

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ СХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ  
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМ. В. ДАЛЯ ФАКУЛЬТЕТ  
ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ТА ЕЛЕКТРОНІКИ КАФЕДРА  
ПРОГРАМУВАННЯ ТА МАТЕМАТИКИ

До захисту допускається  
В.о. завідувач кафедри  
\_\_\_\_\_ Лифар В.О.  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2020 р.

## ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи

**бакалавр**

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

НА ТЕМУ:

**Комп'ютерна система вимірювання**

**пульсу людини**

Керівник роботи:

\_\_\_\_\_

(підпис)

**Захожай О.І.**

\_\_\_\_\_

(ініціали, прізвище)

Студент:

\_\_\_\_\_

(підпис)

**Жеро М.А.**

\_\_\_\_\_

(ініціали, прізвище)

Група:

**КІ-17с**

\_\_\_\_\_

ЛИСТ ПОГОДЖЕННЯ І ОЦІНЮВАННЯ  
дипломної роботи студента гр. КІ-17с Жеро М.А.

Науковий керівник

Доцент, к.т.н.

\_\_\_\_\_

Захожай О.І.

Оцінка наукового керівника:

\_\_\_\_\_

Рецензент:

\_\_\_\_\_

ПІБ, місто роботи, посада

Оцінка рецензента:

\_\_\_\_\_

Кінцева оцінка за результатами захисту:

\_\_\_\_\_

Голова ЕК

\_\_\_\_\_

Лифар В.О.

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
СХІДНОУКРАЇНСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ  
ВОЛОДИМИРА ДАЛЯ

Факультет Інформаційних технологій та електроніки  
Кафедра Програмування та математики  
Освітньо-кваліфікаційний рівень бакалавр  
Напрямок підготовки 122 «Комп'ютерна інженерія»  
(шифр і назва)  
Спеціальність \_\_\_\_\_  
(шифр і назва)

**ЗАТВЕРДЖУЮ:**

Завідувач кафедри ПМ  
\_\_\_\_\_ В.О. Лифар  
« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_ р.

**З А В Д А Н Н Я  
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ**

Жеро Максим Андрійович  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Комп'ютерна система вимірвання пульсу людини

керівник проекту (роботи) Захожай О.І., кандидат технічних наук, доцент

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

затверджені наказом вищого навчального закладу від " \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 202 р. № \_\_\_\_\_

2. Строк подання студентом роботи 07 червня 2020

3. Вихідні дані до роботи Аналіз варіантів побудови комп'ютерної системи.  
Розробка апаратно-програмного забезпечення.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Аналітичний огляд, розробка апаратного забезпечення, розробка програмного забезпечення. Висновки

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

## 6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 22 березня 2020 року

Керівник \_\_\_\_\_

(підпис)

Завдання прийняв до виконання \_\_\_\_\_

(підпис)

**КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН**

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Складання плану роботи	22.03.20 - 24.03.20	
2	Аналіз літератури	24.03.20 – 29.03.20	
3	Вивчення і підбирання матеріалу	29.03.20 – 20.04.20	
4	Написання розділів	20.04.20 – 25.05.20	
5	Оформлення пояснювальної записки	25.05.20 – 28.05.20	
6	Оформлення графічного матеріалу	28.05.20 – 03.06.20	
7	Підготовка доповіді і слайдів для презентації	03.06.20 – 07.06.20	

Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

\_\_\_\_\_  
(прізвище та ініціали)

Науковий керівник \_\_\_\_\_

(підпис)

\_\_\_\_\_  
(прізвище та ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 58 арк., 29 рис., 10 табл., 8 джерел, 1 додаток.

Об'єкт розробки – комп'ютерна система вимірювання пульсу людини.

Мета роботи – розробка комп'ютерної системи спеціального призначення для медичних цілей.

В процесі роботи проведені розробка апаратно-програмного забезпечення комп'ютерної системи, зроблені відповідні розрахунки та обґрунтування. Було розроблене програмне забезпечення для мікроконтролера. Моделювання мікропроцесорної системи проведено у Proteus.

Основні конструктивні й техніко-експлуатаційні показники: висока надійність, малі масогабаритні показники.

Основними перевагами системи є простота реалізації, відносно мала вартість. Подальший розвиток системи можливий в напрямку збільшення функцій системи цифрового вимірювання пульсометру засобами фотоплетізографії.

Ключові слова: мікроконтролер, фотодіод, транзистор, світлодіод, фотоплетізографія.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД .....	8
2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ ЛЮДИНИ .....	19
3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ТА РОЗРАХУНОК ЇЇ ПАРАМЕТРІВ .....	20
4 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ ЛЮДИНИ .....	29
5 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ.....	44
6 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ДРУКОВАНОГО ВУЗЛА.....	46
7 РОЗРАХУНОК НАДІЙНОСТІ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ.....	48
8 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ.....	51
8.1 Розробка алгоритму програмного забезпечення комп'ютерної системи.....	51
8.2 Розробка програмного забезпечення комп'ютерної системи .....	52
9 РОЗРОБКА ІМІТАЦІЙНОЇ МОДЕЛІ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ.....	54
ВИСНОВКИ.....	57
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	58
ДОДАТОК А.....	59

## ВСТУП

Пульсометр, або монітор серцевого ритму - пристрій персонального моніторингу частоти скорочень серця в реальному часі або записи його для подальшого дослідження. Широко використовується в тренуваннях і змаганнях спортсменами циклічних видів спорту, а також у медицині. Вимірювання пульсу вельми достовірно свідчить про стан людини. При визначенні частоти пульсу підраховують число пульсових хвиль у хвилину. Здорова доросла людина має частоту пульсу 60-84 удари на хвилину. Занадто частий пульс, відповідний прискореній роботі серця, зазвичай визначається при гарячковому стані. Підраховуючи його, можна навіть виявити, наскільки підвищена температура: при її підвищенні на 1 ° С пульс частішає на 8-10 уд. / Хв. Тому він актуальний також і для домашнього використання.

Перший бездротовий ЕКГ монітор серцевого ритму був винайдений в 1977 році в якості навчального посібника для Фінської національної лижної збірної, роздрібний продаж персональних серцевих моніторів розпочато з 1983 року.

Сучасні пульсометри мають досить високу ціну, у зв'язку з чим актуально знайти прості і дешеві схемотехнічні рішення, при цьому з відносно хорошою точністю. Наприклад напалечний пульсоксиметр MD300C1 має ціну 800 грн, такий пристрій не кожний може придбати.

Існують пульсометри засновані на різних методах. У нашому дипломному проекті використовувався метод фотоплезмографії. Його перевага в простоті створення і не дорогої розробки. Метод заснований на впливі прохідності світла через кров. Він підходить для вимірювання пульсу в домашніх умовах, також може застосовуватися під час операційних втручань і клінічних умовах.

## 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

Пульс (від лат. Pulsus - удар, поштовх) - толчкообразні коливання стінок артерій, пов'язані з серцевими циклами. У більш широкому сенсі під пульсом розуміють будь-які зміни в судинній системі, пов'язані з діяльністю серця, тому в клініці розрізняють артеріальний, венозний і капілярний пульс.

Різні варіанти методик, так чи інакше пов'язаних з аналізом серцебиття і пульсової хвилі, широко використовуються в сучасній медицині. При цьому розвиваються як «традиційні» методики, схожі на ті що застосовувалися в історичній медицині, так і апаратні (коли для аналізу ритмічності роботи серця використовують прилади: пульсометр, пульсоксиметр, електрокардіограф та ін.) Таким чином, сьогодні дослідження пульсу можна умовно розділити на 2 гілки:

- мануальні дослідження проявів роботи серця;
- апаратні дослідження ритмічності серцебиття.

До апаратних методів можна віднести, наприклад, аналіз варіабельності кардіоритмаоснови якого в СРСР і Росії були закладені в 60-х рр.. ХХ-століття. Піонером методу в СРСР найчастіше називають Р.М.Баєвського. Аналогічні методи аналізу отримали визнання у всьому світі.

У практичній медицині виділяють ряд напрямків, пов'язаних з аналізом ритмічності серцевої функції:

- скринінг грубої патології серця, моніторингу функції серця у важко хворих і в операційній;
- рутинна діагностика порушень провідності;
- оцінка (прогноз) ризику гострої серцево-судинної патології, включаючи смерть;
- скринінг різних кардіоміопатій;
- контроль так званої «кардіотоксичності» фармакологічних препаратів та субстанцій;
- функціональний контроль в загальномедичній і спортивній практиці.





Рисунок 1.1 - Місця, найбільш доступні для визначення пульсу

Широке поширення аналіз варіабельності кардіорітма отримав також для оцінки рівня стресу. Сьогодні досліджуються когнітивні аспекти кардіорітма, де зв'язується стан психічної сфери та особливості структури кардіорітма.

Пульсометр, або монітор серцевого ритму - пристрій персонального моніторингу частоти скорочень серця в реальному часі або записи його для подальшого дослідження. Широко використовується в тренуваннях і змаганнях любителями і спортсменами циклічних видів спорту, таких як бігові види легкої атлетики (особливо біг по шосе), лижні гонки, велоспорт, плавання.

Перші зразки даного пристрою склалися з коробки і двох електродів що кріпилися на грудну клітку. Основним призначенням у спортивних тренуваннях є

контроль пульсу - звуковий сигнал повідомляє про те, що можна додати темп, або навпаки, пульс занадто високий. Звичайно також є можливість проаналізувати, скільки часу пульс був в заданій зоні, нижче її і вище.

Сучасні пульсометри зазвичай складаються з двох елементів: нагрудного ремня - датчика і приймача на зап'ясті або мобільного телефону. Зазвичай для отримання доброго контакту електроди датчика змочуються водою або спеціальним гелем. Майже всі пульсометри мають додатковими функції: годинник, секундомір, таймер, статистика часу знаходження пульсу в заданих зонах, звукова сигналізація виходу пульсу із заданої зони. При введенні віку, ваги і зросту прилад пропонує калькулятори індексу маси тіла, спалених калорій, спаленого жиру, причому останній активізується зазвичай тільки при пульсі вище 120 уд / хв. Зони пульсу можна вибрати із запропонованих варіантів для різних ступенів підготовки або задати на свій розсуд.

Більш просунуті моделі пульсометрів пропонують вимірювання середнього та максимального пульсу, інтенсивності і частоти дихання для оцінки параметрів, пов'язаних з фітнес- тренуванням, пам'ять кругових тренувань.

Нагрудний датчик - найточніший датчик для визначення пульсу. Кріпиться на груди за допомогою спеціального ремня, має автономне джерело живлення, що запускається при появі пульсу. Передає сигнал на відстань до 70 см в наручний годинник- приймач. Кисті рук залишаються вільними.

Пульсометри без нагрудного датчика в даний час дозволяють визначити пульс просто торкнувшись двох електродів на корпусі пульсометра протягом декількох секунд. Дані прилади популярні через зручності і простоти використання, хоча вони не дають такої ж високої точності, як пульсометри, які використовують нагрудний датчик.

Інженери з компанії Fujitsu розробили нову технологію, яка дозволяє вимірювати частоту пульсу людини в режимі реального часу за допомогою вбудованої камери смартфона (планшета) або веб -камери, підключеної до персонального комп'ютера.

