних занять в цій зоні інтенсивності зводиться до підвищення анаеробного порогу.

Четверта зона (більше 92% від $\text{ЧСС}_{\text{макс}}$) – анаеробна зона, в якій фізичне навантаження субмаксимальної або максимальної інтенсивності здійснюється в умовах кисневого голодування, освіти, накопичення в м'язах молочної кислоти і появи м'язових болів («свинцеві м'язи»). Таке навантаження здійснюється в змаганнях, контрольних тренувальних заняттях або при проходженні відрізаних дистанцій з швидкістю змагання під час інтервальних трену-

вань, сприяючи формуванню спеціальної витривалості і вдосконаленню морально-вольових якостей спортсмена. Проте тривалість такого навантаження в кожному тренувальному циклі повинна строго співвідноситися з функціональними можливостями організму спортсмена з метою уникнення перетренованої і порушень здоров'я.

Кожній зоні інтенсивності навантаження відповідає свій рівень функціонування біохімічних процесів, що забезпечують роботу скелетної мускулатури. Необхідна для цього енергія вивільняється при розщеплюванні глюкози, яке може відбуватися у присутності кисню (аеробний шлях) або в його відсутності (анаеробний шлях). Аеробна дорога є вигіднішою, оскільки наводить до більшого вивільнення енергії. Проте цей шлях утилізації глюкози може здійснюватися лише за відсутності кисневого браку в м'язах, що характерний для фізичної ЧСС менше 85% від $ЧСС_{\text{макс}}$ (перша і друга зони інтенсивності). При високій інтенсивності фізичного навантаження (більше 85% від $ЧСС_{\text{макс}}$) порушується співвідношення між потребою тканин в кисні і його доставкою з кров'ю. Працюючі м'язи повинні функціонувати в умовах недолику кисню або кисневого голодування. Це супроводиться переходом до анаеробного (безкисневого) розщеплювання глюкози і накопичення молочної кислоти в м'язах, яке наводить до закислення і зниження їх функціональних можливостей. У таких умовах спортсменові вже важко підтримувати високу швидкість проходження дистанції із-за розвитку втоми [5].

Анаеробний поріг є важливим показником інтенсивності фізичного навантаження, що відображає перехід від аеробного до анаеробного шляху утилізації глюкози, і відповідає підвищенню концентрації молочної кислоти (лактату) в крові до 4 ммоль/л. Відомо, що чим вище анаеробний поріг, тим краще функціональні можливості спортсмена. Визначення рівня анаеробного порогу у спортсмена необхідне для контролю ефективності тренувального процесу. Використання для цієї мети моніторингу концентрації молочної кислоти в крові представляється важко здійснимим завданням, оскільки було показано, що при фізичному навантаженні з ЧСС 85-92% від $ЧСС_{\text{макс}}$ концен-

трація молочної кислоти складає 2-6 ммоль/л і знаходиться в межах анаеробного порогу, то його визначення по ЧСС є найбільш простим і надійним способом. Монітори серцевого ритму, забезпечені функціями хронометра і реєстратора ЧСС, значно полегшують проведення тестових навантажень при визначенні ЧСС_{макс} і рівня анаеробного порогу.

В даний час багато методик тренувань направлено саме на підвищення анаеробного порогу. У добре підготовлених спортсменів високий анаеробний поріг досягається здійсненням збалансованого тренувального навантаження різної інтенсивності і тривалості. Дослідження показали, що для підвищень рівня анаеробного порогу необхідно щонеділі проводити три тренувальні заняття з включенням навантаження високої інтенсивності (більше 85% від ЧСС_{макс}) і тривалістю від 15 до 30-60 хв. У цій ситуації монітори серцевого ритму є необхідною технічною підмогою, полегшуючи контроль ЧСС в тренувальному занятті і підрахунок часу досконалого фізичного навантаження із заданою інтенсивністю або ЧСС. Впровадження моніторів серцевого ритму для контролю ЧСС і, відповідно, інтенсивності тренувальних навантажень дозволило акцентувати увагу на якісній стороні тренувального процесу.

Останні моделі МСР (Polar Vantage) мають значний об'єм електронної пам'яті і здатні видавати за допомогою персонального комп'ютера графічну інформацію про розподіл навантажень в кожному тренувальному циклі, допомагаючи об'єктивно оцінити виконання тренувальних планів, а при необхідності виробляти їх корекцію залежно від функціонального стану спортсмена.

Пульсометри (монітори серцевого ритму) GT CardioSport призначені як для спортивного тренування, так і для фізичного виховання. Важливою особливістю пульсометрів GT є одночасне відображення на дисплеї ЧСС в уд/хв. і в % від вашої індивідуальної максимальною ЧСС. Це необхідно для коректного порівняння (програмування) інтенсивності роботи, оскільки однакова величина %ЧСС_{макс} відображає у різних людей практично однаковий тягар навантаження. Іншими словами, якщо тренер (фітнес-інструктор, вчитель)

бажає, аби його підопічні працювали з однаковим фізіологічним навантаженням, то він планує, а спортсмен контролює інтенсивність по величині % ЧСС_{макс}, яку можна бачити на дисплеї разом із звичними величинами ЧСС в уд/хв. Комплект пульсометра (монітора серцевого ритму) GT включає нагрудний передавач G2-Softflex з кодовою передачею сигналу і самостійно замінюваною батареєю.

Пульсометр Polar S-410 складається з нагрудного передавача з електродами; еластичного поясу, на якому кріпиться нагрудний передавач з електродами; монітор (приймач), що має вигляд звичайного електронного годинника. Нагрудний передавач з електродами приєднується до еластичного поясу, довжина якого регулюється так, щоб нагрудний передавач з електродами щільно і комфортно облягав грудну клітку спортсмена. Внутрішня поверхня електродів нагрудного передавача має бути зволожена і щільно прилягати до шкіри грудної клітки спортсмена, проте його можна надівати поверх спортивного одягу (майки, футболки), якщо він досить вологий. Монітор (приймач) надівається на руку як звичайний годинник. На екран приймача слід вивести режим виміру часу. Відстань між нагрудним передавачем і монітором (приймачем) не повинна перевищувати 1 м.

Монітор серцевого ритму може виконувати наступні основні функції.

1. Вимірювати і показувати ЧСС в режимі реального часу в процесі виконання різних фізичних вправ і у відновному періоді.
2. Здійснювати звукову сигналізацію при виході показників ЧСС за верхній або нижній кордон встановленої зони ЧСС при виконанні спортсменами певних тренувальних навантажень.
3. Замінювати електронний годинник і будильник.

Проведені тривалі комплексні дослідження показали, що вживання монітора серцевого ритму у поєднанні із спостереженнями і інструментальними методами дозволяють ефективно вирішувати багато важливих завдань, пов'язаних з підвищенням ефективності підготовки спортсменів. Серед цих завдань в першу чергу слід зазначити наступні: безперервна реєстрація і аналіз

показників ЧСС впродовж тренувального заняття дозволяють простежити за змінами функціонального стану серцево-судинної системи у спортсменів залежно від тренувальних навантажень в різних фазах тренування. Це дає можливість контролювати інтенсивність тренувальних навантажень. При використанні даного методу безперервної реєстрації показників ЧСС були виявлені закономірні зміни пульсу у спортсменів впродовж різних по спрямованості, об'єму і інтенсивності тренувальних занять [6].

Отримані в експериментальних дослідженнях дані дозволяють ефектніше контролювати індивідуальні тренувальні навантаження спортсменів і тим самим значною мірою оптимізувати тренувальний процес в різних розділах підготовки. У спеціальній серії досліджень за допомогою безперервної реєстрації вивчалася динаміка показників ЧСС при різних інтервалах відпочинку між серіями вправ в рамках окремого тренувального заняття. В результаті цих спостережень були виявлені закономірні особливості змін показників ЧСС при використанні трьох видів інтервалів відпочинку: ординарного інтервалу, напруженого інтервалу, «мінімакс»- інтервалу. Слід підкреслити, що отримані дані про особливості динаміки показників ЧСС при різних видах інтервалів відпочинку мають важливе теоретичне і практичне значення для оптимального регулювання процесів відновлення і управління тренувальним процесом.

Дані експериментальних досліджень свідчать про те, що постійна реєстрація показників ЧСС в періоди відпочинку між вправами в ході тренування дає можливість стежити за розгортанням відновних процесів після виконання різних видів тренувальних навантажень. Разом з цим дані про динаміку показників ЧСС дозволяють в оптимальній мірі регулювати інтервали відпочинку у спортсменів і визначати необхідні терміни для початку нової серії вправ.

У спеціальних серіях досліджень вивчалися особливості вживання монітора серцевого ритму для контролю за виконанням спортсменами тренувальних навантажень в певній зоні відносної потужності (помірною, великою,

субмаксимальною, максимальною). Після вибору цільової зони показників ЧСС і введення значень цих показників в монітор серцевого ритму спортсмени виконували різні вправи у вибраній зоні відносної потужності тренувальних навантажень. Під час виконання вправ у випадках виходу показників ЧСС за верхній або нижній кордон вибраної цільової зони монітор серцевого ритму автоматично подавав звукові сигнали і викликав мигання цифр показників ЧСС.

Проведені спостереження встановили високу ефективність виконання спортсменами різних вправ в запланованих зонах відносної потужності при постійному контролі за показниками ЧСС за допомогою монітора серцевого ритму. Результати досліджень виявили, що це забезпечує точне індивідуальне дозування тренувальних навантажень у встановленій зоні відносної потужності [6].

У одній з серій досліджень [6] вивчалися особливості вживання монітора серцевого ритму у спортсменів в найближчому періоді відновлення після виконання різних тренувальних навантажень. При розгляді експериментальних даних були виявлені закономірні фазові зміни показників ЧСС впродовж найближчого відновного періоду. При цьому динаміка показників ЧСС була тісно пов'язана із спрямованістю, об'ємом і інтенсивністю тренувальних навантажень. Отримувані при безперервній реєстрації показники ЧСС у відновному періоді при спільному аналізі результатів спостережень і суб'єктивних оцінок спортсменів дозволяють контролювати характер і тривалість відновних процесів після вживання різних тренувальних навантажень і відновних заходів.

На підставі аналізу результатів проведених досліджень можна зробити наступний висновок: вживання монітора серцевого ритму в підготовці спортсменів дозволяє ефективно вирішувати важливі тренувальні завдання, сприяючи підвищенню ефективності підготовчого процесу. При цьому фіксуються і аналізуються наступні дані:

- загальний час тренування;

- середня і найбільша ЧСС за тренування;
- час відновлення;
- використані в процесі тренування кордони ЧСС;
- час ЧСС в цільовій зоні, вище і нижче встановлених кордонів;
- енерговитрати (у ккал) за одне тренування;
- загальна сума енерговитрат за декілька тренувань;
- сумарний час декількох тренувань;
- інформація про інтервальне тренування: періоді розминки, інтервальної фазі, періоді заминки;
- інформація про етапи: час кращого етапу, роздільний час етапів, їх кількість, поточне, середнє і найбільше значення ЧСС на кожному етапі.

Метою дипломної роботи є розробка пристрою для реєстрації низько-частотних процесів в серцевих ритмах при зміні фізичних навантажень.

Для досягнення поставленої мети слід вирішити завдання:

- розробити схему електричну принципову пристрою для реєстрації низькочастотних процесів;
- розробити оптимальну конструкцію пристрою з можливістю закріплення на тілі людини;
- провести аналіз функціонування розробленого пристрою.

2. Розробка електронного пристрою для реєстрації низькочастотних процесів серцевих ритмів

2.1 Розробка пристрою реєстрації низькочастотних процесів

Для самоконтролю пульсу при зміні фізичних навантажень розроблений портативний цифровий прилад, до датчика якого досить прикласти палець і через 12 с рахувати результат на світлодіодному табло.

За інтервал часу, рівний 12 с, підраховується число ударів серця, потім це число множиться на 5 і результат з'являється на світлодіодних індикаторах. Результат не завжди виходить кратним 5, оскільки хоча кожен імпульс, відповідний удару серця, замінюється 5 імпульсами, які заносяться в лічильники, але за відсутності жорсткої синхронізації такий спосіб підрахунку імпульсів забезпечує видачу на індикатори практично всіх чисел від 40 до 199 [7].

2.1.1 Функціональна схема реєстрації низькочастотних процесів

Сигнал, що випромінюється ІЧ-світлодіодом, відбивається від пальця і уловлюється фотодіодом датчика, який підключений до входу підсилювача А1 (рис. 2.1). Далі, пройшовши через фільтр низьких частот, сигнал поступає на другий підсилювальний каскад А2, на виході якого його амплітуда досягає значення, достатнього для роботи схеми формувача D1. Останній є тригером Шмітта і виробляє імпульси, відповідні ударам пульсу, які, пройшовши через диференціююче коло R1C1, запускають чекаючий одинівбратор D2 [8]. Одинівбратор D2 виконує дві функції: блокує тригер D1 і запускає схему цифрового перерахунку.

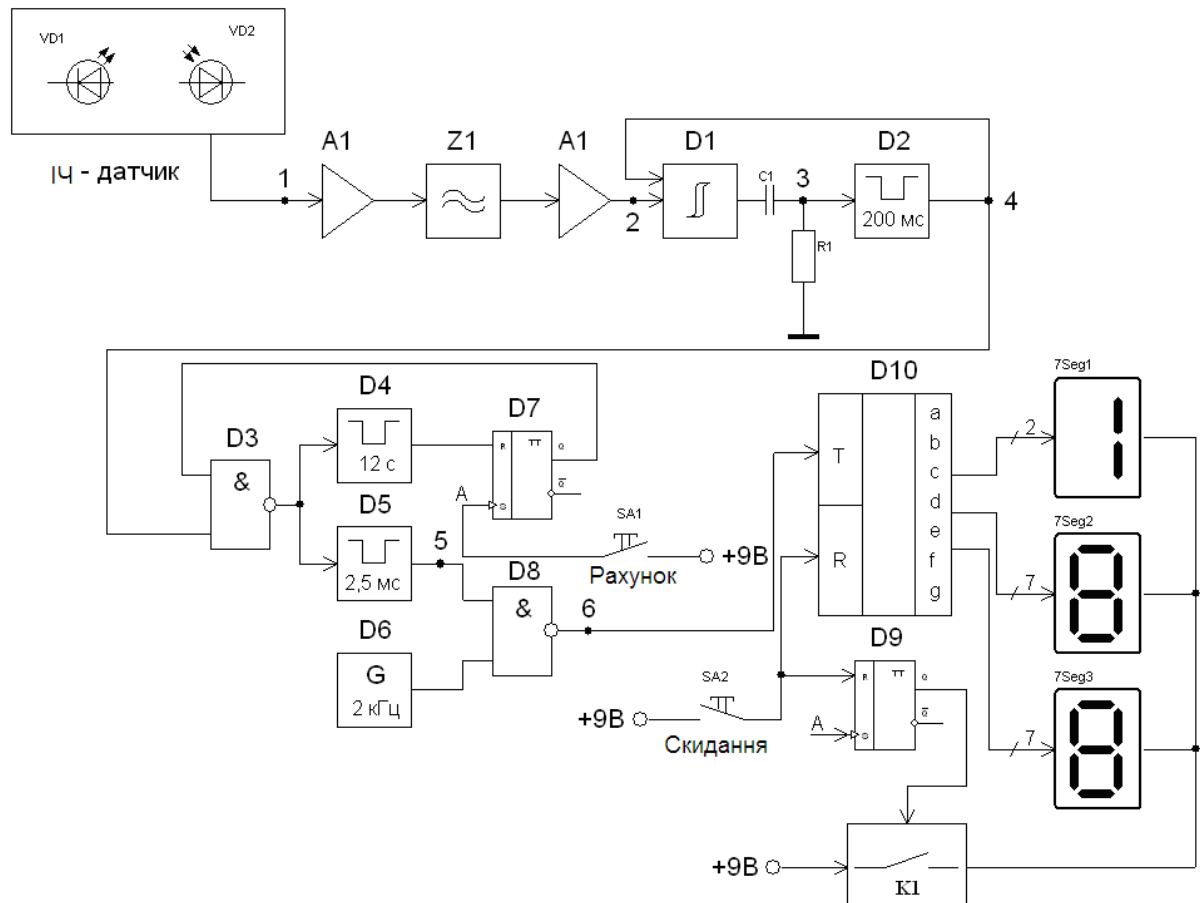


Рисунок 2.1 – Структурна схема реєстратора низькочастотних процесів

Блокування тригера D1 робить прочитування сигналів пульсу надійнішим, оскільки після проходження імпульсу протягом наступних 200 мс тригер Шмітта не реагує на інші входні сигнали. Крім того, вихідний імпульс одновібратора D2 в режимі “Рахунок” через схему збігів D3 запускає два чекаючих одновібратори D4 і D5. Одновібратор D4 задає час виміру пульсу, а інший одновібратор D5 виробляє сигнали, що здійснюють перерахунок. В результаті подачі сигналів одновібратора D5 і генератора G1 на вхід схеми збігу D8, на її виході формуються пачки імпульсів, кожна з яких складається з 5 імпульсів. Таким чином здійснюється множення на 5. Ці пачки імпульсів поступають на вхід лічильника D10 і після закінчення часу виміру, визначуваного одновібратором D4, на лічильнику фіксується число, рівне кількості ударів пульсу в хвилину. Після закінчення рахунку тригер D7 скидається в нульовий стан і забороняє проходження імпульсів через D3. Одночасно з до-

помогою тригера D9 відкривається ключ K1 і спалахує світлодіодне табло. Аби почати новий цикл виміру пульсу, треба знову натискувати кнопку “Скидання” – тим самим гасяться світлодіодні індикатори і очищається лічильник D10, а потім натискувати кнопку “Рахунок”. Діаграми напруги в контрольних точках схеми приведені на рисунках 2.2, 2.3 [9].

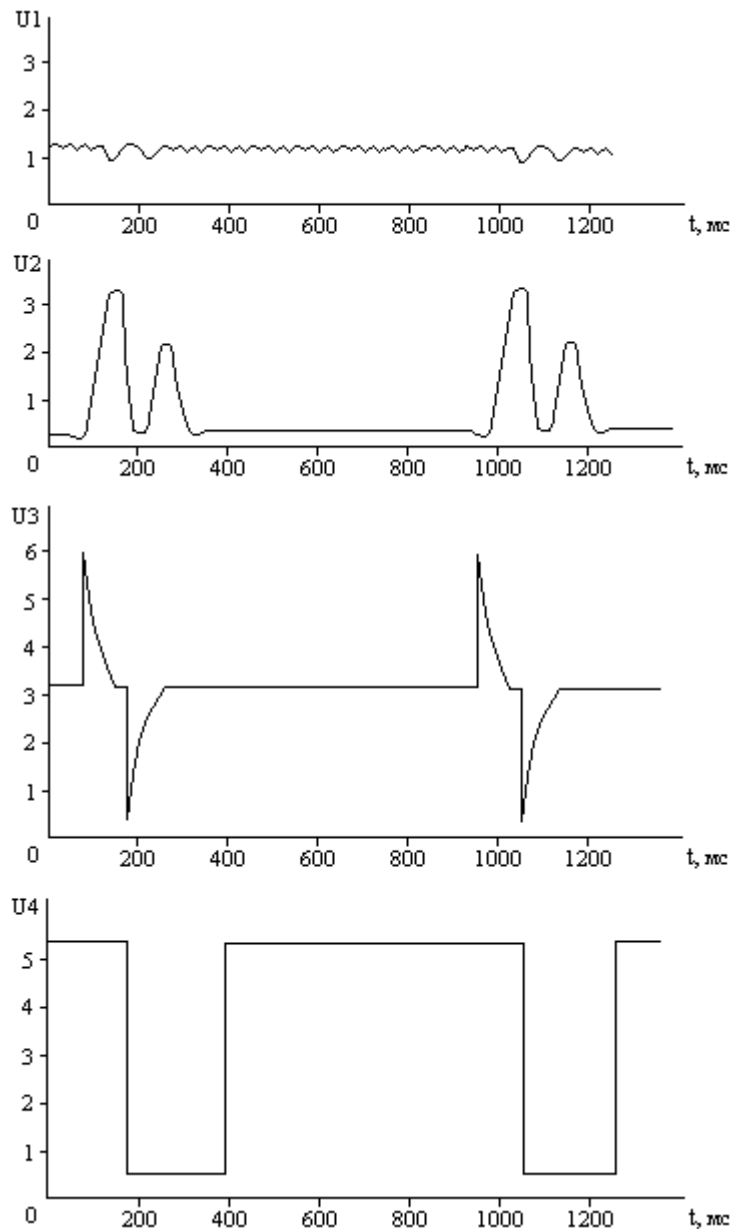


Рисунок 2.2 – Часові діаграми в точках 1, 2, 3, 4 схеми

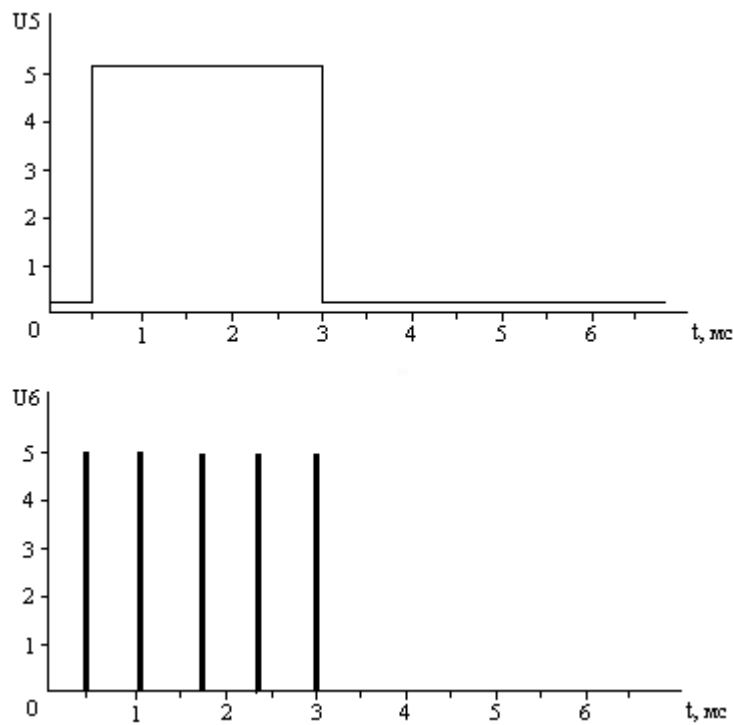


Рисунок 2.3 – Часові діаграми в точках 5, 6 схем

2.1.2 Принципова схема реєстратора низькочастотних процесів

ІЧ-датчик містить випромінюючий світлодіод VD1 і приймальний фотодіод VD2. Підсилювальна частина зібрана на операційних підсилювачах (ОП) К140УД6, які мають низьке значення різниці вхідних струмів ($\Delta I_{вх} \leq 25 \text{ нА}$) і невеликий струм споживання ($I_c = 1 \text{ мА}$), що дозволило створити економічний прилад, який працює в широкому діапазоні температур (рис. 2.4). Фотодіод VD2 включений між інвертуючим і неінвертуючим входами першого ОП, тому постійна напруга на ньому не перевищує декілька мВ, що є особливістю першого каскаду [7].

Другий каскад підсилювача має коефіцієнт посилення близько 1000, а амплітуда корисного сигналу на його виході досягає 3 В. Між першим і другим каскадами включені розділовий конденсатор С1 і RC-фільтр (R8C2), що знижує фон з частотою 50 Гц. З цією ж метою на виході елементу DA2 включений фільтр R14C3 [10].