Вимірювання проводяться на підставі кольору обличчя користувача і займають близько 5 секунд. В основі запропонованого технологічного рішення лежить здатність гемоглобіну в крові до поглинання зеленого світла. На підставі різниці кольору обличчя в різних ділянках ПЗ може обчислити частоту серцебиття людини. Додаток ретельно аналізує зображення з камери, розраховує середні значення червоного, зеленого і синього кольорів на певних ділянках обличчя в кожному кадрі, витягує інформацію про яскравість зеленого світла і визначає частоту пульсу на підставі зібраних даних. Обробка зображення займає всього 5 секунд і не припускає використання додаткового обладнання.

Додатки, здатні вимірювати пульс по відео не є рідкістю. Наприклад, багатьом користувачам добре знайомий продукт Cardio, функціонуючий за схожим принципом. Розробники з Fujitsu, в свою чергу, планують вбудувати нову технологію в електронні пристрої, доступні на споживчому ринку. Таким чином, користувачі отримають в своє розпорядження компактний і простий у використанні інструмент для здійснення акуратною самодіагностики в будь-який час і при будь-яких умовах без використання спеціальних медичних приладів.

Електрокардіографія - методика реєстрації та дослідження електричних полів, що утворюються при роботі серця. Електрокардіографія являє собою відносно недорогий, але цінний метод електрофізіологічної інструментальної діагностики в кардіології.

Прямим результатом електрокардіографії є отримання електрокардіограми (ЕКГ) - графічного представлення різниці потенціалів виникають в результаті роботи серця і проводяться на поверхню тіла. На ЕКГ відбивається усереднення всіх векторів потенціалів дії, що виникають у певний момент роботи серця.

Застосування. Визначення частоти (див. також пульс) і регулярності серцевих скорочень (наприклад, екстрасистоли (позачергові скорочення), або випадання окремих скорочень - аритмії).

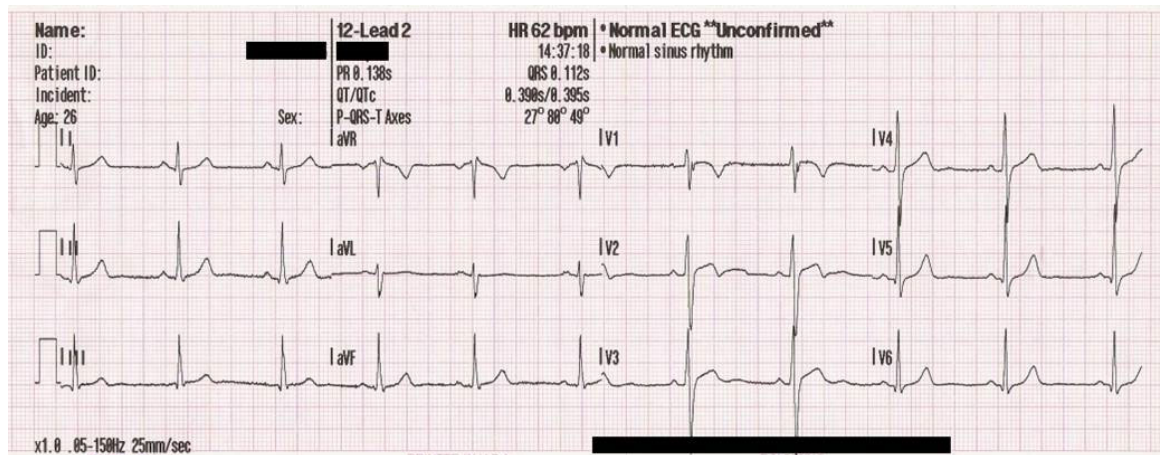


Рисунок 1.2 – Кардіограма

Показує гостре або хронічне ушкодження міокарда (інфаркт міокарда, ішемія міокарда).

Може бути використана для виявлення порушень обміну калію, кальцію, магнію та інших електролітів.

Виявлення порушень внутрішньосерцевої провідності (різні блокади).

Метод скринінгу при ішемічній хворобі серця, в тому числі і при навантажувальних пробах.

Дає поняття про фізичний стан серця (гіпертрофія лівого шлуночка).

Може дати інформацію про внесердечні захворювання, таких як тромбоемболія легеневої артерії.

Дозволяє віддалено діагностувати гостру серцеву патологію (інфаркт міокарда, ішемія міокарда) за допомогою кардіофона.

Може застосовуватися в дослідженнях когнітивних процесів, самостійно або в поєднанні з іншими методами.

Для вимірювання різниці потенціалів на різні ділянки тіла накладаються електроди. Так як поганий електричний контакт між шкірою і електродами створює перешкоди, то для забезпечення провідності на ділянки шкіри в місцях контакту наносять струмопровідний гель. Раніше використовувалися марлеві серветки, змочені сольовим розчином.

У даному дипломному проєкті використовують пульсометр заснований на методі фотоплетизмографії. Датчик кладуть на мочку вуха або на палець. Він визначає пульс за пульсацією крові в тканинах.

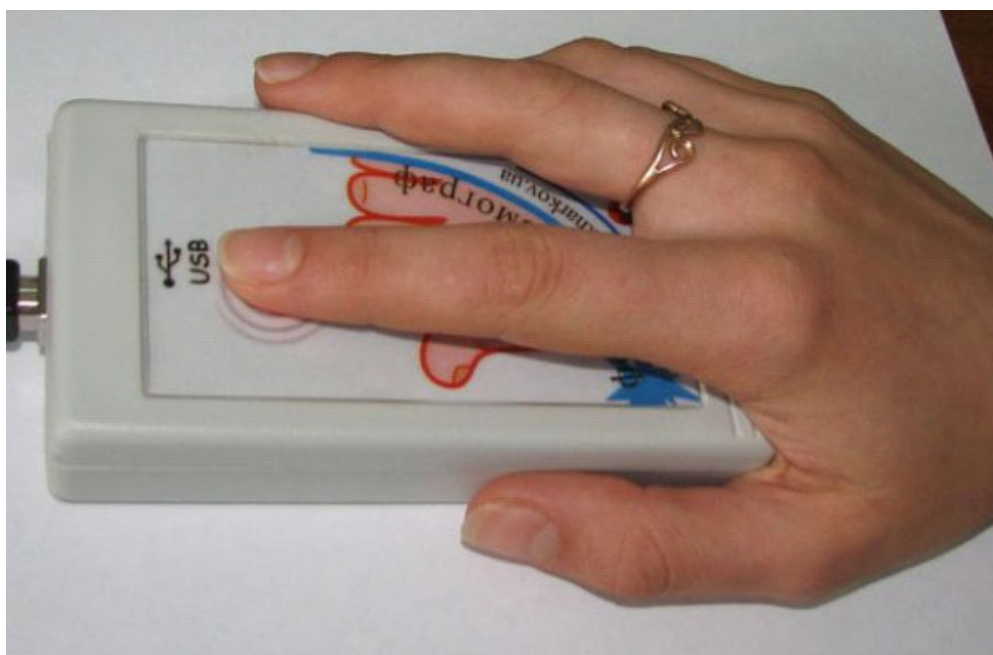


Рисунок 1.3 – Пальцевий пульсометр

Плетизмографія (у тому числі фотоплетизмографія ) активно використовувалася у вітчизняній медицині до початку 70 -х років минулого століття і була незаслужено забута, неабиякою мірою за рахунок технічної недосконалості застосовуваних пристроїв. Використання в даний час цифрових технологій, велика поширеність і відносно невисока вартість персональних комп'ютерів відкриває нові перспективи у використанні цієї методики, що і послужило підставою для створення цього пристрою і його науково- практичного обґрунтування з розробкою основних критеріїв визначення оптимальних доз впливу фізичного фактора.

Плетизмографія – діагностичний метод графічного вивчення кровонаповнення тканин в динаміці. Плетизмографія надає цінну інформацію про стан периферичної гемодинаміки.

За допомогою плетизмографії виконується оцінка стану судинного тону, а залучення функціональних проб дозволяє проводити диференційну діагностику між органічними порушеннями і функціональними змінами периферичних судин.

До загальних можливостей плетизмографії у вивченні гемодинаміки відносяться - вимірювання артеріального і венозного тиску, об'ємного пульсу, швидкості кровотоку, проникності капілярів, хвилинного і систолічного об'єму крові. У відмінності від кардіоінтервалографії плетизмографія може надати інформацію не по одному (частота серцевих скорочень), а за кількома параметрами, найважливішими з яких є тонус периферичних судин, частота серцевих скорочень, ударний об'єм крові.

Як вказував Чорнух, у патогенезі більшості захворювань лежить порушення мікроциркуляції, тому її вивчення дозволяє здійснити діагностику захворювань на ранніх стадіях, а також надає можливість відстежувати лікувальний процес.

В основу плетизмографії закладений принцип зміни обсягу у вимірюваному ділянці за рахунок динамічної зміни кількості крові: обсяг будь-якого органу складається з обсягу складових його тканин та крові, його заповнює. Обсяг тканин в перебігу короткого періоду часу, що витрачається на дослідження є постійною величиною, а об'єм крові, що заповнює орган постійно змінюється, динамічно повторюючи фази серцевого циклу. Ці зміни обсягу крові можуть бути зареєстровані за допомогою приладів, що одержали назву плетизмографа. Плетизмограф складається з плетизморецептора, трансформуючого або підсилюючого модуля та реєструючої апаратури.

Залежно від конструкції плетизмографа і характеру сигналу, одержуваного при зміні кровонаповнення, розрізняють механічну плетизмографію, при якій обстежувана частина тіла лягає в герметично закриту посудину з твердими стінками, а коливання обсягу реєструються завдяки повітряній або водяній передачі, електроплетизмографію відображає динаміку електропровідності залежно від ступеня кровонаповнення (вона називається також імпедансною плетизмограф, реографія, до її різновидам ставляться транстрахеальною,

полісегментарна, електроплетізографія тощо) і фотоелектрична плетізографія або фотоплетізографія.

Метод фотоплетізографії заснований на реєстрації оптичної щільності досліджуваної тканини ( органа). Досліджувана ділянка тканини просвічується інфрачервоним світлом, яка після розсіювання ( або відбиття, залежно від положення оптопар ) , потрапляє на фотоперетворювач. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваною ділянкою тканини (органа), визначається кількістю яка втримується у крові.



Рисунок 1.4 – Пульсометр з затискачем

Принцип роботи заснований на розсіюванні відрізняється від заснованого на відображенні конструкцією (положення оптопар щодо світлодіода і тканини ( органа).

У загальноклінічній практиці найбільшого поширення набула методика вимірювання периферичного капілярного кровотоку за допомогою палацової фотоплетізографії.

При виконанні палацової фотоплетізографії досліджуваним органом є кінцева фаланга кисті або стопи. Використання кінцевої фаланги пальця не тільки зручно для лікаря і пацієнта, а й надає найбільшу кількість інформації за рахунок

того, що в дистальних фалангах пальців кисті і стопи найбільш інтенсивні значення артеріального і венозного кровообігу. За даними Clara ( 1993р ) на один квадратний сантиметр шкіри кінцевий фаланги кисті руки припадає 500 артеріо-венозних анастамозов.