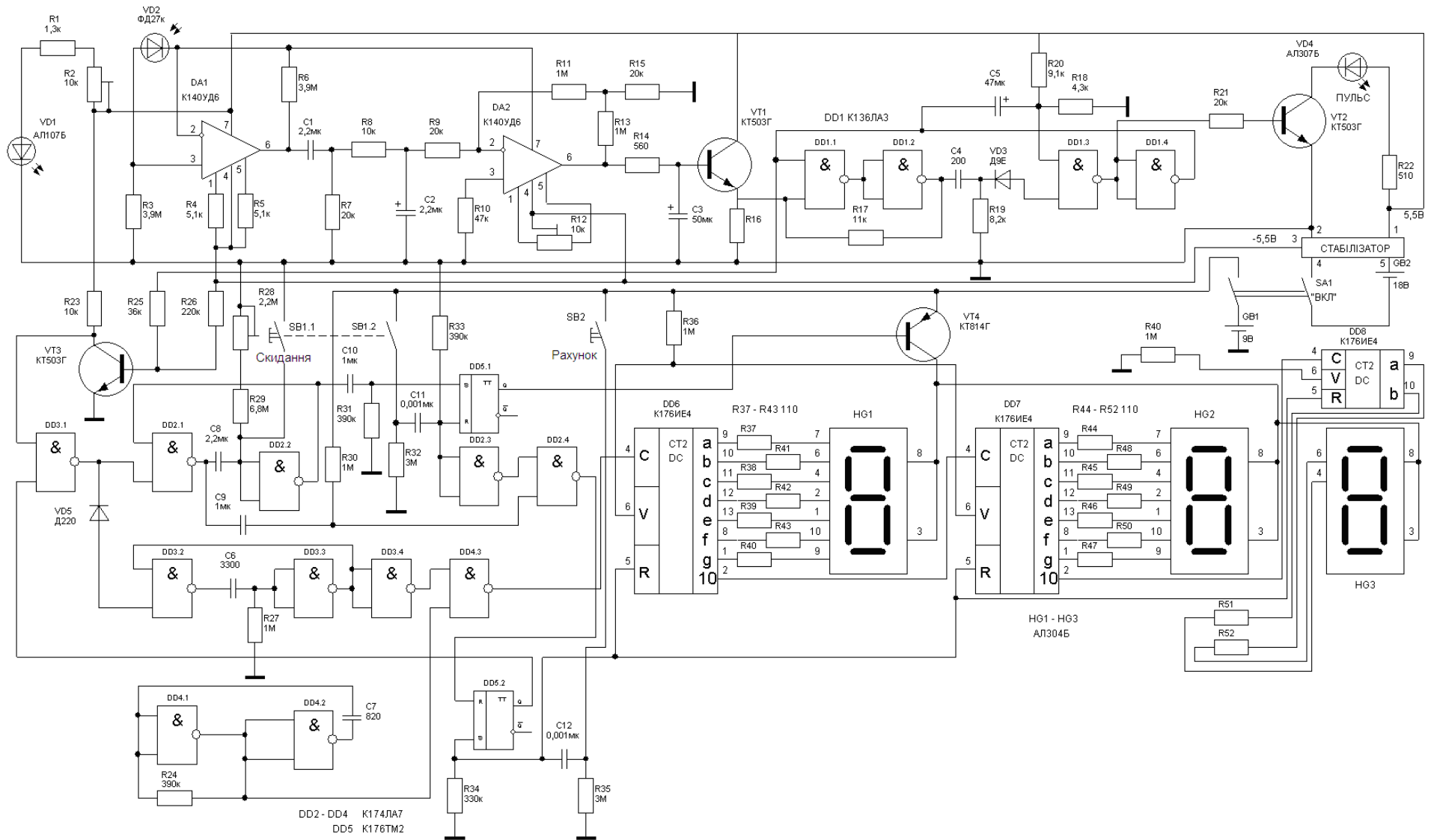


Рисунок 2.4 – Схема реєстратора низькочастотних процесів

Підсилювальна частина приладу закінчується зібраним на транзисторі VT1 емітерним повторювачем, який служить для узгодження виходу ОП і входу ТТЛ мікросхеми DD1 K136ЛА3. Чотири логічні елементи цієї мікросхеми виконують функції тригера Шмітта (DD1.1 і DD1.2) і одновібратора (DD1.3 і DD1.4).

Тригер Шмітта по входу 2 блокується імпульсами одновібратора, що дозволяє чітко фіксувати кількість ударів пульсу. На виході 11 одновібратора сигнал має вигляд прямокутних імпульсів негативної полярності тривалістю 200 мс і амплітудою 5 В, частота повторення яких змінюється від 0,5 до 3,3 Гц [10].

Індикація ударів пульсу здійснюється світлодіодом VD4. Таким чином, за допомогою мікросхем DA1, DA2 і DD1 удається виділити низькочастотні імпульси ударів пульсу.

Вимір частоти пульсу в приладі прийнятий найпростіший – підрахунок імпульсів за певний період часу, хоча, вдаліше була б система відліку пульсу в режимах “середній” (за 10 ударів пульсу) або “миттєвий” (від удару до удару). Проте останні способи підрахунку пульсу вимагають складнішої реалізації, що приведе до небажаного збільшення габаритів приладу.

Цифрова частина вимірювача частоти пульсу містить наступні функціональні вузли: дванадцятисекундний одновібратор (DD2.1 і DD2.2), одновібратор з тривалістю імпульсу 2,5 мс (DD3.2 - DD3.4), генератор прямокутних імпульсів з частотою 2 кГц (DD4.1 і DD4.2), тригери управління (DD5.1 і DD5.2) і двійково-десяткові лічильники-дешифратори (DD6 - DD8). Підрахунок числа імпульсів цифровою частиною починається після натиснення на кнопку SB2 “Рахунок”. При натисненні виробляється імпульс, який обнуляє лічильники DD6 - DD8 і переводить RS-тригер DD5.2 в стан, при якому його вихідний сигнал дає дозвіл на проходження імпульсів підрахунку пульсу через логічний елемент DD3.1. Перший же сигнал пульсу, що прийшов, запускає обидва одновібратора. Кожен імпульс одновібратора DD3.2 - DD3.4, поступаючи на схему DD4.3, стробує проходження п'яти імпульсів генератора на

лічильники. Такий режим роботи продовжується протягом 12 с після приходу першого імпульсу пульсу і триває до тих пір, поки одновібратор DD2.1, DD2.2 спадом імпульсу не скине RS-тригер DD5.2 і проходження імпульсів через елемент DD3.1 припиниться. Одночасно з цим одновібратор DD2.1, DD2.2 через коло C10R31 впливає на тригер DD5.1, який відкриває транзистор VT4 і на трьох семисегментних світлодіодних індикаторах буде висвітлено число ударів пульсу в хвилину. Кнопка SB1 “Скидання” служить для установки початкових станів тригерів управління і одновібратора DD2.1, DD2.2, нею ж відбувається гасіння світлодіодів індикації.

З'єднання лічильників-дешифраторів DD6 - DD8 семисегментних індикаторів HG1 - HG3 стандартне. Мікросхема DD8, з якою задається значення сотень, сполучена з індикатором лише через два резистори R51, R52, тому, якщо число ударів пульсу менше ста, світлодіодна матриця HG3 не спалахує.

Технічна характеристика розробленого пристрою

Діапазон вимірів, удар/хв	40 - 199
Максимальна погрішність виміру, удар/хв	±5
Час виміру, с	12
Напруга джерел живлення, В	18 і 9
Струм споживаний від джерела живлення з напругою 18 В, мА	18
Діапазон робочих температур °С	- 10...+40

Живлення приладу здійснюється від 3 батарей “Крона-ВЦ”, енергії яких вистачає для роботи протягом 4 місяців при 25 щоденних вимірах пульсу.

2.1.3 Розробка двохполярного стабілізатора напруги

Стабілізатор зібраний на транзисторах VT1-VT3 (рис. 2.5). Використання двохкаскадного підсилювача на транзисторах VT2, VT3 і включення опорного стабілітрона в коло бази транзистора VT3 дозволили отримати ко-

ефіцієнт стабілізації по напрузі більше 500 при вихідному опорі не більше 0,2 Ом.

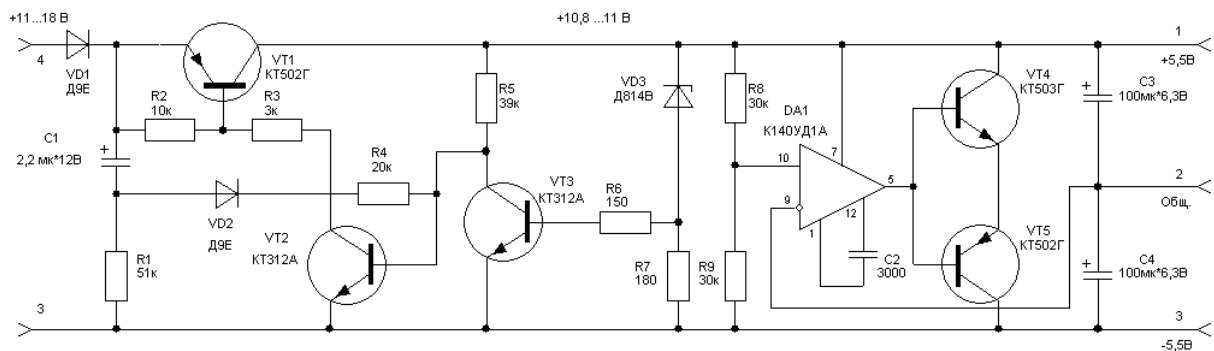


Рисунок 2.5 – Схема двохполярного стабілізатора напруги

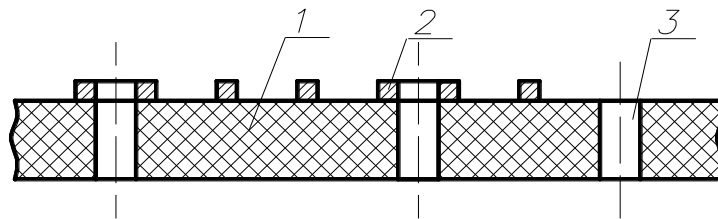
Включенням як регулюючий елемент р-п-р транзистора VT1 удалось добитися стабілізації вихідної напруги при мінімальній напрузі на вході не менше 11,8 В. При включенні запуск стабілізатора здійснюється колом C1R1VD2R4. У момент включення імпульсом струму зарядки конденсатора C1 відкривається транзистор VT2 і виводить пристрій в режим стабілізації. Стабілізатор має захист від короткого замикання у вихідному колі [11]. Вихідна напруга стабілізатора, дорівнює 11В, за допомогою мікросхеми DA1 і транзисторів VT4, VT5 перетвориться в двохполярну напругу $\pm 5,5$ В з штучною середньою крапкою. Вихідний струм стабілізатора при короткому замиканні в одному з навантажень досягає 200 мА, проте вживання транзисторів середньої потужності забезпечує достатню (при нетривалому КЗ) надійність. У реальному приладі коротке замикання приведе до швидкого розряду батарей “Крона-ВЦ”. Для запобігання пробією транзисторів при неправильному підключенні батарей живлення в схему введений діод VD1. Струм, споживаний стабілізатором двохполярної напруги в режимі холостого ходу, не перевищує 7 мА.

2.1.4 Конструктивне оформлення пристрою для реєстрації низькочастотних процесів серцевих ритмів

Печатні плати діляться на одnobічні, двосторонні, багат шарові.

Одnobічні печатні плати (рис. 2.6) характеризуються:

- низькою вартістю;
- підвищеною точністю виконання провідного рисунка;
- відсутністю металізованих отворів;
- установкою елементів електронної техніки на поверхню печатної плати з боку, протилежного з боку паяння, без додаткового ізоляційного покриття.



- 1 – матеріал підстави;
- 2 – провідний рисунок;
- 3 – крізний отвір

Рисунок 2.6 – Одnobічна печатна плата

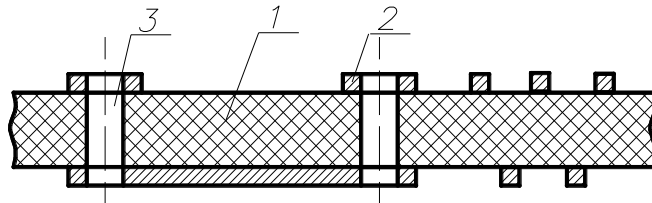
Двохсторонні печатні плати без металізації монтажних і перехідних отворів (рис. 2.7) характеризуються:

- високою точністю виконання провідного рисунка;
- низькою вартістю;
- використанням об'ємних металевих елементів конструкції для з'єднання елементів провідного рисунка, розташованих на протилежних сторонах печатної плати.

Двохсторонні печатні плати з металізованими монтажними і перехідними отворами (рис. 2.8) характеризуються [13]:

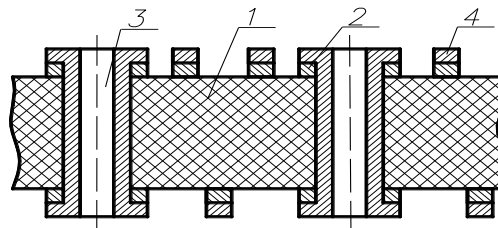
- широкими комутаційними можливостями;

- підвищеною точністю зчеплення виводів навісних елементів електронної техніки з провідним рисунком плати;
- підвищеною вартістю в порівнянні з печатними платами без гальванічного з'єднання шарів.