Для порівняння - в проксимальній фаланзі артеріо- венозних анастамозов налічується приблизно 93. Інтенсивність капілярного кровотоку в дистальних фалангах аналогічний капілярному кровотоку в мозковій тканині ( Burch, 1954р ). Крім того, в дистальній фаланзі невелика кількість м'язової тканини, активно поглинає інфрачервоне випромінювання.

Використання палацової фотоплетізмографії має велику діагностичну цінність в оцінці прохідності периферичних судин, швидкої і точної оцінки локального капілярного кровотоку.

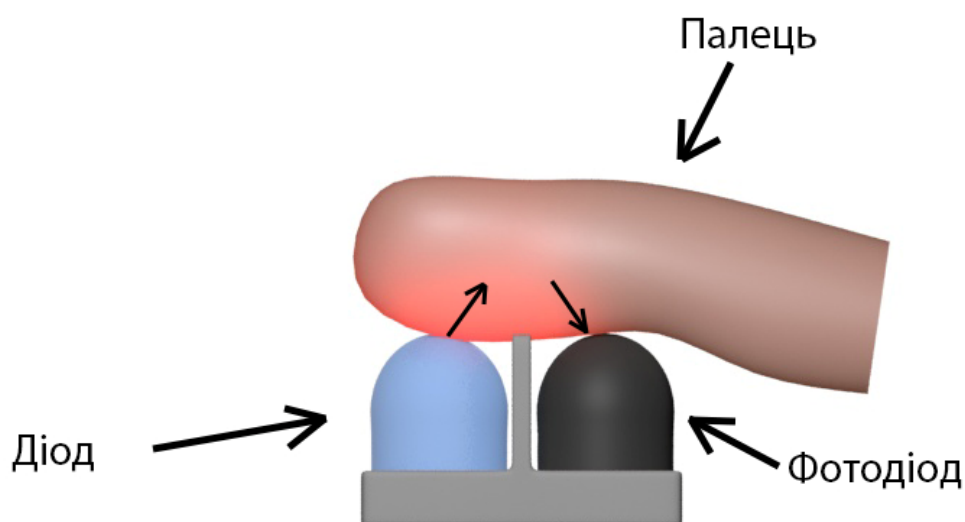


Рисунок 1.5 – Принцип дії пальцевої фотоплетізмографії

Пальцева фотоплетізмографія надає в перебігу короткого періоду часу точну та об'єктивну інформацію про зміни параметрів кровообігу при впливі на організм різних фізичних факторів, що дозволяє використовувати її в фізіотерапії. Діагностичні можливості фотоплетізмографія дозволяють прогнозувати оптимальну дозу фактора впливу і попереджати негативні реакції в результаті передозування впливу фізичних факторів.



Базовий варіант. Після накладення на дистальну фалангу пальця руки або ноги датчика-прищипки та активації реєстрації фотоплетізограми в інтерфейсній частині пристрою виконується послідовне вимірювання значень об'ємного пульсу в різні фази дослідження впливу на організм людини досліджуваного фактора.

Дослідження об'ємного пульсу при зміні положення кінцівки. В основу методики покладена зміна судинних артеріальних рефлексів при різних положеннях кінцівки - превалювання судинорозширювальної рефлексу при піднятті кінцівки вгору, при опусканні кінцівки вниз превалює судинозвужувальний рефлекс. За даними Sapir (1957) при піднятті руки зменшується кровонаповнення пальця за рахунок відтоку венозної крові і збільшення об'ємного пульсу за рахунок збільшення артеріального припливу. При цьому дикротична хвиля переміщається на вершину і може зовсім зникнути; систолічний тиск збільшується.

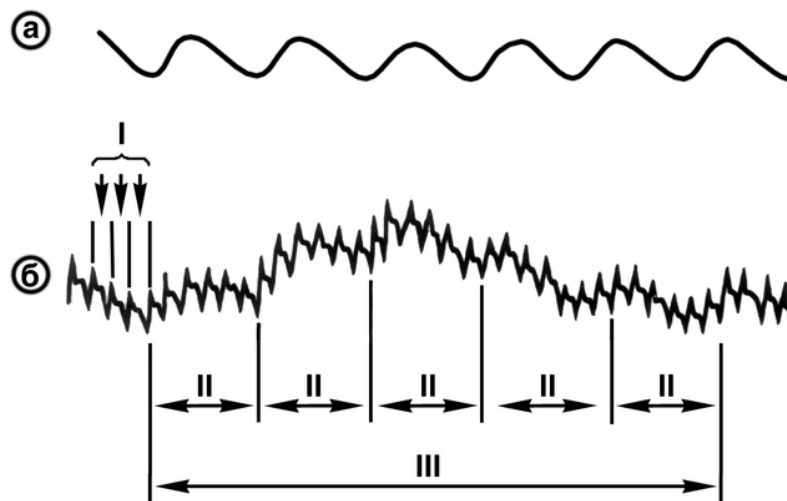


Рисунок 1.6 – Форма пульсу людини

Ці явища виражаються в змінах амплітуди пульсових хвиль - при розвитку судинозвужувального ефекту амплітуда пульсових хвиль наростає, при розвитку судинорозширювальної ефекту амплітуда пульсових хвиль зменшується.

Дослідження судинних рефлексів за допомогою фотоплетізографія дозволяє виявити рухливість механізмів, що регулюють розподіл крові, що має істотне значення при виявленні локальних капілярних порушень і судинних захворювань на рівні всього організму.

## 2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ ЛЮДИНИ

На підставі проведеного аналітичного огляду, в розробляемому пристрої раціонально застосування інфрачервоної (оптичної) метоти вимірювання частоти серцевих скорочень.

На рисунку 2.1 зображена структурна схема цифрового пульсомету.

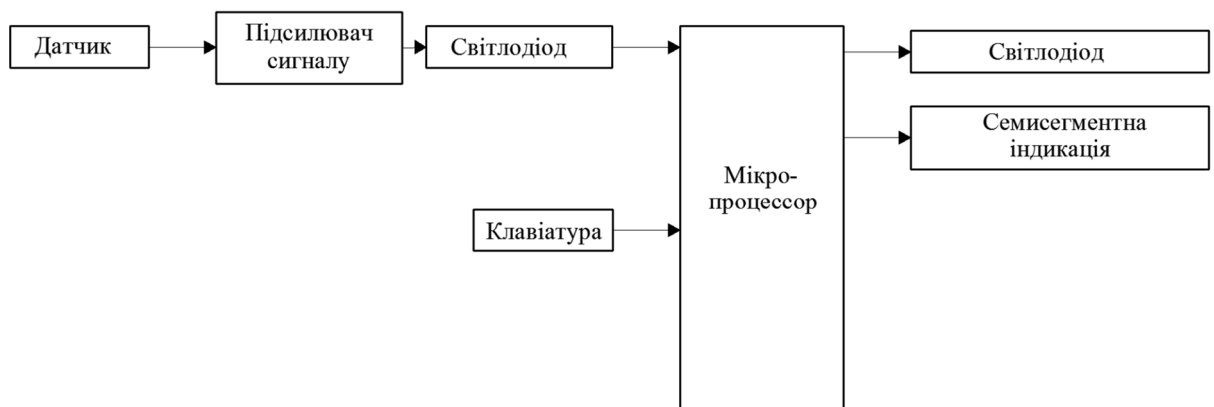


Рисунок 2.1 – Структурна схема мікропроцесорної системи

До складу мікропроцесорної системи входить:

- Датчик серцебиття - призначений преобрання для вимірюваної величини в зручний для використання сигнал.

- Підсилювач сигналу - призначений для посилення сигналу з фотодіода до урвання напруги 5 вольт.

-Світлодіод – призначений для відображення кожного удару серця.

- Мікропроцесор, призначений для підрахунку кількості ударів і виведення їх на світлодіодну індикацію.

-Світлодіод – призначений для позначення режимів.

- Світлодіодна індикація - призначена для виведення кількості ударів на хвилину.

Принцип дії розробленої комп'ютерної системи.

Інтенсивність відбитого сигналу залежить від об'єму крові в кінчику пальця. Отже, з кожним ударом серця трохи змінюється інтенсивність відбитого ІК сигналу, яка фіксується фотодіодом.

Змінюється з биттям серця людини об'єм крові в пальці викликає появу імпульсів на виході фотодіода, проте величина їх занадто мала для безпосередньої подачі на мікроконтролер з метою обробки. Для вирішення цього завдання застосована схема посилення і фільтрації сигналу на операційному підсилювачі. Висновок виміряного значення пульсу здійснюється на 3-х розрядний семисегментний індикатор

Розглянута система виконує функцію вимірювання пульсу. По натисканні кнопки "Старт" починається вимірювання пульсу, мікроконтролер активізує передачу ІК імпульсів на час 15 секунд. ІК світлодіод, через керуючий транзистор, підключений до порту мікроконтролера. У перебігу цього часу здійснюється підрахунок імпульсів які приходять на вхід мікроконтролера. Отримана кількість імпульсів множиться на 4, щоб отримати кількість ударів серця на хвилину. Далі кількість ударів серця виводиться на семісегментнікі. По натискання кнопки Reset здійснюється скидання індикації та кількості ударів. При натисканні кнопки 3 кількість ударів оновлюється кожні 15 секунд. При цьому необхідно весь час тримати палець на датчику.

При кожному ударі серця світлодіод 2 світитися. Також після натискання кнопки 3 включається і вимикається світлодіод 3, а також режим постійного вимірювання.

### **3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ТА РОЗРАХУНОК ЇЇ ПАРАМЕТРІВ**

Якщо струм живлення світлодіода в робочому режимі не перевищує 40 мА, а номінальна напруга не перевищує напруги живлення мікроконтролера, є можливість підключати його безпосередньо до лінії порту введення / виводу.

На рисунку 3.1 підключення здійснено таким чином, що світлодіод буде запалюватися від подачі "1". Світлодіод HL3 використовується для індикації режиму роботи. Якщо він світитися то увімкнений режим постійного вимірювання.

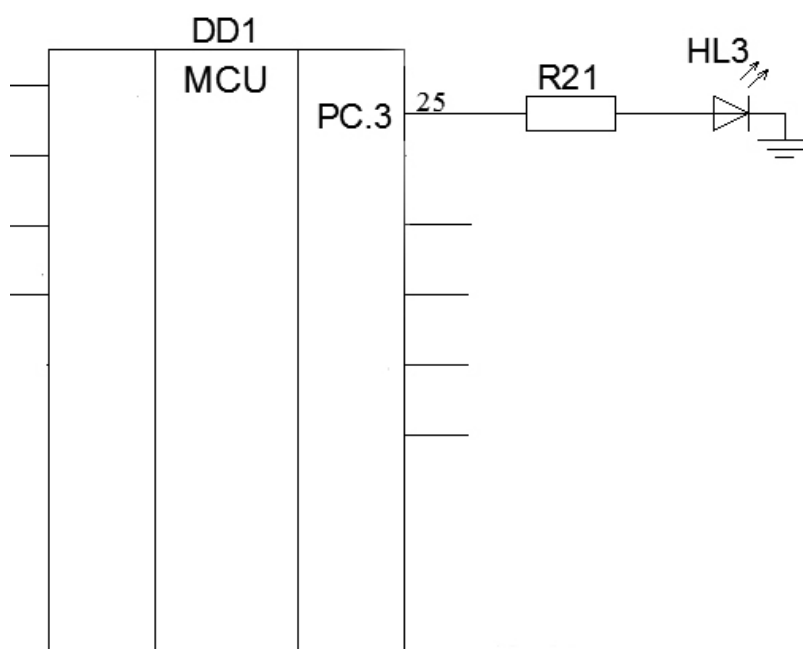


Рисунок 3.1 – Підключення світлодіода до мікроконтролера

В якості світлодіода був обраний HL-308U51GC. Прямий струм світлодіода дорівнює 20 мА, номінальна напруга – 3.2 В.

Згідно з другим законом Кірхгофа, напруга джерела живлення  $U_{жив}$  розділиться на напругу на світлодіоді  $U_{VD}$  і на напругу на резисторі  $U_r$ . Напругу на світлодіоді приймаємо рівним його номінальній напрузі. Тоді напруга на резисторі буде дорівнює тому що залишилося від напруги живлення:

$$U_r = U_{жив} - U_{VD}, \quad (3.1)$$

Відповідно до закону Ома, опір резистора R21 дорівнює:

$$R_{21} = \frac{U_r}{I_{VD}}, \quad (3.2)$$

$$R_{21} = \frac{5-3.2}{20 \cdot 10^{-3}} = 90 \text{ (Ом)}.$$

Потужність резистора можна розрахувати за формулою:

$$P = U \cdot I = U_r \cdot I_{VD}, \quad (3.3)$$

$$P = 1,8 \cdot 20 \cdot 10^{-3} = 0,036 \text{ (Вт)}.$$

Згідно з ряду E24 необхідний резистор з опором 91 Ом та номінальною потужністю розсіювання не менше 0,05 Вт. Виходячи з цього був обраний резистор smd 1206,125-91Ом  $\pm$  5% (R20).

На рисунку 3.2 показана типова схема підключення семисегментних індикаторів.

Відповідно до даної схеми R22-R24 дорівнюють 1 кОм.

В якості транзистора VT2-VT3 був обраний BC547. Призначені для роботи в режимі ключа.

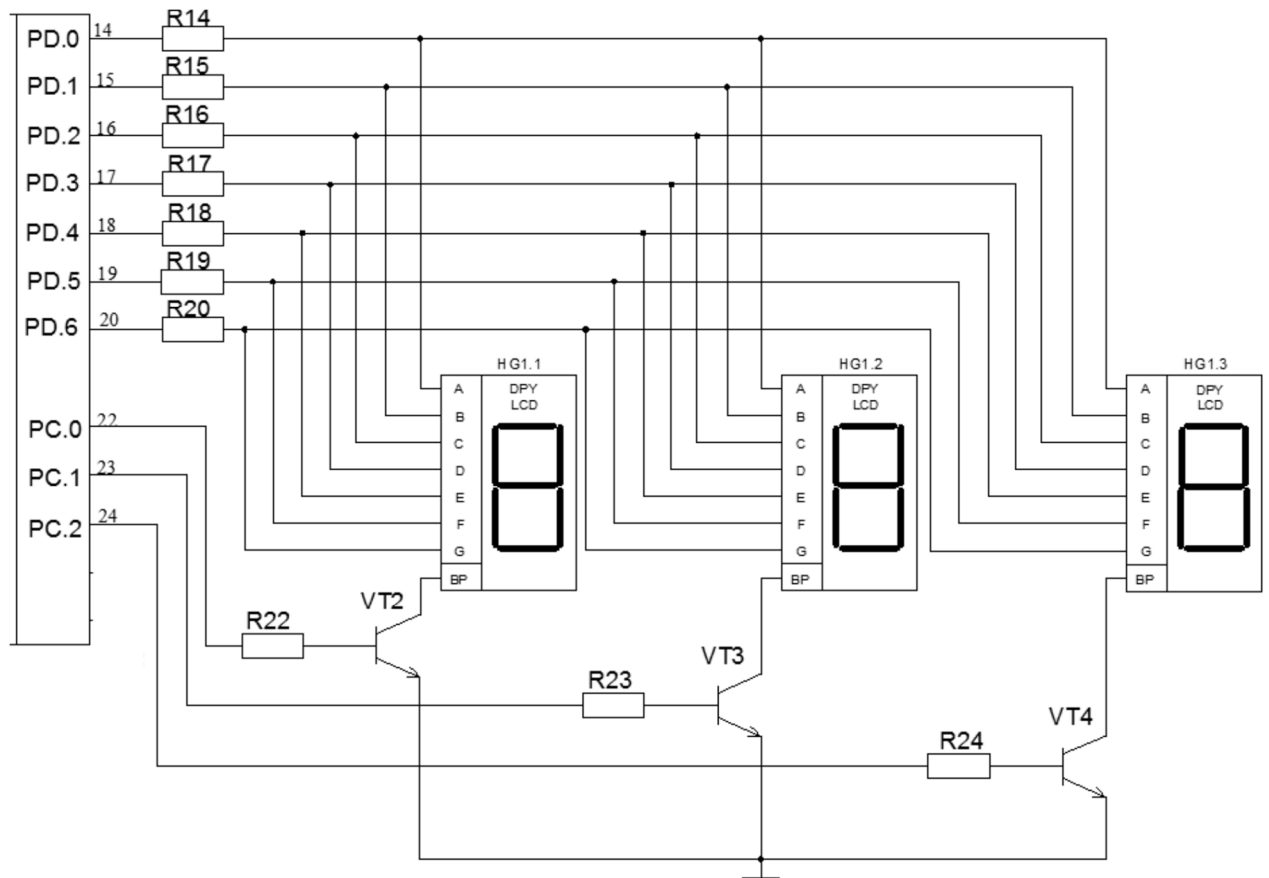


Рисунок 3.2 – Підключення семисегментних індикаторів

В якості семисегментного індикатора був обраний індикатор ВА56-12ЕWA із загальним катодом.

Резистори R14 – R20 обмежуючі резистори. Розрахунок ведемо за формулою:

$$R14 = \frac{U_{\pi} - U_{VD}}{I_{VD}}, \quad (3.4)$$

де  $U_{\pi}$  – напруга живлення (+5 В);

$U_{VD}$  – падіння напруги на індикаторі (діоді);

$I_{VD}$  – ток діода.

$$R14 = \frac{5-2}{0,03} = 100 \text{ (Ом)},$$

Резистори R15 – R20 рахуються аналогічно.

Відповідно з ряду E24 вибираємо резистори R14 – R20: smd 1206 - 100 Ом  $\pm$  5%.

Підключення кнопок до мікроконтролера зображено на рисунку 3.3.

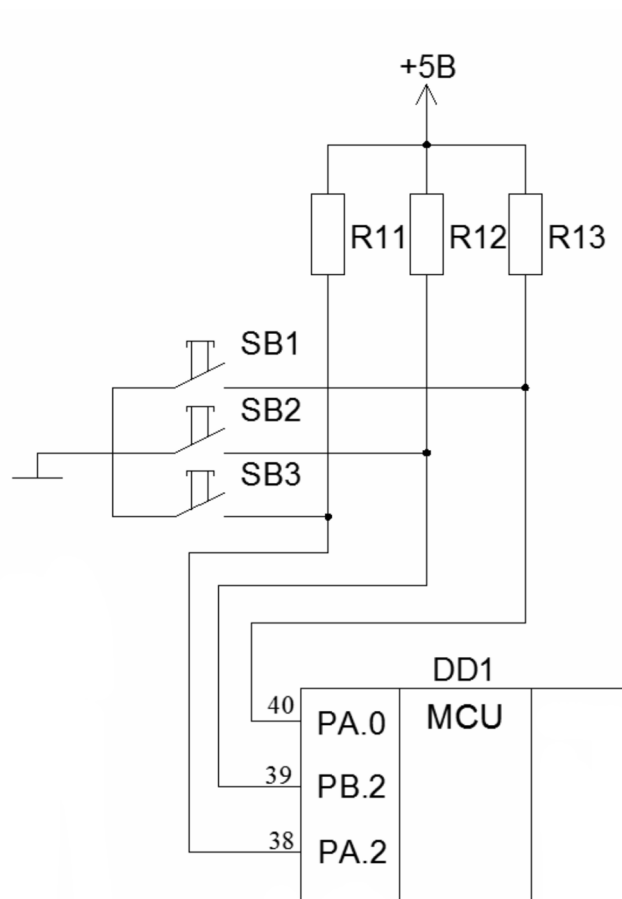


Рисунок 3.3 – Підключення кнопок

R11-R13 – підтягаючі резистори, вони необхідні для того, щоб гарантувати на логічному вході, з яким сполучений провідник, високий рівень, номінал резистора зазвичай дорівнює 1 кОм.

Вибираємо R11-R13- smd 1206 -1кОм  $\pm$  5%.

Схема підключення датчика зображена на рисунку 3.4.



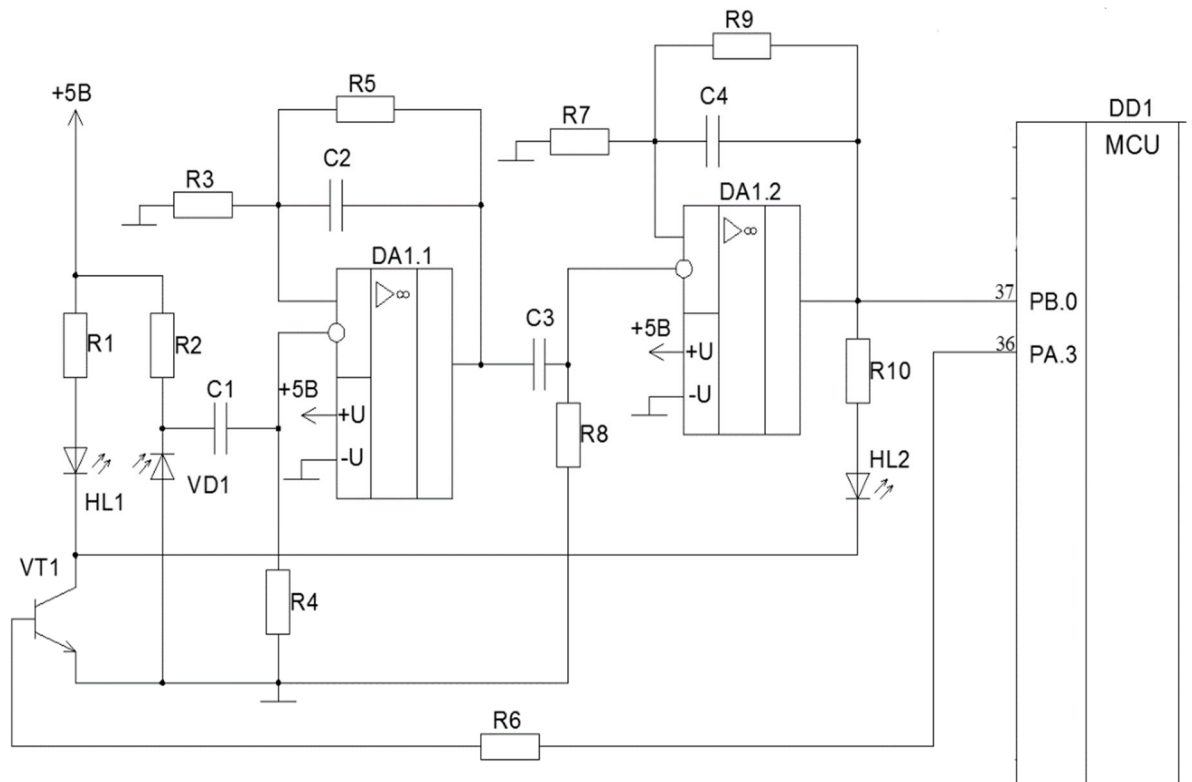


Рисунок 3.4 – Підключення датчика до мікроконтролера

В якості операційного підсилювача DA1-DA2 був обраний ІМV324(4 підсилювача в одному корпусі).