- 1 – матеріал підстави;
- 2 – провідний рисунок;
- 3 – крізний отвір

Рисунок 2.7 – Двохстороння печатна плата без металізації



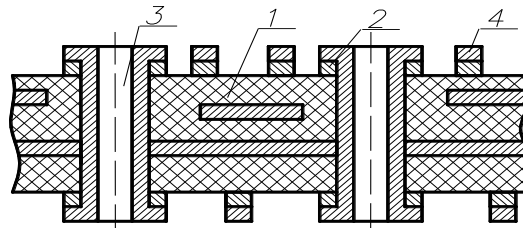
- 1 – матеріал підстави;
- 2 – провідний рисунок;
- 3 – крізний отвір;
- 4- хіміко-технологічне покриття

Рисунок 2.8 – Двохстороння печатна плата з металізацією

Багатошарові печатні плати з металізацією крізних отворів (рис. 2.9) характеризуються:

- наявністю міжшарових з'єднань, які здійснюються за допомогою крізних металізованих отворів, а також, в особливих випадках, за допомогою перехідних отворів, що сполучають лише внутрішні шари;
- переважним використанням однобічного фольгованого діелектрика для зовнішніх і двостороннього – для внутрішніх шарів;

- обов'язково наявністю контактних майданчиків на будь-якому провідному шарі що має електричне з'єднання з перехідними отворами;
- низькою ремонтпридатністю;
- високою перешкодозахищеністю електричних кіл;
- високою вартістю конструкції.



- 1 – матеріал підстави;
- 2 – провідний шар;
- 3 – крізний отвір;
- 4- хіміко-технологічне покриття

Рисунок 2.9 – Багатошарова печатна плата

Конструювання функціональних модулів на печатних платах виробляють наступними способами: моносхемним, схемно-вузловим, функціонально-вузловим.

Моносхемний спосіб застосовують для нескладної радіоелектронної апаратури. В цьому випадку вся електрична схема розташовується на одній печатній платі. Моносхемний метод має обмежене використання, оскільки дуже складні печатні плати незручні при налаштуванні і ремонті радіоелектронної апаратури [13].

Схемно-вузловий спосіб застосовують при виробництві масової і серійної радіоелектронної апаратури. При цьому методі частина електричної схеми, що має чіткі вхідні і вихідні кола (каскади ПВЧ, блоки розгортки і т. п.), розташовується на окремій платі. Ремонтпридатність таких виробів більша. Недолік – складність системи сполучних дротів, що зв'язують окремі плати.

Функціонально-вузловий спосіб застосовують в радіоелектронній апаратурі з використанням мікроелектронних елементів. При цьому печатна плата містить провідники комутації функціональних модулів в єдину схему. На одній платі можна зібрати дуже складну схему. Недолік цього методу – різке збільшення складності печатної плати. У ряді випадків всі провідники не можуть бути розташовані на одній і навіть обох сторонах плати. При цьому використовують багат шарові печатні плати, об'єднуючі в єдину конструкцію декілька шарів печатних провідників, розділених шарами діелектрика.

Відповідно до ДОСТ 23751-86 розрізняють три методи виконання печатних плат: ручний, напівавтоматизований і автоматизований.

При ручному методі розміщення елементів електронної техніки на печатну плату і трасування печатних провідників здійснює безпосередньо конструктор. Даний метод забезпечує оптимальний розподіл провідного рисунка.

При напівавтоматизованому методі конструювання можливі три варіанти:

- 1) розміщення навісних елементів електронної техніки за допомогою комп'ютера при ручному трасуванні печатних провідників;
- 2) ручне розміщення елементів електронної техніки при автоматизованому трасуванні печатних провідників;
- 3) ручне розміщення елементів електронної техніки при ручному трасуванні печатних провідників з автоматизованим перенесенням рисунка на машинні носії.

Автоматизований метод передбачає: кодування вихідних даних; розміщення навісних елементів; трасування печатних провідників за допомогою комп'ютера. Допускається доопрацювання окремих з'єднань уручну. Метод забезпечує високу продуктивність праці.

Згідно ДОСТ 10317 – 89 «Плати печатні». Основні розміри» розміри кожної сторони печатної плати мають бути кратними:

- 2,5 при довжині до 100 мм;

- 5,0 при довжині до 350 мм;
- 10,0 при довжині більше 350 мм.

Топологія функціональних модулів розробляється з врахуванням наступних вимог:

- відповідність принципівій електричній схемі;
- максимальний розмір будь-який із сторін має бути не більше 475 мм;
- співвідношення лінійних розмірів сторін не більше 3:1
- мінімальна ширина струмопровідних доріжок 0,3 мм;
- мінімальна відстань між доріжками 0,2 мм;
- відстань від краю плати до струмопровідної доріжки 0,5 мм.

Топологія складається так, щоб для виготовлення функціонального модуля була потрібна найбільш проста і дешева технологія, забезпечувався заданий тепловий режим і можливість перевірки компонентів в процесі виготовлення, оцінювався вплив ємкісних і індуктивних зв'язків на роботу схеми. Основним завданням при розробці топології є мінімізація площі плати, мінімізація сумарної довжини розводки і числа пересічень в ній.

Згідно всім вищеописаним вимогам розроблена топологія двосторонньої печатної плати (рис. 2.10), яка відноситься до третього класу точності. Габаритні розміри спроектованої плати – 140мм × 55 мм, що задовольняє вимогам, які висуваються конструкцією.

Реєстратор частоти пульсу поміщений в прямокутний пластмасовий корпус чорного кольору. Його розміри визначаються розміром найбільшою з печатних плат (рис. 2.10 - 2.12), на якій змонтована основна частина пристрою. На передній панелі приладу розташовані кнопки і написи “Рахунок”, “Скидання” білого кольору, світлодіодне табло прикрите прозорою целулоїдною плівкою червоного кольору.

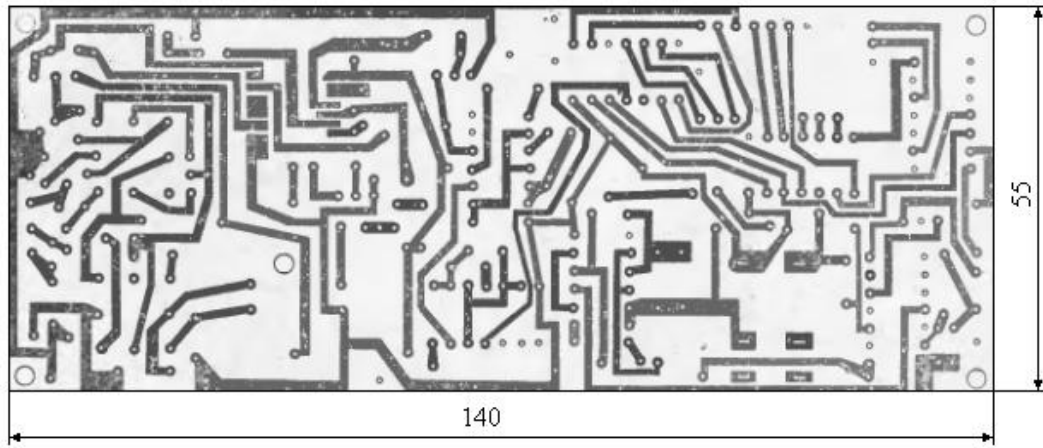


Рисунок 2.10 – Видяг печатної плати реєстратора частоти пульсу з боку провідників

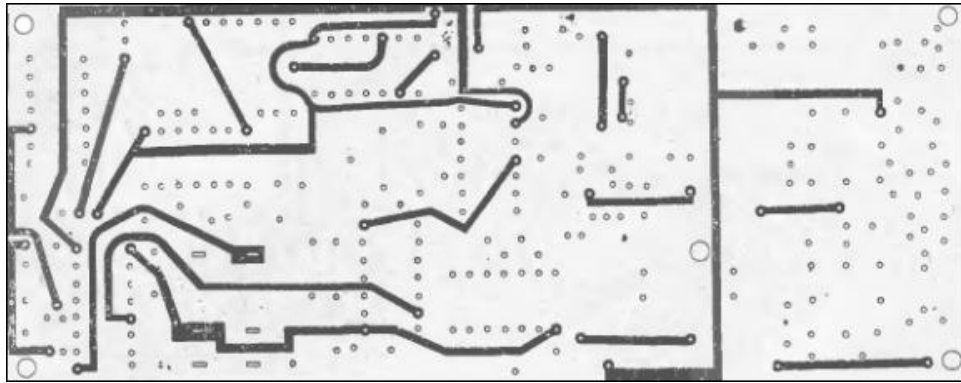


Рисунок 2.11 - Видяг печатної плати реєстратора частоти пульсу з боку елементів

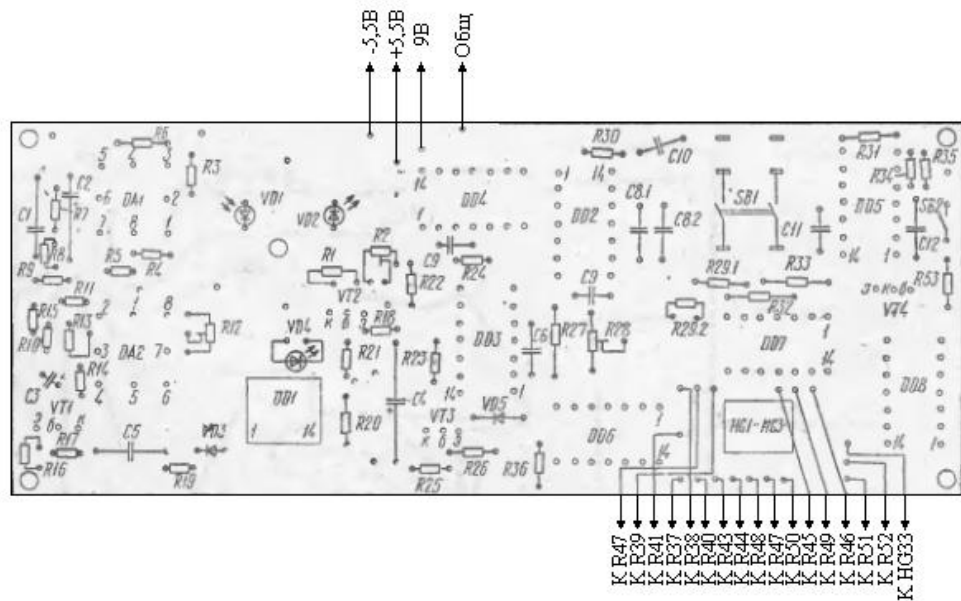
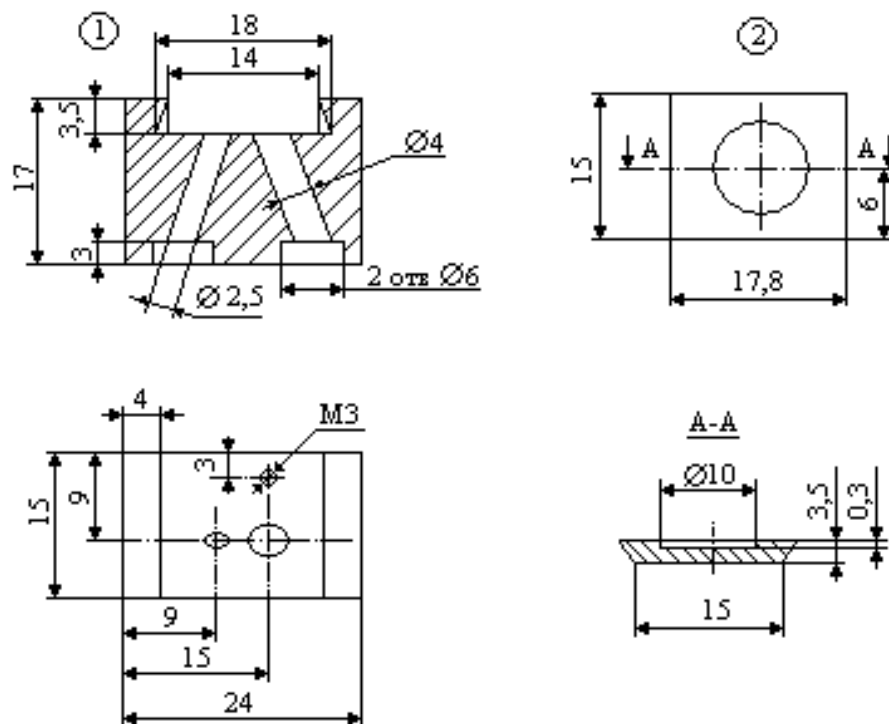


Рисунок 2.12 – Розташування елементів на платі реєстратора частоти пульсу

Печатні плати приладу виготовлені з двостороннього фольгованого склотекстоліту завтовшки 2 мм. Висота встановлених елементів на платі не повинна перевищувати висоту ІЧ-датчика.

Потенціометри R2 і R12 приклеєні епоксидним клеєм так, щоб їх регулювальні гвинти розташовані перпендикулярно до плати. Мікросхема DD1, яка має планарні виводи, розпаюється з боку печатних провідників. Семисегментні індикатори розташовані на невеликій окремій платі із склотекстоліту. Вона з'єднується з основною платою через обмежувальні резистори R37 - R52, які одночасно виконують і функції елементів кріплення плати. Резистори встановлюються вертикально. Один кінець в кожного резистора розпаяний на основній платі, інший на платі індикаторів.