Така схема володіє достатніми можливостями для підвищення рівня сигналу з фотодіода, його фільтрації та перетворення в імпульси для подальшого підрахунку мікроконтролером.

В якості світлодіода HL1-HL2 був обраний HL-308U51GC. HL1 призначений для підсвічування пальця, а HL2 світиться при кожному ударі серця. Прямий струм світлодіода дорівнює 20 мА, номінальна напруга – 3.2 В.

Виберемо транзистор VT1:

$$U_{кэ.нас} > U_{п} = 5В$$

$$I_{пр}^{VT} > I_{пр}^{HL} = 20мА$$

В якості транзистора VT1 був обраний BC547.

$$R1 = \frac{U_{п} - U_{пр}^{HL} - U_{кэ.нас}^{VT}}{I_{пр}^{HL}}, \quad (3.5)$$

$$R1 = \frac{5 - 3.2 - 0.9}{0.2} = 4.5 \text{ (Ом)},$$

$$R6 = \frac{U_{\text{ВЫХ}} - U_{\text{БЭ}}}{I_{\text{Б}}}, \quad (3.6)$$

$$R6 = \frac{7 - 6}{0.001} = 1000 \text{ (Ом)}.$$

Резистор R10, R2 раховується аналогічно резистру R1. Обираємо по ряду E24 smd 1206 4,7Ом ± 5%.

Резистор R6 обираємо по ряду E24 smd 1206 1 кОм ± 5%.

В якості конденсаторів C1, C3 був обраний SMD 1206 ємністю 1 мФ. В якості резисторів R4, R8: smd 1206 68 кОм ± 5%.

Тоді частота зрізу виходить:

$$f = \frac{1}{2\pi RC}, \quad (3.7)$$

$$f = \frac{1}{2 * 3.14 * 68 * 0.001} = 2.34 \text{ (Гц)},$$

В якості резисторів R3, R7: smd 1206 - 6.8 Ом ± 5% опір 6.8 Ом, а R5, R9: smd 1206 - 680 Ом ± 5% опір 680 Ом. З цього виходить що коефіцієнт посилення DA1 дорівнює:

$$k_1 = 1 + \frac{R5}{R3}, \quad (3.8)$$

$$k_1 = 1 + \frac{680}{6.8} = 101$$

Для DA2 коефіцієнт посилення розраховується аналогічно. Сумарний коефіцієнт посилення дорівнює:

$$k = k_1 * k_2 \quad (3.9)$$

$$k = 101 * 101 = 10201.$$

В якості конденсаторів C2, C4 був обраний SMD 1206 ємністю 1 нФ.

В якості фотодіода був обраний SFH203FA. Призначений для прийому світла світлодіода HL1 відбитого від пальця.

В якості живлення обран тримач батареї BS-04D.

На рисунку 3.5 зображена принципова схема апаратного забезпечення комп'ютерної системи вимірювання пульсу людини, яка містить всі елементи, необхідні для забезпечення необхідного функціоналу.

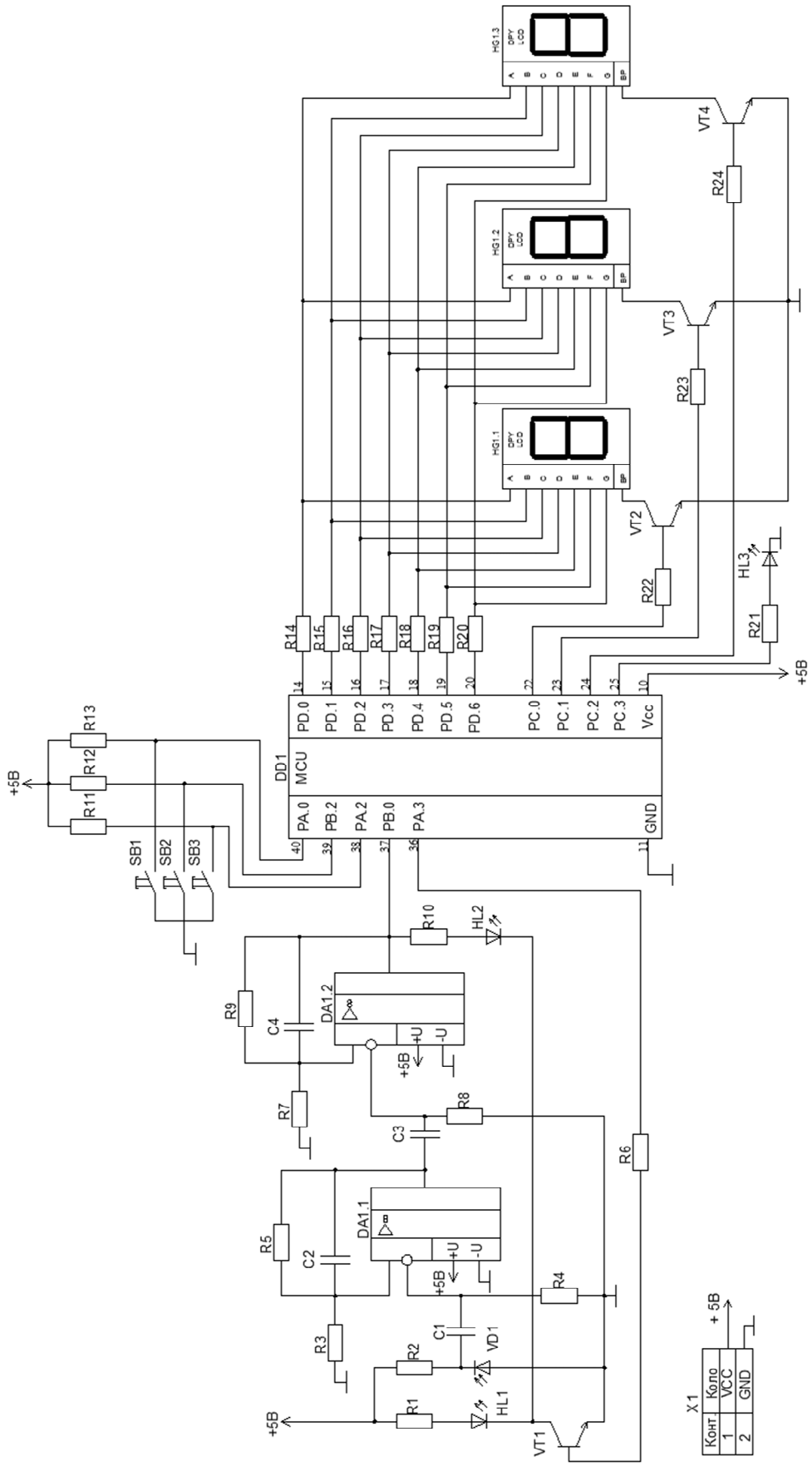


Рисунок 3.5 – Принципова схема апаратного забезпечення комп'ютерної системи вимірювання пульсу людини

## 4 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ВИМІРЮВАННЯ ПУЛЬСУ ЛЮДИНИ

В якості інтегральної мікросхеми DD1 використовується мікроконтролер ATMEGA16-16AC. Зовнішній вигляд і габаритні розміри мікросхеми ATMEGA16-16AC показані на рисунку 4.1.

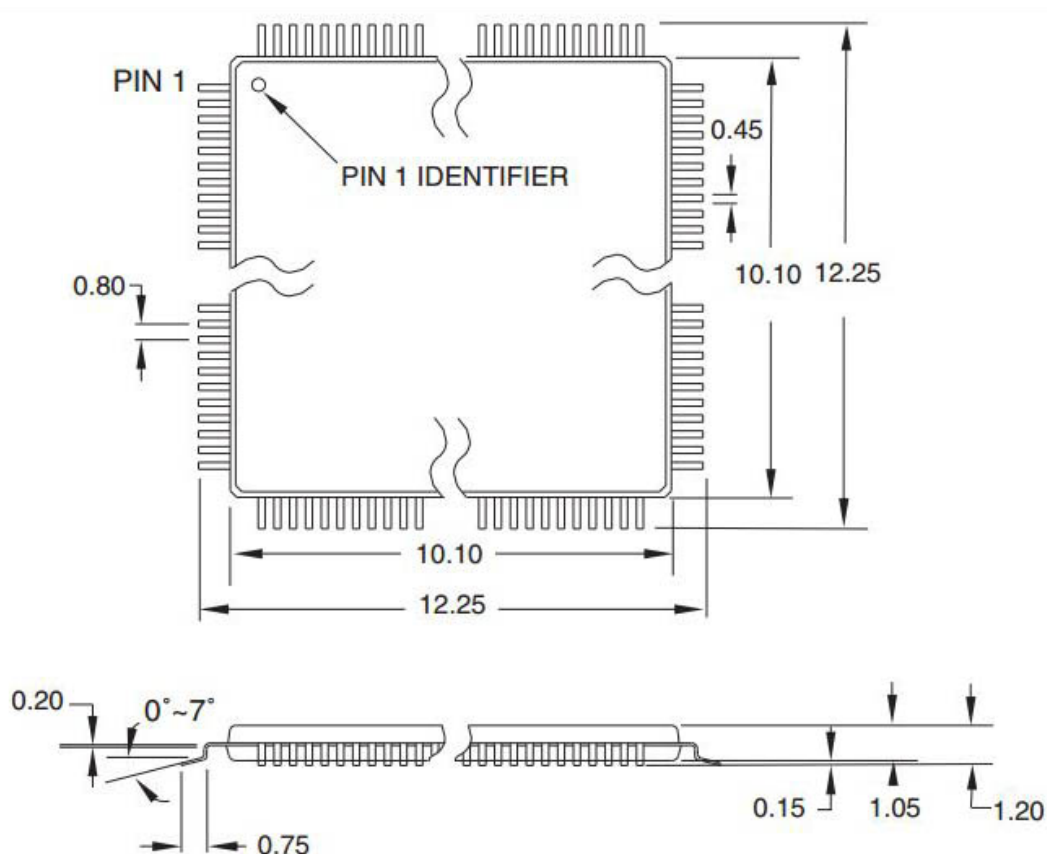


Рисунок 4.1 – Конструкція мікросхеми ATMEGA16-16AC (DD1)

Основні характеристики мікроконтролера ATmega16:

- AVR RISC-архітектура - архітектура високої продуктивності та малого споживання;
- система команд містить 130 інструкцій, більшість яких виконується за один машинний цикл;
- єдиний 16-розрядний формат команд;
- продуктивність 16 MIPS на частоті 16 МГц;

- наявність апаратного помножувача;
- 16 Кбайт Flash ПЗУ програм, з можливістю до 1000 циклів стирання / запису;
- 512 байт ЕСПЗУ (EEPROM) даних, з можливістю до 100000 циклів стирання / запису;
- 1 Кбайт оперативної пам'яті (SRAM);
- можливість програмування безпосередньо в цільовій системі через послідовні інтерфейси SPI і JTAG;
- можливість самопрограмування;
- можливість внутрішньосхемною налагодження відповідно до стандарту IEEE 1149.1 (JTAG);
- різні способи синхронізації: вмонтований RC-генератор з внутрішньої і зовнішньої задає RC-ланцюжком або з зовнішнім резонатором (п'єзокерамічним або кварцовим); зовнішній сигнал синхронізації;
- 6 режимів зниженого енергоспоживання (Idle, ADC Noise Reduction, Power-save, Power-down, Standby і Extended Standby);
- детектор зниження напруги живлення (BOD);
- програмне зниження частоти тактового генератора;
- 21 джерело переривань (внутрішніх і зовнішніх);
- багаторівнева система переривань, підтримка черги переривань;
- можливість захисту від несанкціонованого читання і модифікації пам'яті програм і даних;
- завантажувальний сектор з незалежними битами захисту;
- можливість читання пам'яті програм під час її запису;
- два 8-розрядних таймера / лічильника з попередніми дільником частоти і режимом порівняння;
- 16-розрядний таймер / лічильник з попередніми дільником частоти, режимом порівняння і режимом зовнішньої події;
- сторожовий таймер WDT;
- чотири канали генерації вихідних шим-сигналів;

- аналоговий компаратор;
- 8-канальний 10-розрядний АЦП як з несиметричними, так і з диференціальними входами;
- повнодуплексний універсальний синхронний / асинхронний приймач USART;
- послідовний синхронний інтерфейс SPI, використовуваний також для програмування Flash-пам'яті програм;
- послідовний двопровідний інтерфейс TWI (аналог I2C);
- 32 програмовані лінії введення / виводу з рівнями ТТЛ; на ці лінії виведена також підтримка периферійних функцій;
- напруги живлення 2.7... 5.5 В.

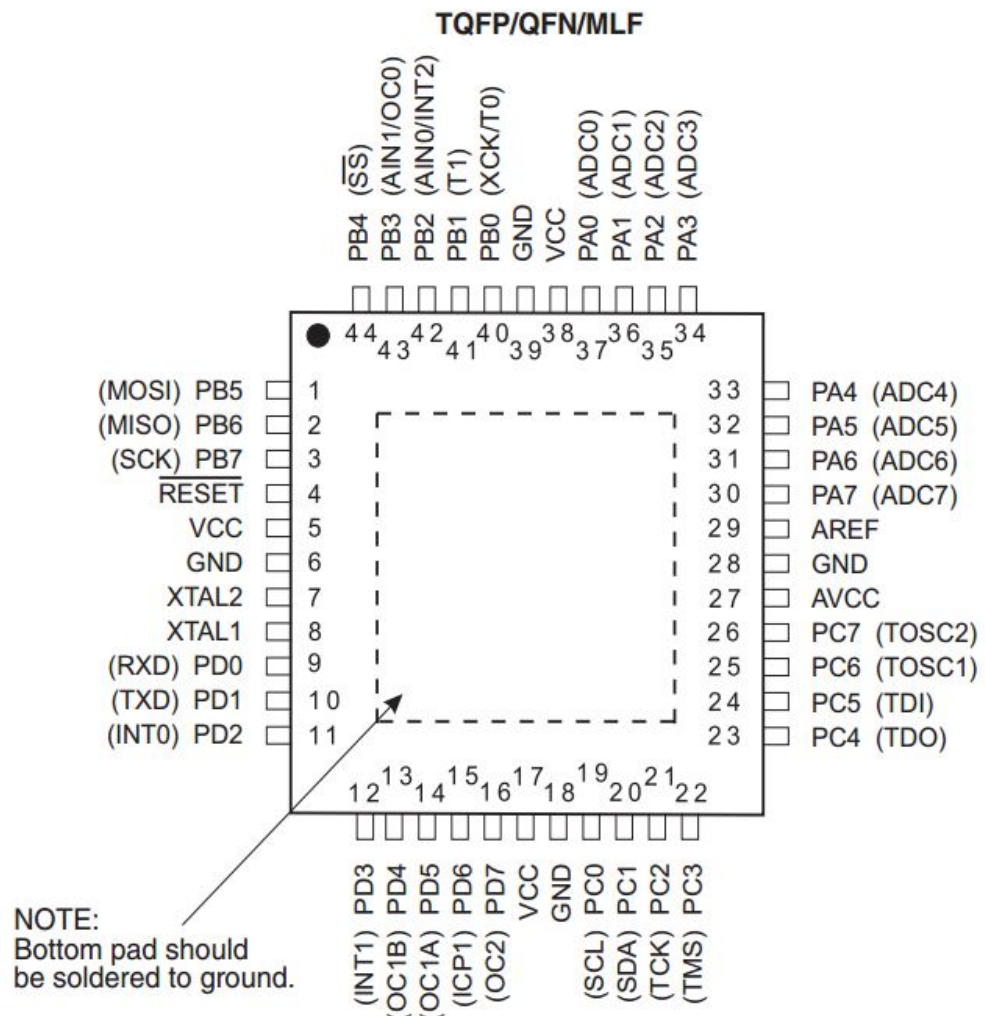


Рисунок 4.2 – Розташування пінів ATMEGA16-16AC (DD1)

У таблиці 4.1 представлений електричний інтерфейс мікроконтролера ATmega16. Тип виводу умовно позначений як: "І" – вхід, "О" - вихід, "І / О" – двонаправлений вивод, який може працювати як вхід або як вихід, залежно від режиму або настройки, "Р" – потенційний вивод (наприклад, напруга живлення). Номери виводів дано для корпусів типу DIP (довгастий корпус із дворядним розташуванням виводів) і TQFP (плоский квадратний корпус з розташуванням виводів по периметру).

Таблиця 4.1 – Призначення виводів мікроконтролера ATmega16

Позначення	Номер виводу	Тип виводу	Призначення
XTAL1	8	І	Вхід тактового генератора
XTAL2	7	О	Вихід тактового генератора
RESET	4	І	Вхід скидання
AREF	29	Р	Вхід опорної напруги для АЦП
AGND	31	Р	Загальний вивод (аналоговий)
AVCC	27	Р	Вивод джерела живлення АЦП
GND	6	Р	Загальний вивод
VCC	5	Р	Вивод джерела живлення
PA0 (ADC0) – PA7 (ADC7)	37 – 30	І/О	A0 – A7 (Вхід каналу 0–7 АЦП)
PB0 (T0/XСК)	40	І/О	B0 (Вхід зовнішнього тактового сигналу таймера / лічильника T0 / Вхід / вихід тактового сигналу USART)
PB1 (T1)	41	І/О	B1 (Вхід зовнішнього тактового сигналу таймера / лічильника T1)

Продовження таблиці 4.1



<b>Позначення</b>	<b>Номер виводу</b>	<b>Тип виводу</b>	<b>Призначення</b>
PB2 (AIN0/INT2)	42	I/O	B2 (Позитивний вхід компаратора / Зовнішнє переривання)
PB3 (AIN1/OC0)	43	I/O	B3 (Негативний вхід компаратора / Вихід таймера / лічильника T0 (режими Compare, PWM))
PB4 ( SS )	44	I/O	B4 (Вибір Slave-пристрою(я) на шині SPI)
PB5 (MOSI)	1	I/O	B5 (Вихід (Master) або вхід (Slave) даних модуля SPI)
PB6 (MISO)	2	I/O	B6 (Вхід (Master) або вихід (Slave) даних модуля SPI)
PB7 (SCK)	3	I/O	B7 (Вихід (Master) або вхід (Slave) тактового сигналу модуля SPI)
PC0 (SCL)	19	I/O	C0 (Тактовий сигнал модуля TWI)
PC1 (SDA)	20	I/O	C1 (Лінія даних модуля TWI)
PC2 (TCK)	21	I/O	C2 (Тактовий сигнал JTAG)
PC3 (TMS)	22	I/O	C3 (Вибір режиму JTAG)
PC4 (TDO)	23	I/O	C4 (Вихід даних JTAG)
PC5 (TDI)	24	I/O	C5 (Вхід даних JTAG)
PC6 (TOSC1)	25	I/O	C6 (Вихід для підключення резонатора до таймера / лічильника T2)

Продовження таблиці 4.1

<b>Позначення</b>	<b>Номер виводу</b>	<b>Тип виводу</b>	<b>Опис</b>
C7 (TOSC2)	26	I/O	C7 (Вхід для підключення резонатора до таймера / лічильника T2)
PD0 (RXD)	8	I/O	D0 (Вхід USART)
PD1 (TXD)	9	I/O	D1 (Вихід USART)
PD2 (INT0)	10	I/O	D2 (Вхід зовнішнього переривання 0)
PD3 (INT1)	12	I/O	D3 (Вхід зовнішнього переривання 1)
PD4 (OC1B)	13	I/O	D4 (Вихід В таймера / лічильника T1 (режими Compare, PWM))
PD5 (OC1A)	14	I/O	D5 (Вихід А таймера / лічильника T1 (режими Compare, PWM))
PD6 (ICP)	15	I/O	D6 (Вхід захоплення таймера / лічильника T1 (режим Capture))
PD7 (OC2)	16	I/O	D7 (Вихід таймера / лічильника T2 (режими Compare, PWM))

На рисунку 4.3 показана кнопка C-0102 (SWT1), технічні характеристики якої представлені в таблиці 4.2.