Важливим вузлом приладу є ІЧ-датчик (рис. 2.13).



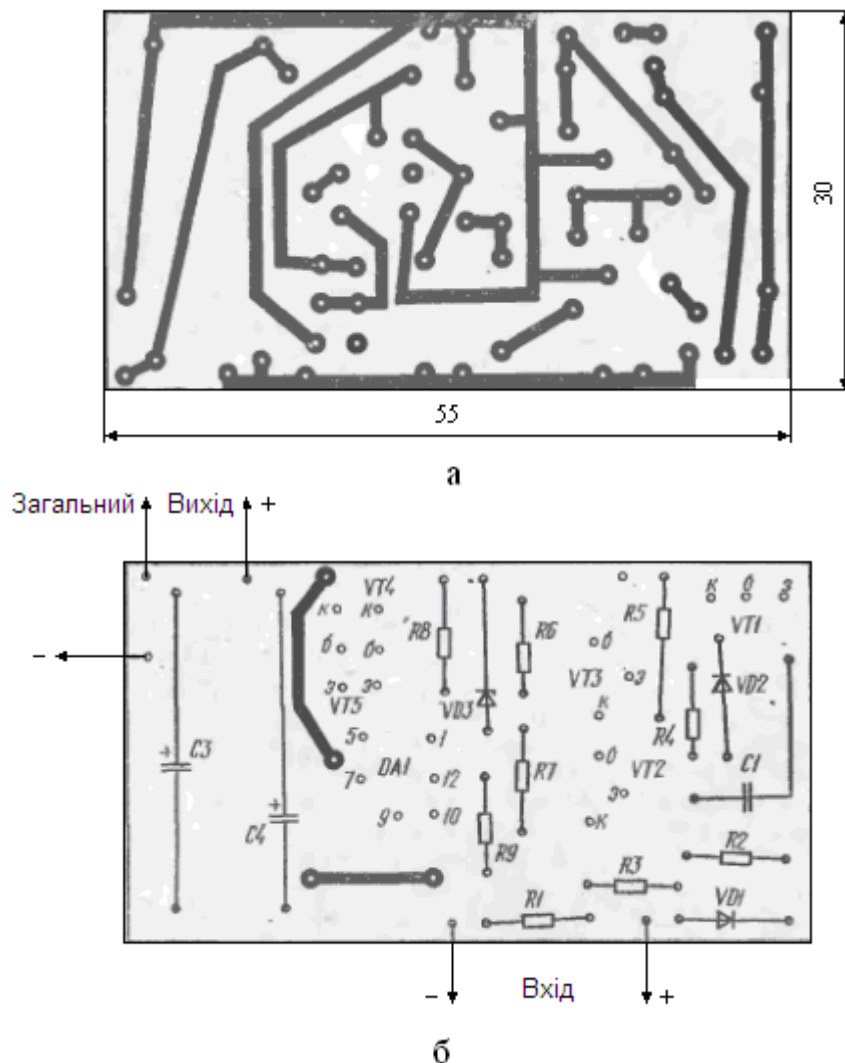
1 – корпус;

2 - кришка

Рисунок 2.13 – Датчик ІЧ- випромінювань

Він є прямокутним бруском текстоліту, що має два циліндрові канали, в яких вставляються світлодіод і фотодіод. У зібраному датчику ці елементи декілька виступають з каналів і упираються в пластмасову кришку.

Кріпиться датчик до плати за допомогою гвинта М3. Внутрішня і зовнішня поверхні пластинки датчика що закриває діоди ретельно поліруються, оскільки її шорсткість може привести до недопустимого розсіювання ІЧ-променів і, як наслідок цього, до дроблення сигналу пульсу. Під основною печатною платою розташовані плата стабілізатора (рис. 2.14) і відсік живлення для розміщення 3 батарей “Крона-ВЦ”.



а – печатний монтаж;

б – розташування елементів

Рисунок 2.14 – Плата стабілізатора

При виготовленні відсіку живлення необхідно забезпечити його герметизацію. Світлодіод VD4 “Пульс” упаюється в основну плату вертикально.

У приладі застосовані конденсатори КМ-6 (C1, C8, C9, C10), КМ (C5, C6, C7, C11, C12), К53-1 (C2, C4), К50-6 (C3), Всі постійні резистори, застосовані в приладі, МЛТ-0,125, змінні R2 і R12 - СП-5-3; R28 - СП4-1. Кнопка SB1 складається з двох мікроперемикачів МП-9; SB2 - МП12. Тумблер включення живлення SA1 - МТ-1. У стабілізаторі двохполярної напруги застосовані конденсатори К53-1 (C1), КМ.-6 (C2), К52-1 (C3, C4), резистори - МЛТ-0,125.

Аналіз функціонування змонтованого пристрою починали з перевірки стабілізатора напруги. Для цього на його вхід подавали від зовнішнього джерела напругу 15 В і підбором стабілітрона і опоры резистора R7 (150...200 Ом) встановлювали на колекторі VT1 вихідну напругу 10,8...11 В. Його напруга на виході плати стабілізатора ділиться навпіл відносно загальної клемми. Оскільки мікросхема К140УД1А схильна до самозбудження, необхідно було проконтролювати відсутність на її виході ВЧ коливань, наявність яких значно збільшує струм, споживаний стабілізатором. При необхідності ємність коректуючого конденсатора С2 можна збільшити. Якщо вихідна напруга відрізняється більш ніж на 6,1 вольт, їх вирівнювання здійснюється незначною зміною опорів резисторів R8 і R9. Після цього готовий стабілізатор перевірявся під струмом навантаження 40...50 мА в інтервалі вхідної напруги 12...18 В. Зміна вихідної напруги при зміні струму навантаження від 0 до 20 мА не перевищувало 10 мВ.

При включенні живлення спалахували нулі на індикаторах одиниць і десятків, а індикатор, який вказує сотні, не світився. Потім, поклавши палець на ІЧ-датчик, добивалися мигтіння світлодіода “Пульс”. При натисненні на кнопку SB2 “Рахунок”, число на світлодіодних індикаторах при кожному ударі пульсу збільшувалося на п'ять. Приблизно через 12 с рахунок імпульсів закінчувався. При натисненні на кнопку SB1 “Скидання” індикатори гаснули. Далі перевірялася точність перерахунку імпульсів. Спочатку набудовували

одновібратор DD2.1, DD2.2 за допомогою секундоміра, вимірюючи час від моменту проходження першого імпульсу пульсу після натиснення кнопки “Рахунок” до загоряння світлодіодного табло. Період імпульсів одновібратора регулювався резистором R28. Для перевірки перерахунку подавалися секундні імпульси позитивної полярності на вхід транзистора VT1. Найпростіше такі імпульси отримували від генератора ГЗ-39. Змінюючи частоту генератора від 0,5 до 3,3 Гц, перевіряли точність виміру. Виробляли підстроювання генератора частоти 2 кГц або одновібратора DD2.1, DD2.2 [14]. Остання операція налаштування була установка захисної пластинки на ІЧ-датчик, яку протирали спиртом. Поклавши палець на датчик, знов перевіряли вихідну напругу ОП DA1 і, при необхідності, підстроюють його, враховуючи, що наближення вихідної напруги до свого граничного позитивного значення збільшує чутливість приладу.

Якщо чутливість приладу виявилася б недостатньою, слід було б зменшити товщину пластинки ІЧ-датчика до межі або виготовити її з іншого, прозорішого для ІЧ-променів матеріалу. Підвищує чутливість і збільшення ємкості конденсатора С1 на 1...2 мкФ.

Користуватися цифровим вимірником пульсу нескладно. Включають прилад і відразу ж натискають кнопку “Скидання” в цілях економії енергії батарей живлення. Потім, узявши прилад в руки, ніжно, без натиснення, кладуть палець на пластинку ІЧ-датчика і добиваються мигання світлодіода в такт з ударами пульсу. Через 3...4 удару пальцем лівої руки натискають кнопку “Рахунок”. Через 12 с на табло з'явиться цифра, яка показує число ударів пульсу в хвилину. Індикатори гасяться натисненням на кнопку “Скидання”. Під час виміру треба стежити за тим, аби рука не вагалася і, якщо під час 12 - секундного циклу було дроблення сигналів світлодіода від коливань руки, вимір треба перервати натисненням кнопки. “Скидання” і знову запустити кнопку “Рахунок”. Вимірюючи пульс, треба пам'ятати, що, якщо прилад уловлює биття крові усередині капілярів, то вагання руки буде відмічено, що приведе до спотворення результату виміру. Робота з приладом на відкритому

повітрі має деякі особливості. Так, взимку може виявитися, що заміряти пульс дуже важко, якщо у людини холодні руки, а на яскравому сонці його промені “засліплюють” ІЧ-датчик, і пульс можна вимірювати лише в тіні.

2.2 Розробка пристрою для оперативного контролю частоти пульсу

Найпоширеніший спосіб виміру частоти пульсу (ЧП) – шляхом підрахунку кількості імпульсів за певний проміжок часу. Розроблена схема контролю серцевої діяльності виміром пульсу по пальцю руки не призначена для оперативного контролю ЧП

Цифровий спосіб індикації вимагає ускладнення схеми, але використання мікросхеми ПЗП, в яку можна записати всю таблицю відповідності «число імпульсів – частота пульсу», набагато спростить схему всього пристрою [13]. Схема розробленого вимірника частоти пульсу для оперативного контролю приведена на рисунку 2.15.

Вхідний каскад виконаний на компараторі DA1, тому він має високу чутливість. Схема розрахована на роботу з електродинамічними або п'єзоелектричними датчиками (у останньому випадку паралельно датчику підключається резистор 10 – 100 Ом). З виходу компаратора сигнал поступає на одновібратор, виконаний на елементах DD5.1 і DD5.2. Вживання одновібратора необхідне із-за особливостей роботи серця.

На рисунку 2.16 приведений фрагмент кардіограми здорової людини. Видно, що в проміжку між ударами пульсу ($T_{\text{п}}$ – скорочення шлуночків) знаходиться ще один імпульс (скорочення передсердя) з меншою амплітудою, проте достатньою для спрацьовування компаратора. Пристрій вимірюватиме або імпульс $T_{\text{імп1}}$, або $T_{\text{імп2}}$. Якщо ж застосувати одновібратор, то схема «пропустить» цей імпульс. Оскільки при збільшенні ЧП зменшується $T_{\text{п}}$, то для нормальної роботи пристрою слід також зменшувати тривалість імпульсу одновібратора (зменшуючи опір резистора R10).