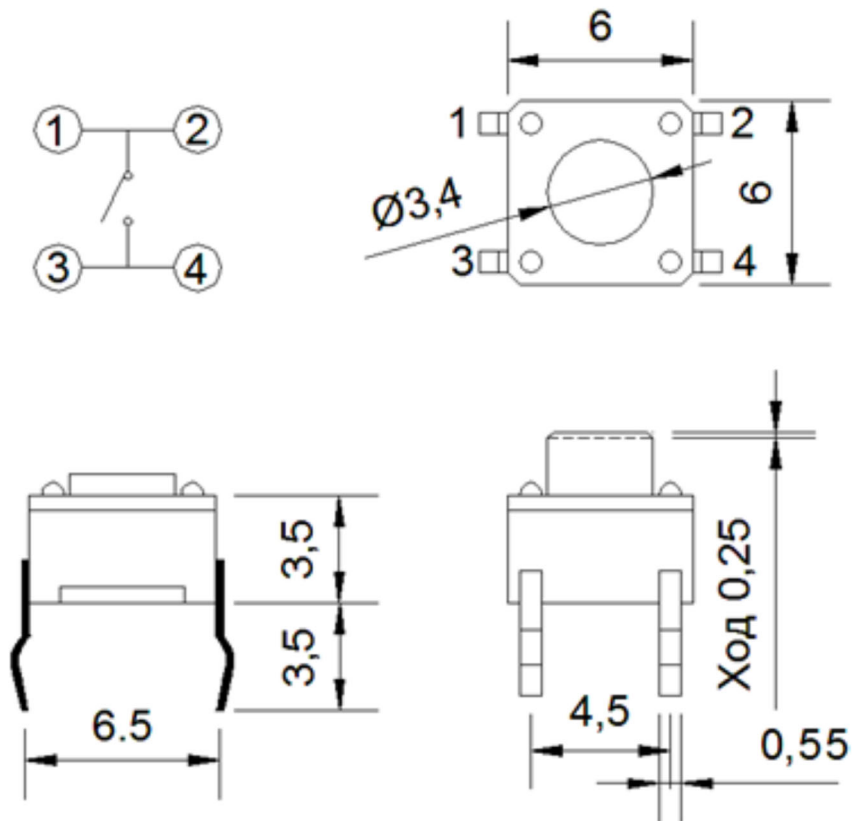


Рисунок 4.3 – С-0102 (SWT1) - SB1- SB3

Таблиця 4.2 – Технічні характеристики С-0102 (SWT1)

Параметри	Значення
Максимальна напруга	12 В
Максимальний струм	50 mA
Діапазон робочих температур	от -30С до +120°С
Опір контактів	100 МОм

На рисунку 4.4 зображений світлодіод 308U51GC з гнучкими виводами в корпусі 500PCS/BAG. Технічні характеристики світлодіода показані в таблиці 4.3

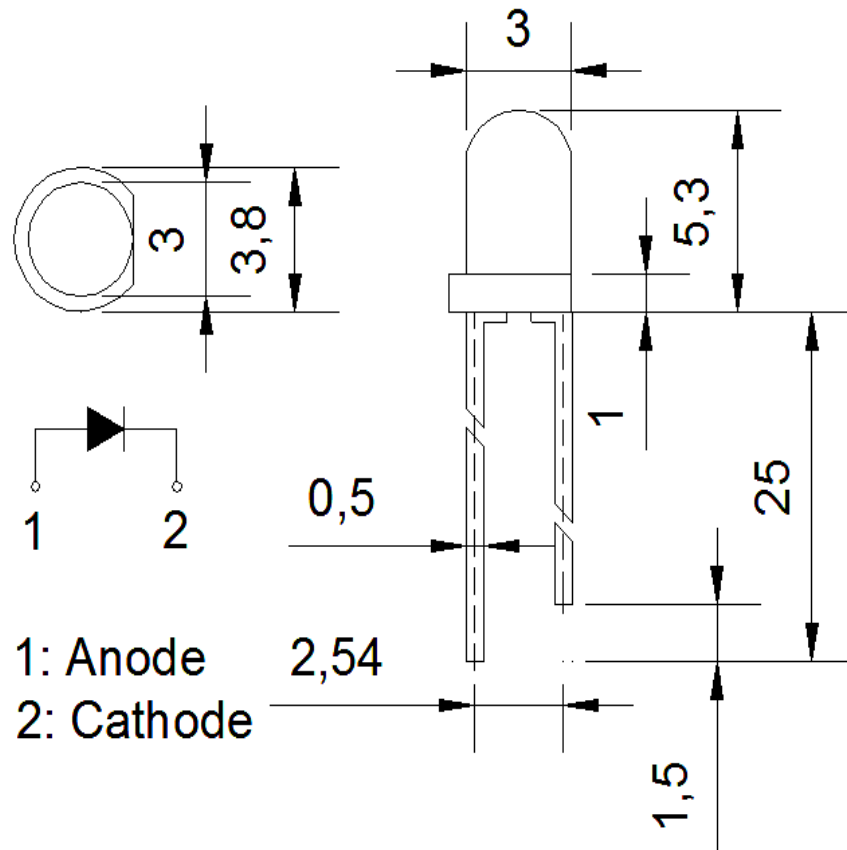


Рисунок 4.4 – Габаритні розміри 308U51GC (HL1, HL2, HL3)

Таблиця 4.3 – Технічні характеристики 308U51GC

Параметри	Значення
Пряма напруга	3.2 В
Прямий струм	20 мА
Робоча температура	-25 ... +80 С

На рисунку 4.5 зображений імпортований постійний металодіелектричний резистор smd 1206, призначений для роботи в колах постійного, змінного і пульсуючого струмів. Технічні характеристики smd 1206 представлені в таблиці 4.4.

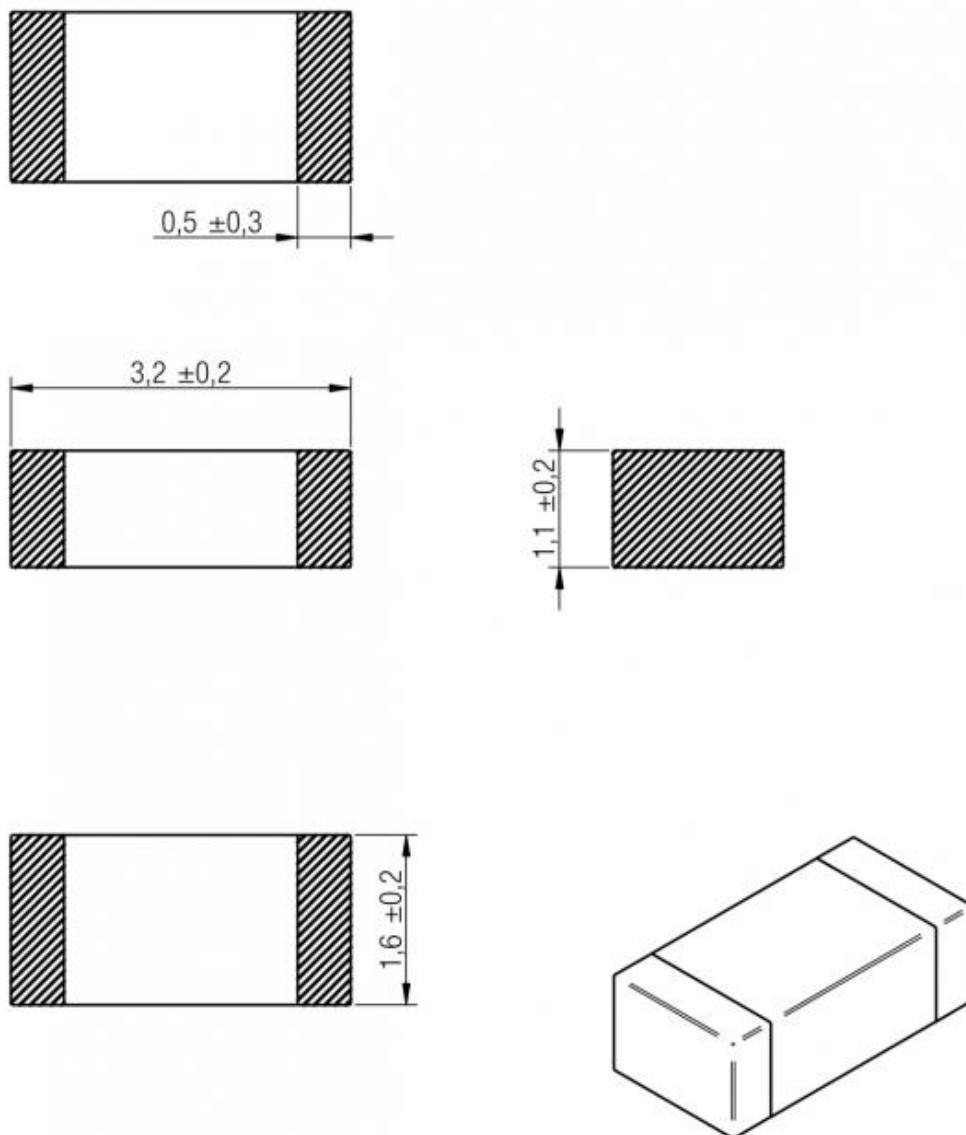


Рисунок 4.5 – Габаритні розміри smd 1206 (R1 - R24)

Таблиця 4.4 – Основні технічні характеристики smd 1206

Параметри	Значення
Номінальна потужність	0,25 Вт
Діапазон номінальних значень опорів	0R, 1 Ом – 30 Мом
Гранична робоча напруга	400 В
Діапазон робочих температур	від -55 °C до +125 °C
Температурний коефіцієнт опору	$100 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$

На рисунку 4.6 представлений цифровий одnorозрядний індикатор ВА56-12ЕWА. Характеристики ВА56-12ЕWА зображені у таблиці 4.5.

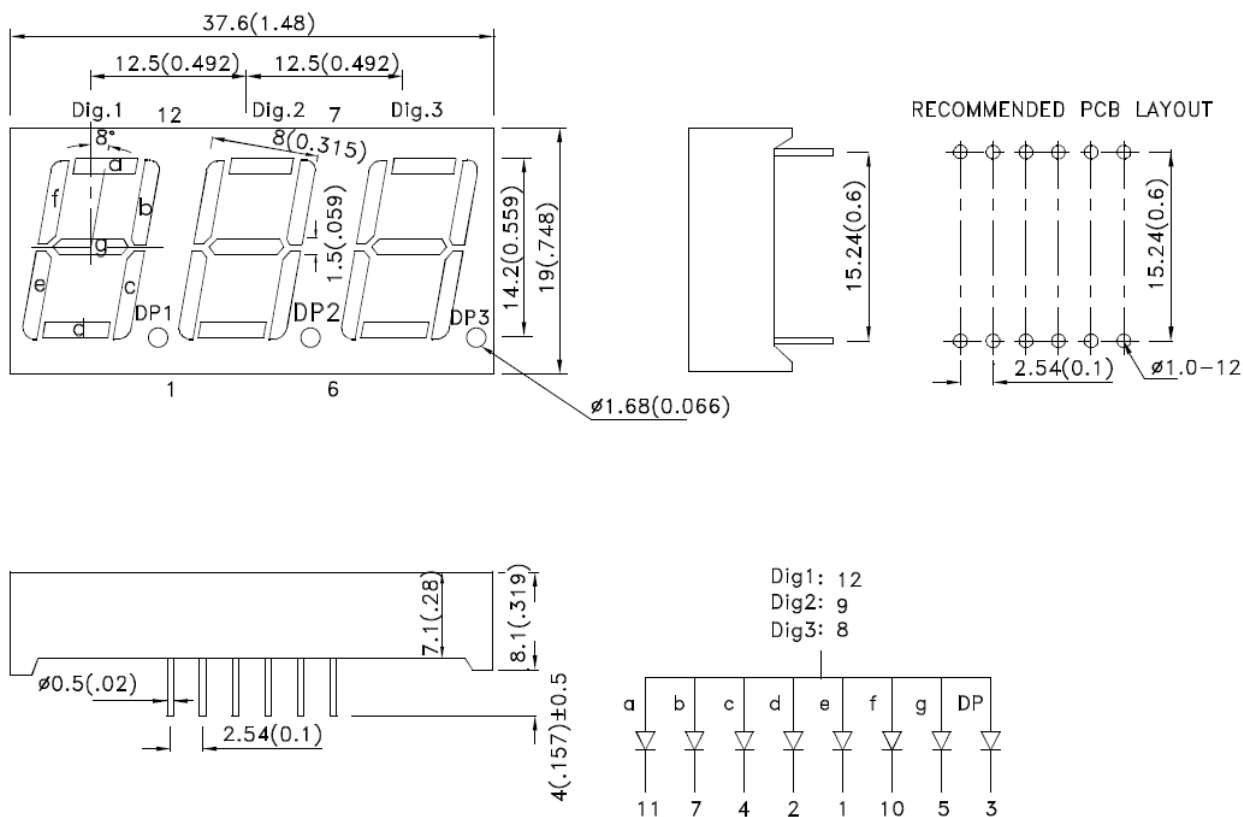


Рисунок 4.6 – Габаритні розміри ВА56-12ЕWА

Таблиця 4.5 – Технічні характеристики ВА56-12ЕWА

Параметри	Значення
Прямий струм	30 мА
Зворотна напруга струму	5 В
Розсіяння потужності	100 мВт
Імпульсний струм	160
Робоча температура	від -40 °С до +85°С
Колір світіння	зелений

На рисунку 4.7 представлений конденсатор smd 1206. Характеристики smd 1206 зображені у таблиці 4.6.