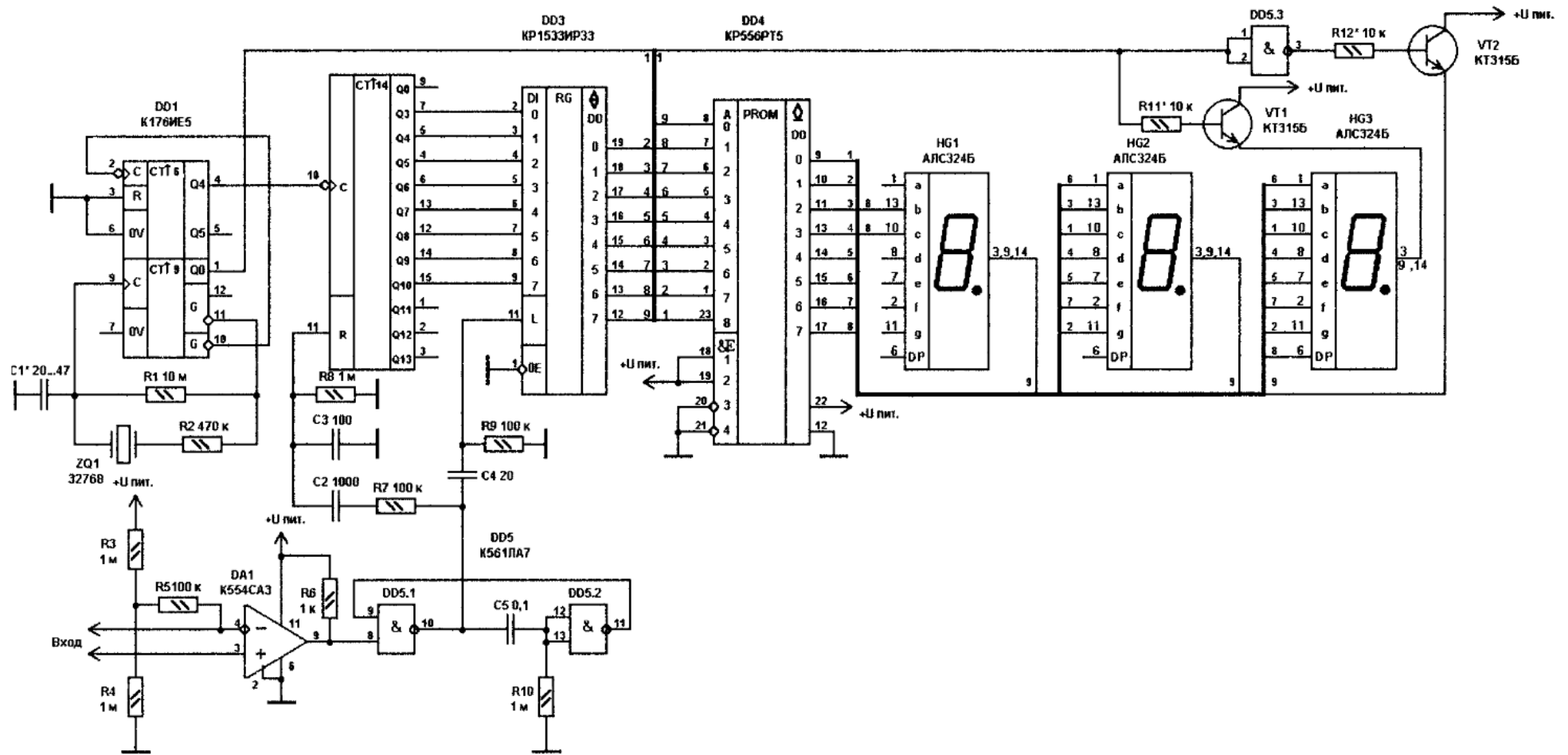


Рисунок 2.15 – Схема прибора для оперативного контролю частоты пульсу

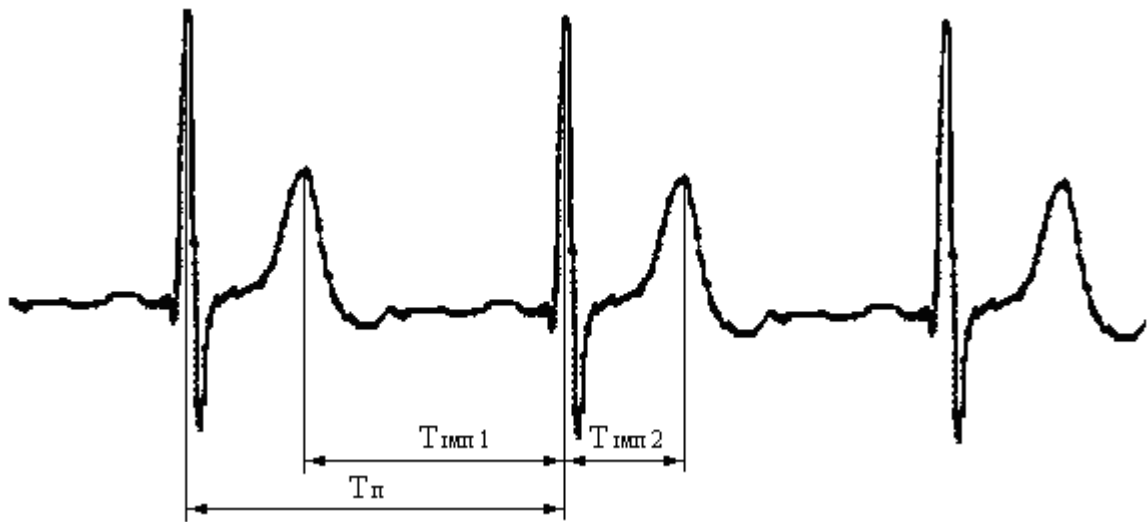


Рисунок 2.16 – Фрагмент кардіограми здорової людини

Кварцовий генератор і дільник частоти зібраний на мікросхемі DD1. З виводу 4 лічильники DD1.2 частота 1024 Гц поступає на вхід DD2, а з його виходів на вхід регістра пам'яті DD3. По сигналах одновібратора спочатку записується інформація в регістр і тільки потім – стирається в лічильнику. До виходу регістра підключений ПЗП DD4, який управляє індикаторами. Для спрощення схеми застосована динамічна індикація (на виводі 1 DD1.1 – частота 64 Гц), але через це в два рази знизилася точність виміру [13].

Мікросхема DD4 підключена до живлення лише через вхід програмування (вивід 22). У такому режимі працездатність більшості мікросхем повністю зберігається, при цьому декілька зменшується споживаний струм (62 мА проти 93 мА) [15]. При живленні від батарей (4,5 В) економія 30 мА.

Із-за обмеженого числа розрядів на індикаторі число, наприклад, «56» означає, що частота пульсу дорівнює 56,75.57,25, а якщо «57» – 57,25.57,75.

Карта програмування ПЗП приведена в таблиці 2.1. Так у вихідному поляганні в мікросхемі КР556РТ5 записані одиниці, то інформація в таблиці в інверсному вигляді [13].

Так при запису коду «47» логічний «0» потрібно записати по виводах 9, 10, 11, 16 мікросхем. Сигнал на виводі 17 ПЗП висвічує або одиницю в старшому або кому в молодшому розряді.

Таблиця 2.1 – Карта програмування ПЗП КР556РТ5

Виводи					Виводи														
					1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1	0	1
Виводи					Виводи														
					2	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0
Виводи					Виводи														
					3	0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	1	1
Виводи					Виводи														
					4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1
23	8	7	6	5	Адреса														
0	0	0	0	0	0000	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82
0	0	0	0	1	0010	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B	6B
0	0	0	1	0	0020	85	85	85	FD	FD	FD	FD	6F	85	FD	85	FD	FD	6F
0	0	0	1	1	0030	47	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F
0	0	1	0	0	0040	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82	82
0	0	1	0	1	0050	6B	6B	6B	6B	6B	47	47	47	6B	6B	6B	6B	6B	C7
0	0	1	1	0	0060	6F	6F	6F	7F	7F	7F	7F	7F	6F	7F	6F	7F	7F	7F
0	0	1	1	1	0070	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F
0	1	0	0	0	0080	82	82	82	FF	FF	E5	E5	FB	82	FF	82	FF	FF	FB
0	1	0	0	1	0090	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47
0	1	0	1	0	00A0	65	65	65	65	65	65	7B	65	65	65	65	65	65	7B
0	1	0	1	1	00B0	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F
0	1	1	0	0	00C0	EB	C7	EB	AF	AF	BE	AF	BE	EB	C7	C7	AF	AF	BE
0	1	1	0	1	00D0	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47	47
0	1	1	1	0	00E0	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B	7B
0	1	1	1	1	00F0	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F	2F
1	0	0	0	0	0100	07	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02
1	0	0	0	1	0110	FF	E5	FF	65	7B	C7	6B	AF	6F	ES	7F	FB	EB	47
1	0	0	1	0	0120	7F	85	C7	7F	6B	7D	BE	65	FB	EF	2F	FB	47	FF
1	0	0	1	1	0130	7D	6F	EF	FF	7F	E5	7F	65	EF	6F	6F	FF	7F	65
1	0	1	0	0	0140	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02	02
1	0	1	0	1	0150	2F	85	3E	05	FD	6F	EF	FF	BE	85	3E	05	7D	FF
1	0	1	1	0	0160	6B	FD	BE	FF	FB	BE	C7	05	AF	EF	85	E5	EB	85
1	0	1	1	1	0170	FB	7B	65	7B	EB	C7	6B	47	E5	7B	65	EB	6B	47
1	1	0	0	0	0180	02	02	02	65	E5	FD	FF	AF	02	EF	02	3E	2F	65
1	1	0	0	1	0190	7F	FB	65	7B	EB	C7	6B	47	E5	7B	65	EB	6B	47
1	1	0	1	0	01A0	6F	7B	E5	C7	2F	FD	3E	6F	FF	EB	EB	47	BE	7D
1	1	0	1	1	01B0	47	AF	47	2F	2F	BE	BE	3E	47	AF	AF	2F	2F	BE
1	1	1	0	0	01C0	FB	6B	FD	EF	C7	FB	7D	3E	AF	3E	E5	65	BE	47
1	1	1	0	1	01D0	AF	BE	2F	3E	85	FD	05	7D	2F	3E	BE	85	85	FD
1	1	1	1	0	01E0	7F	EB	65	C7	AF	85	BE	FD	E5	6B	7B	47	2F	05
1	1	1	1	1	01F0	3E	85	85	05	05	FD	FD	7D	85	05	05	05	FD	7D

Мікросхему DD3 можна замінити на КР1533ІР37. При цьому можна прибрати R7, R8, C2 – C4, а між виходом одновібратора і об'єднаними входами лічильника і регістра підключити конденсатор ємністю 100 – 200 пФ. Ця мікросхема запам'ятовує інформацію по фронту імпульсу. При вживанні ПЗП з більшою ємністю (для підвищення точності при ЧП (90 ударів/хв) лічильник К561ІЕ5 слід замінити на К561ІЕ20, а замість КР1533ІР33 поставити дві КР1533ТМ9 [13].

Схема розрахована на роботу спільно з електродинамічним або п'єзоелектричним датчиком (у останньому випадку паралельно датчику слід підключити резистор опором на 10100 Ом). Мікросхема DD4 підключена до живлення декілька незвично лише через вхід програмування (вив. 22). У такому режимі працездатність більшості мікросхем повністю зберігається, при цьому декілька зменшується споживаний струм (62 мА проти 93 мА). При живленні від батарей (4,5 В) економиться 30 мА.

В результаті виконаної роботи можна зробити наступні висновки.

Розроблений пристрій контролю серцевої діяльності по пальцю руки дозволяє виробляти пасивну діагностику, протягом 20 с в перервах між фізичними навантаженнями.

Розроблений пристрій для оперативного контролю частоти пульсу, при використанні електродинамічного або п'єзоелектричного датчика закріпленого на грудній клітці дозволяє фіксувати критичні зміни роботи серця при зміні фізичних навантажень.

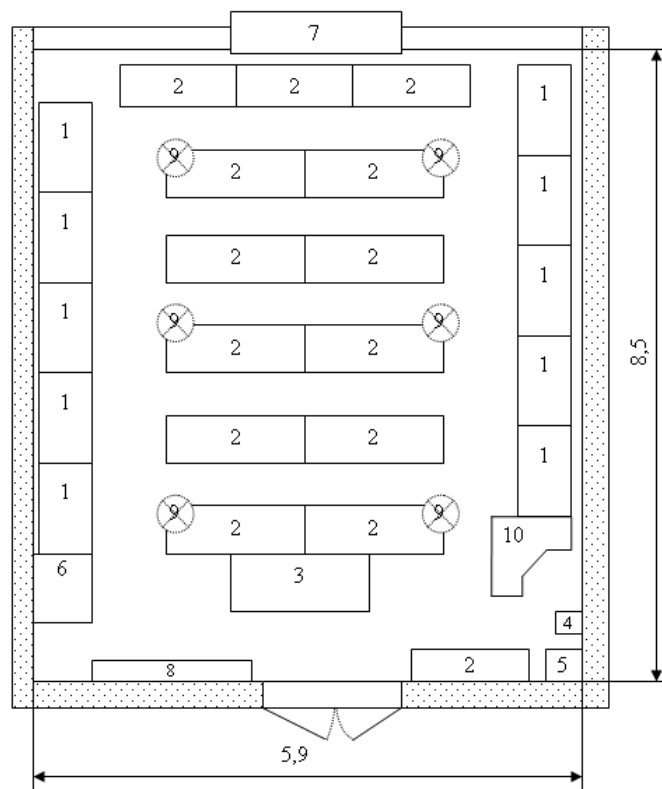
Вживання в схемі одновібратора виключає погрішності виміру при кардіографічній виставі інформації.

Вживання сучасної елементної бази дозволяє виконати розроблені пристрої компактними, надійними і такими, що мають низьку вартість в порівнянні з аналогами.

3 Охорона праці та техногенна безпека

3.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів

При виконанні дипломної роботи комп'ютерне моделювання та макетування цифрового компаратора напруги на світлодіодних індикаторах, проводилися в аудиторії № 216 кафедри ЕІСПЗ, план якої представлено на рисунку 3.1.



1 - стіл комп'ютерний; 2 - стіл аудиторний; 3 - стіл викладача; 4 - автомат відключення електричного живлення; 5 - шафа силова; 6 - шафа універсальна; 7 - спліт система; 8 - дошка аудиторна; 9 - світильник 4-х ріжковий; 10 - стіл адміністратора мережі

Рисунок 3.1 – План аудиторії № 216

Площа приміщення складає $50,15 \text{ м}^2$; об'єм $188,06 \text{ м}^3$; довжина приміщення $8,5 \text{ м}$; ширина приміщення $5,9 \text{ м}$; висота приміщення $3,5 \text{ м}$; число вікон 1; число робочих місць 2; освітлення: природне (через бічне вікно) і загальне штучне. Параметри приміщення задовольняють нормативним значенням: площа 6 м^2 , об'єм 20 м^3 на одного працюючого [16].

Роботи, що проводяться в дослідницькій лабораторії, не представляють великої небезпеки, оскільки приміщення інженерної академії належать до приміщень без підвищеної небезпеки. Проте вживання електроустаткування може нести в собі ряд шкідливих і небезпечних для життя і здоров'я людей чинників, що працюють з ним. Основну небезпеку дослідницької лабораторії представляють використання електроприладів, які працюють при напрузі тих, що є небезпечними для життя.

Дія електричного струму на живу тканину носить своєрідний характер. Проходячи через організм, електричний струм виробляє термічну, електролітичну і біологічну дію [17].

Міра небезпечної і шкідливої дії на людину електричного струму і електричної дуги залежить від роду і величини напруги струму, частоти струму, дороги струму через тіло організму, тривалість дії електричного струму, умов зовнішнього середовища.

У дослідницькій лабораторії існує можливість виникнення небезпеки при роботі з шкідливими речовинами в процесі моделювання плати пристрою. При монтажі електронних плат застосовують ацетон, спирт для знежирення і очищення від пилу мікросхеми, а також олово і каніфоль для припаювання ніжок напівпровідникового приладу до плати.

Спирт, ацетон викликає сухість шкіри. При систематичному вдиханні можливі захворювання сітківки ока. Також можливі нирко-психічні захворювання. Каніфоль дратівливо діє на слизисті оболонки дихальних шляхів і на шкіру, що наводить до дерматитів.

При недостатній освітленості на робочому місці може виникнути зорова втома.

3.2 Заходи з поліпшення умов праці

Забезпечення безпеки пацієнтів і медичного персоналу від поразки електричним струмом при експлуатації - медичних електронних апаратів є одним з найважливіших умов їх проектування.

При проведенні лікувально-діагностичних заходів дотик пацієнта до якої-небудь заземленої металевої поверхні може викликати зміну напрямку робочого струму, що в кращому разі понизить точність виміру. Тому коло пацієнта повинно мати подвійну або посилену ізоляцію, здатну витримати випробувальну напругу не менше 4000 В (при мережевій напрузі 150 ... 200 В).

Міра небезпечної і шкідливої дії на людину електричного струму і електричної дуги залежить від роду і величини напруги струму, частоти струму, шляху струму через тіло організму, тривалість дії електричного струму, умов зовнішнього середовища [17].

У дослідницькій лабораторії існує можливість виникнення небезпеки при роботі з шкідливими речовинами в процесі моделювання плати пристрою. При монтажі електронних плат застосовують ацетон, спирт для знежирення і очищення від пилу мікросхеми, а також олово і каніфоль для припаювання ніжок напівпровідникового приладу до плати.

Спирт, ацетон викликає сухість шкіри. При систематичному вдиханні можливі захворювання сітківки ока. Також можливі нирко-психічні захворювання. Каніфоль дратівливо діє на слизисті оболонки дихальних шляхів і на шкіру, що наводить до дерматитів.

При недостатній освітленості на робочому місці може виникнути зорова втома.

У таблиці 3.1 [17] приведені гранично допустимі значення параметрів, що характеризують якість посиленої ізоляції, ці значення забезпечують необхідні умови електробезпеки діагностичних пристроїв.

Максимальна електробезпека забезпечується пристроями діагностики з внутрішніми джерелами живлення, споживаючими мало енергії.

Таблиця 3.1 – Допустимі значення параметрів, що характеризують якість посиленої ізоляції

Стан ізоляції		Норма	Одиничні порушення
Мережа-корпус	I_{\max} , мкА	100	500
	R_{\min} , МОм	7	
	U_{\min} , В	4000*	
	‘’min, мм	8**	
	‘min, мм	5**	
Мережа-вмісний ви-мірник	I_{\max} , мкА	100	500
	R_{\min} , МОм	7	
	U_{\min} , В	4000*	
	‘’min, мм	8**	
	‘min, мм	5**	

* – для робочої напруги 150 ... 250В;

** – для робочої напруги 125 ... 250В.

I_{\max} – максимально допустиме значення струму витоку;

R_{\min} – мінімальний допустимий опір ізоляції;

U_{\min} – мінімальне значення випробувальної напруги при випробуваннях на електричну міцність;

‘min – мінімальний шлях струму;

‘’min – мініимально допустимий повітряний зазор.

3.2.1 Техніка безпеки при експлуатації електричних установок в лабораторії

Наявність в лабораторії шкідливих і небезпечних чинників застосовує проведення заходів щодо їх усунення, або зменшення до безпечних для життя і здоров'я величин.

Захисне заземлення застосовує для зниження напруга відносно землі до безпечної величини на металевих корпусах електроустановок, що нормально не знаходяться під напругою але що виявилися під таким в результаті пошкодження ізоляції.

Оскільки на ділянці проведення роботи в лабораторії застосовується устаткування до 1000 В, опір заземлення має бути не вище 4 Ом [17]. Приміщення відноситься до приміщень без підвищеної небезпеки. Клас по ПУЕ В – 1а.

3.2.2 Електроустаткування

Для досліджень вибрано електроустаткування, що не перевищує 1000 В, живлення здійснюється від двофазної мережі струму частотою 50 Гц, напруга 220 В з глухо-заземленою нейтралю. Все устаткування є стандартним і відповідає нормам. Електроприлади мають бути надійно заземлені. Допустимий опір заземлюючого пристрою 4 Ом. Також передбачається наявність автоматичних пристроїв відключення при коротких замиканнях або перевищення сили струму в ланцюзі.

3.2.3 Створення оптимальних умов праці в лабораторії

травлення печатних плат

При моделюванні пристрою реєстрації низькочастотних сигналів, одним з етапів виготовлення макету було травлення печатних плат для подальшої збірки електронної частини експериментального макету. Розглянемо умови праці і можливі шкідливі чинники, які можуть виникнути при роботі на ділянці травлення печатних плат.

1. Освітлення – недостатнє освітлення викликає зменшення продуктивності праці, підсилює стомлюваність, збільшує кількість помилкових дій, що

можуть привести до браку або нещасного випадку, також може розвинутися короткозорість. Для недопущення виникнення цих чинників на ділянці травлення печатних плат застосовується комбінована система – природне і штучне освітлення.

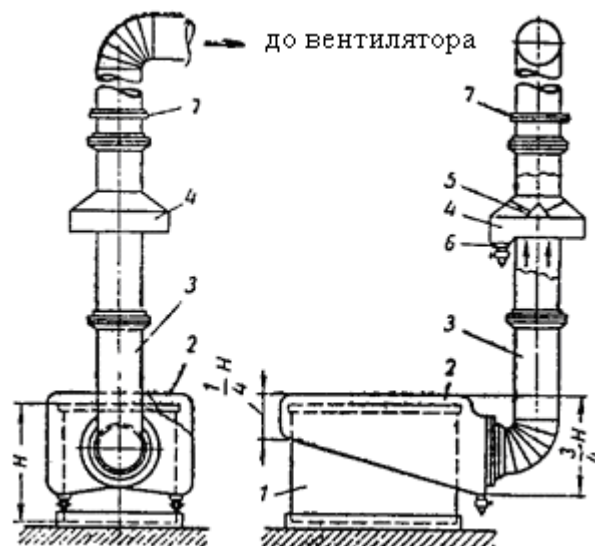
2. Мікроклімат – відхилення окремих параметрів мікроклімату від рекомендованих значень знижують працездатність, погіршують самопочуття, і можуть привести до професійних захворювань. Так, при низькій температурі повітря відбувається охолодження організму, що сприяє виникненню простудних захворювань. При високій температурі виникає перегрів організму, що веде до підвищеного потовиділення і зниження працездатності. Працівник втрачає увагу, що може стати причиною нещасного випадку. Підвищена вологість повітря утрудняє випар вологи з поверхні шкіри і легенів, що веде до порушення терморегуляції організму, і до погіршення стану людини і зниження працездатності. При зниженій відносній вологості у людини з'являється відчуття сухості слизових оболонок верхніх дихальних доріг. Швидкість руху повітря також має важливе значення, при температурі до 35...36 °C надає на людину освіжаючу дію, а при температурі більше 40 °C – несприятливе. По характеру виконувана на ділянці робота відноситься до легкої фізичної категорії 1б (виробляється сидячи, стоячи або пов'язана з ходьбою і супроводиться деякою фізичною напругою). У приміщенні де виробляються роботи такої категорії, встановлені наступні нормовані значення мікрокліматичних умов [17]:

- температура повітря в холодний період року 23...25°C;
- відносна вологість 40...60 %;
- температура повітря в теплий період року 22...24 °C;
- швидкість руху повітря не більше 0,2 м/с.

3. Виділення шкідливих речовин – при роботі на ділянці травлення печатних плат виділяється велика кількість шкідливих речовин. Травлення відбувається в розчині соляної кислоти. Температура розчину складає 60...70 °C. Прі цьому виділяються хлорид міді CuCl_2 , водень H_2 , можливе виділення

хлору Cl_2 . Водень при змішуванні з атмосферним киснем утворює вибухонебезпечну суміш. Хлор відноситься до другого класу небезпеки (високонебезпечні речовини), його нормована гранично допустима концентрація в повітрі робочої зони складає 1 мг/м^3 [18]. Він може викликати важкі отруєння із смертельним результатом. Для захисту від дії на людину шкідливих речовин необхідне вживання не лише загальної, але і місцевої вентиляції.

Для ефективного відведення забрудненого повітря від ділянки травлення печатних плат застосуємо двобортні відсмоктувачі, розташовані біля кожної з чотирьох ванн травлення печатних плат. Ванни мають однакові розміри 500×200 мм. Схема двобортного відсмоктувача приведена на рисунку 3.2.



1 – корпус ванни; 2 – кожух бортового відсмоктування; 3 – витяжний воздухопровід; 4 – збірка для уловлювання розчину; 5 – конус в збірці; 6 – видалення конденсату; 7 – заслінка.

Рисунок 3.2 - Схема двостороннього бортового відсмоктування

Кількість повітря L ($\text{м}^3/\text{час}$), що видаляється одним двобортним відсмоктувачем, визначається по формулі [18]:

$$L = 1400 \cdot (0,53 \cdot V \cdot l / (V + l + H))^{1/3} \cdot V \cdot L \cdot \alpha \cdot \beta \cdot k \Delta T,$$

де V – розрахункова ширина ванни, м; L – довжина ванни, м; H – відстань від дзеркала електроліту до осі щілини, м (по конструктивних міркуваннях приймаємо 100 мм); α - коефіцієнт обліку конструкції відсмоктувача, що

приймається рівним 1 для двобортного відсмоктувача; β – коефіцієнт обліку токсичності шкідливих речовин, що виділяються, приймається рівним 1,25; $k\Delta T$ - коефіцієнт обліку температури електроліту, при різниці температур електроліту і довоколишнього повітря в 50°C приймається рівним 1,79.

Остаточно, маємо:

$$L = 1400(0,53 \cdot 0,5 \cdot 0,2 / (0,5 + 0,2) + 0,1)1/3 \cdot 0,5 \cdot 0,2 \cdot 1,79 \cdot 1,25 \cdot 1 = 175 \text{ (м}^3\text{/ч)}$$

Загальна кількість повітря, що видаляється, м³/ч, рівна:

$$L_{\text{общ}} = L \cdot n,$$

де n – кількість двобортних відсмоктувань.

$$L_{\text{общ}} = 175 \cdot 8 = 1400 \text{ м}^3\text{/ч}$$

Заходи безпеки при роботі з ваннами для травлення печатних плат і травильними розчинами:

- вентиляція в лабораторії включається до початку робіт, а вимикається лише після їх закінчення;
- категорично забороняється робота з несправною вентиляцією, оскільки хлор, що в цьому випадку виділяється, може викликати отруєння людей, а водень створює з атмосферним киснем вибухонебезпечну суміш;
- всі роботи виробляються в гумових рукавичках і скляних окулярах щоб уникнути попадання травильного розчину на шкіру і в очі;
- в разі попадання розчину в очі або на шкіру, пошкоджені ділянки тіла необхідно промити водою протягом 15...20 хвилин і звернутися до лікаря;
- ємності з травильним розчином зберігаються в щільно закупорених ємкостях в місцях, що виключають їх можливе пошкодження;
- всі працівники зобов'язані знати техніку безпеки і міри надання першій допомозі хлором, що постраждав при отруєннях, і іншими хімічними речовинами, а також при поразці електричним струмом.

3.2.4 Природне та штучне освітлення

При виробництві якість продукту залежить від освітлення, тому на робочій ділянці має бути передбачене штучне освітлення.

Недостатнє освітлення викликає зменшення продуктивності праці, підсилює стомлюваність, збільшує кількість помилкових дій, які можуть привести до браку або нещасного випадку, також може розвинутися короткозорість. Для недопущення виникнення цих чинників на ділянці застосовується комбінована система – природне і штучне освітлення.

По СНіП 11-4-86 [23], зорова робота характеризується найвищою точністю, що відповідає першому розряду; для загального штучного освітлення норма освітленості складе 400 лк; при природному бічному освітленні $K_{Е-Оен} = 3,5 \%$. Оскільки виробництво не є пожежо-вибухонебезпечним, в лабораторії застосовують лампи розжарювання з робочою напругою 220 В. Це дає можливість рівномірно освітити всю лабораторію. Залежно від класу приміщення по вибухонебезпеці і від чистоти середовища виробничих приміщень, визначається схема розташування світильників, їх марка і конструктивного виконання.

Для освітленості приміщення з розмірами $A = 8,5$ м, $B = 5,9$ м та висотою $H = 3,5$ м використовуються 6 світильників з чотирма лампами розжарювання. Коефіцієнти віддзеркалення світлового потоку від стелі, стін і підлоги відповідно рівні $p_{стелі} = 70\%$, $p_{стін} = 50\%$, $p_{підлоги} = 10\%$. Затінювання робочих місць немає. Висота світильника $h_c = 0,9$ м, висота робочої поверхні над рівнем підлоги $h_p = 0,8$ м. Нормативна величина освітленості робочих місць з відеоплейними терміналами складає $E_n = 300 \dots 500$ лк. В даному приміщенні освітленість 350 ... 500 лк.

3.2.5 Засоби індивідуального захисту

При експлуатації електроустановок для захисту обслуговуючого персоналу від поразки електричним струмом застосовують такі захисні засоби як:

- монтерські інструменти (універсальна оперативна штанга типа ШО-10У4, кліщі К-1000);
- спецодяг (гумові рукавички, взуття, чоботи);
- допоміжні пристосування (діелектричні килимки);
- сигналізатори напруги (двополюсний покажчик напруги типа МИН-1).

Всі інструменти з діелектричними ручками і перевірено напругою 1000 В.

Захисні засоби знаходяться в експлуатації і в запасі на складі. Там вони зберігаються в умовах тих, що забезпечують їх справність.

3.3 Протипожежна безпека

Виробництво схем на мікромодульних елементах, згідно ДБН В.1.1–7–2002 [18], відноситься до категорії Б, оскільки це виробництво зв'язане із застосуванням трихлоретилену і аміаку з температурою спалаху парів від 28 °С до 61°С. Для зниження пожежної небезпеки використовують строго обмежену кількість (0,5 л) матеріалів, що зберігаються, здатних горіти, створюють перешкоди для виникнення пожеж; попередження можливості руйнування виробничих пристроїв.

Характерними причинами виникнення пожеж в лабораторії є необережне поводження з вогнем, порушення технологічних процесів, неправильні електропроводки і устаткування, неправильне користування електричними приладами і ін. Для лабораторії встановлена категорія пожежної небезпеки В.

Основні будівельні конструкції будівлі, в якій знаходиться ділянка, виконані з тих, що не згорають і важко згорають матеріалів, що цегельних і виштукатурюють. Отже, вогнестійкість будівлі має 2 рівень. Для евакуації людей на випадок пожежі, згідно ДБН В.1.1–7–2002, в лабораторії є два евакуаційні виходи, розташованих в протилежних кінцях приміщення ділянки. Ширина дверей і сходів рівна 1,6 м, що відповідає нормі.

Відстань від найбільш видаленого робочого місця до найближчого виходу – 15 м. Швидкість пересування людей при евакуації – 16 м/мін [18].

Згідно правилами влаштування електроустановок ПВЕ, будівля, в якій знаходиться ділянка по заходах захисту від блискавок, відноситься до категорії 3 і захищається від прямих ударів блискавок, і від замету високих потенціалів через землю, тобто підземні металеві комунікації приєднуються при введенні в об'єкт, що захищається, до заземлювачів електроустановки. Отже, грозозахист заснований на стержневих громовідводах.

Для попередження пожеж на ділянці необхідно створити строгий протипожежний режим. Створюється загально об'єктова і лабораторна інструкція по ПБ, проводиться первинний протипожежний інструктаж на робочому місці; створюється план протипожежних заходів і евакуації людей на випадок пожежі.

Як вогнегасні речовини можна застосовувати воду, вуглекислоту, хімічну і повітряно-механічну піну. Для гасіння вогнищ усередині будівлі на майданчиках сходових кліток, в коридорах і отворі встановлюють пожежні крани, які розміщені в шафах, де знаходиться і рукав з протипожежним стволом. Для гасіння пожеж електроустановок використовується вуглекислий вогнегасник ОУ-2, в кількості двох вогнегасників на приміщення. Існує пожежна електрична сигналізація, яка забезпечує прямий зв'язок пожежної охорони з охоронним об'єктом. У даній будівлі застосовують звукову систему сигналізації. При появі сигналу сповіщення про пожежу співробітники лабораторії № 216 організовано без паніки покидають лабораторію і, залежно від місця спалаху, слідує або вліво через лабораторний корпус для виходу на вулицю.

цю Добролюбова, або управо для виходу на вулицю Незалежної України (рис. 3.3).

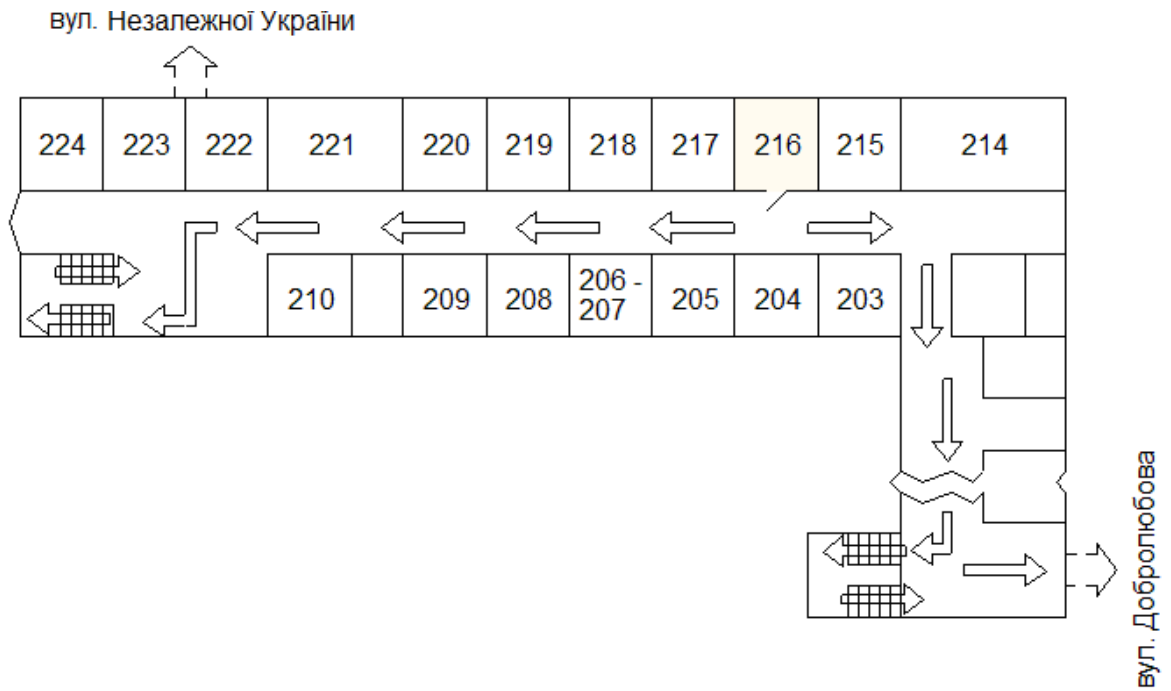


Рисунок 3.3 – План евакуації при пожежі із аудиторії № 216

Висновки та рекомендації

1. Оцінка і прогноз спортивної придатності, оптимізація адаптації до фізичних навантажень, вдосконалення діагностики і лікування захворювань і травм повинне виконуватися на підставі широкомасштабного впровадження новітніх інформаційних технологій, які дозволяють отримати достовірнішу інформацію про людський організм і добитися більшої надійності в прогнозі результатів.

2. Створення банку даних за станом спортсмена дозволить розробити адаптивну математичну модель стану різних функціональних систем у даного спортсмена в даних умовах. Це приведе до підвищення результативності спортсменів і значно понизить ризик різного роду захворювань і травм.

3. Розроблений пристрій реєстрації низькочастотних сигналів при серцевої діяльності дозволяє виконувати пасивну діагностику в перервах між фізичними навантаженнями і оперативний контроль частоти пульсу, при використанні електродинамічного або п'єзоелектричного датчика закріпленого на грудній клітці, при зміні фізичних навантажень.

Розроблений пристрій рекомендується для подальшої модернізації і проведенні досліджень підприємствами електронної промисловості України.

Перелік посилань

1. Ткачук С. В. Структура характеристика і метаболічна вартість компонентів добової рухової активності молодих школярів. Спортивний вісник Придніпров'я. Київ : №3-4, 2008. С. 86-89.
2. Хоулі Е. Т., ДонФренкс. Посібник інструктора оздоровчого фітнесу. Київ : Олімпійська література, 2004. 375 с.
3. Bouchard C., Shephard R. J., Shephens T. Physical activity, fitness and health: the model and key concepts. Champaign, IL : Human Kinetics, 1994. P. 77-78.
4. Еман А. А. Біофізичні основи виміру артеріального тиску. Київ : Медицина, 1983. 274 с.
5. Голіков В. А., Воронцов Р. Г. Прилади для виміру артеріального тиску. Київ : Медична техніка, 1995. №4. С.5-8.
6. Мінкін Р. Б., Павлов Ю. Д. Електрокардіографія і фонокардіографія. [2-е вид. Київ : Медицина, 1988. 256 с.
7. Воробйова. О. М., Іванченко В. Д.. Основи схемотехніки: підручник. [2-е вид.]. Одеса : Фенікс, 2009. 388 с.
8. Наука і соціальні проблеми суспільства: медицина, фармація, біотехнологія: тези доповідей III Міжнародній науково-практичній конференції. М-во охорони здоров'я України. Харків : НФаУ. 2003. Ч. II. 215 с.
9. Науковий потенціал світу 2004: матеріали Першої Міжнародної науково-практичної конференції. М-во освіти і науки України. Дніпропетровськ : Наука і освіта. 2004. Т. 32. 188 с.
10. Антамонов Ю. Г. Моделювання біологічних систем: підручник. Київ : Наукова думка, 1977. С. 26-120.
11. Комлевая Н. О., Паулін О. Н. Розробка інформаційної технології діагностування нелінійних систем. Одеса : Холодильна техніка і технологія, 2005. Вип. 4(96). С. 110-117.

12. Бойко В. І., Гуржій А. М., Жуйков В. Я. Схемотехніка електронних систем: Аналогова схемотехніка та імпульсні пристрої: Підручник. Київ : Вища шк., 2004. 366 с.
13. Верьовкін Л. Л., Світанько М. В., Кісельов Є. М., Хрипко С. Л. Цифрова схемотехніка: підручник. Запоріжжя : ЗДІА, 2016. 214 с. ISBN 978-617-685-023-6.
14. Гершунський Б. С. Довідник по основах електронної техніки. Київ : Вища шк., 1987. 320 с.
15. Рябенський В. М., Жуйков В. Я., Гулій В. Д.. Цифрова схемотехніка: навчальний посібник. Львів : "Новий Світ-2000", 2019. 736 с. ISBN 978-966-418-067-9.
16. Кожемякін Г. Б., Рижков В. Г., Белоконь К. В. Охорона праці та техногенна безпека: методичні вказівки до виконання розділу магістерських робіт для студентів ЗДІА всіх спеціальностей денної та заочної форм навчання. Запоріжжя : ЗДІА, 2012. 48 с.
17. Ткачук К. Н. Охорона праці і довкілля в радіоелектронній промисловості. Київ : Вища шк., 1988. 240 с.
18. Кобевник В. О. Охорона праці. Київ : Вища шк., 1990. 347 с.