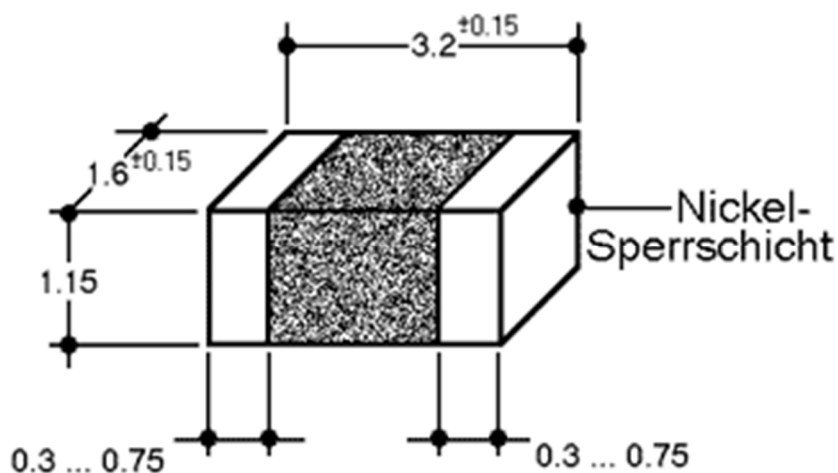


Рисунок 4.7 – Габаритні розміри smd 1206

Таблиця 4.6 – Технічні характеристики smd 1206

Параметри	Значення
Витік струм	<0.02 мкА
Номінальний діапазон напруги	2.5-50 В
Номінальний діапазон ємності	0.1-1000мкФ
Робоча температура	від -55 °С до +125°С

На рисунку 4.8 представлений транзистор BC547. Характеристики BC547 зображені у таблиці 4.7.

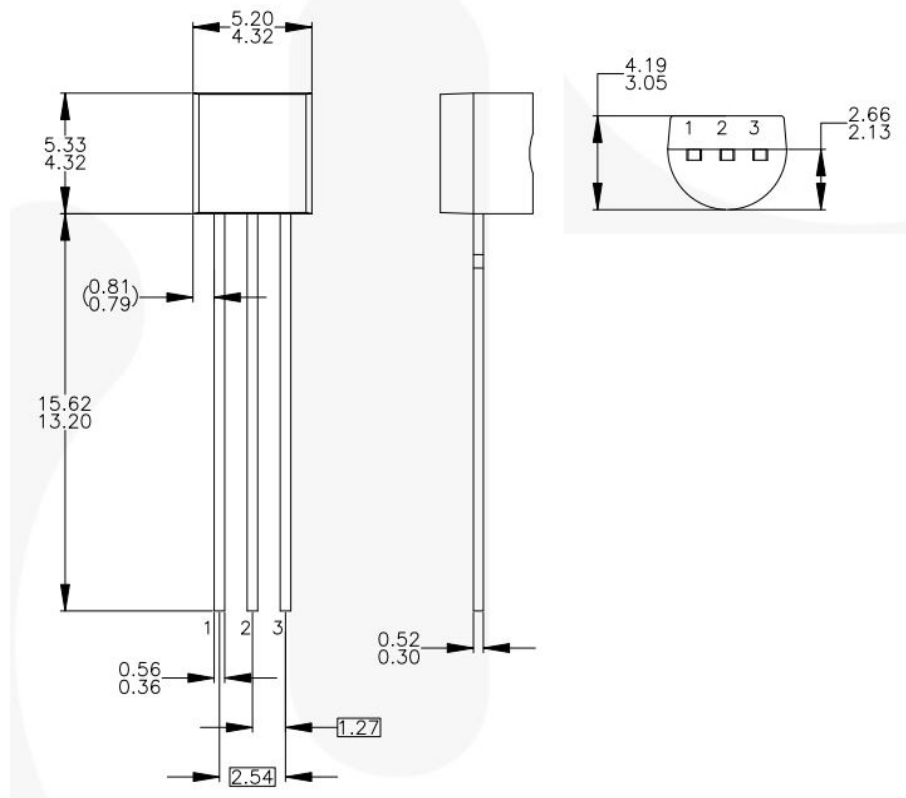


Рисунок 4.8 – Габаритні розміри VC547

Таблиця 4.7 – Технічні характеристики VC547

Параметри	Значення
Струм колектору	100 мА
Напруга колектор-база	50 В
Напруга колектор-емітер	45 В
Напруга база-емітер	6 В
Розсіювана потужність колектору	500 мВт
Робоча температура	від -65 °С до +150°С

На рисунку 4.9 представлений фотодіод SFH203FA. Характеристики SFH203FA зображені у таблиці 4.8.



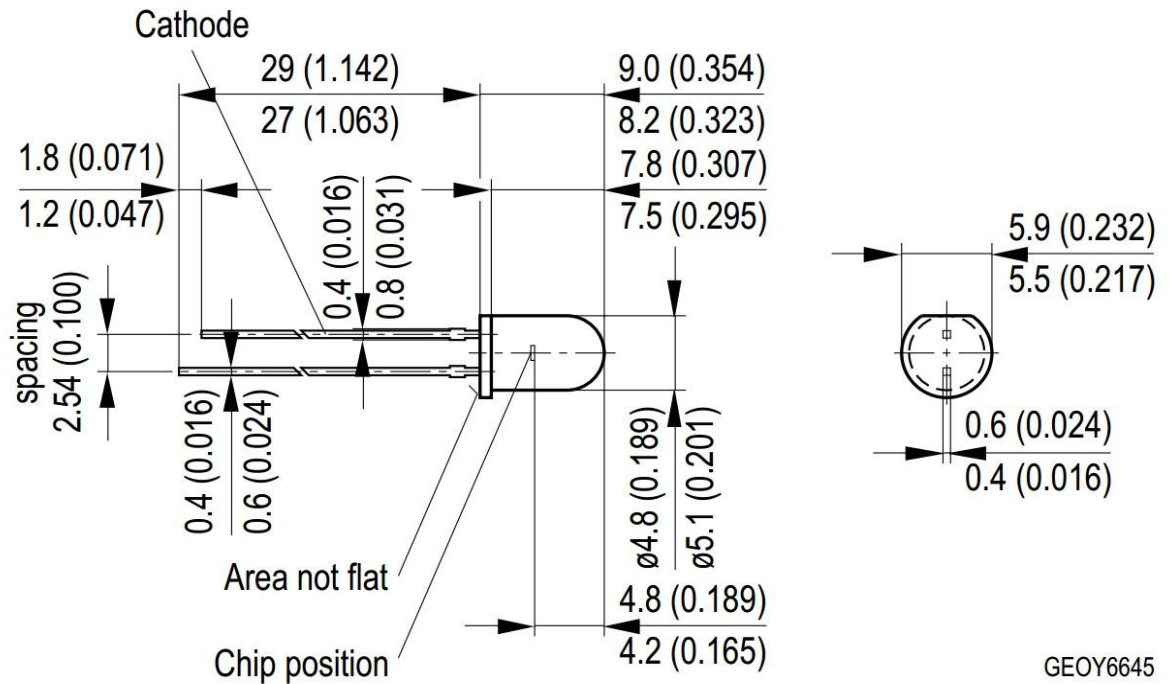


Рисунок 4.9 – Габаритні розміри SFH203FA

Таблиця 4.8 – Технічні характеристики SFH203FA

Параметри	Значення
Зворотна напруга	50 В
Розсіювана потужність колектору	100 мВт
Робоча температура	від -40 °С до +100°С

На рисунку 4.10 представлений тримач батареї BS-04D. Характеристики BS-04D зображені у таблиці 4.9.

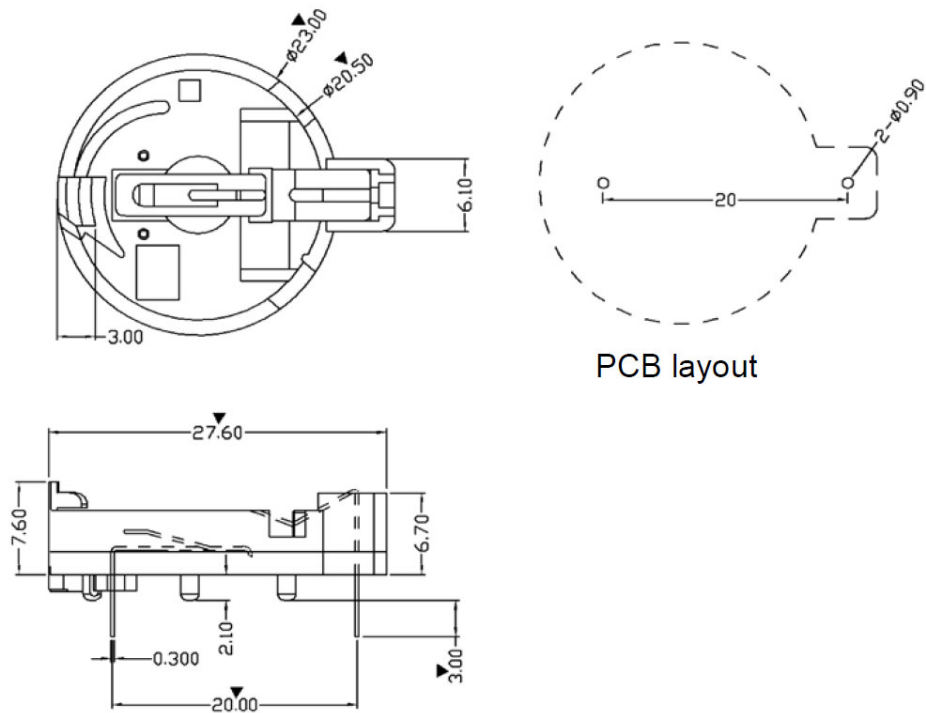


Рисунок 4.10 – Габаритні розміри BS-04D

Таблиця 4.9 – Технічні характеристики BS-04D

Параметри	Значення
Контактний опір	30 МОм max
Опір ізоляційний	1000 МОм min
Напруга з низькою провідністю	750 В AC 1 сек
Робоча температура	від -55 °C до +85°C

На рисунку 4.11 представлений LMV324 операційний підсилювач. Характеристики LMV324 зображені у таблиці 4.10.

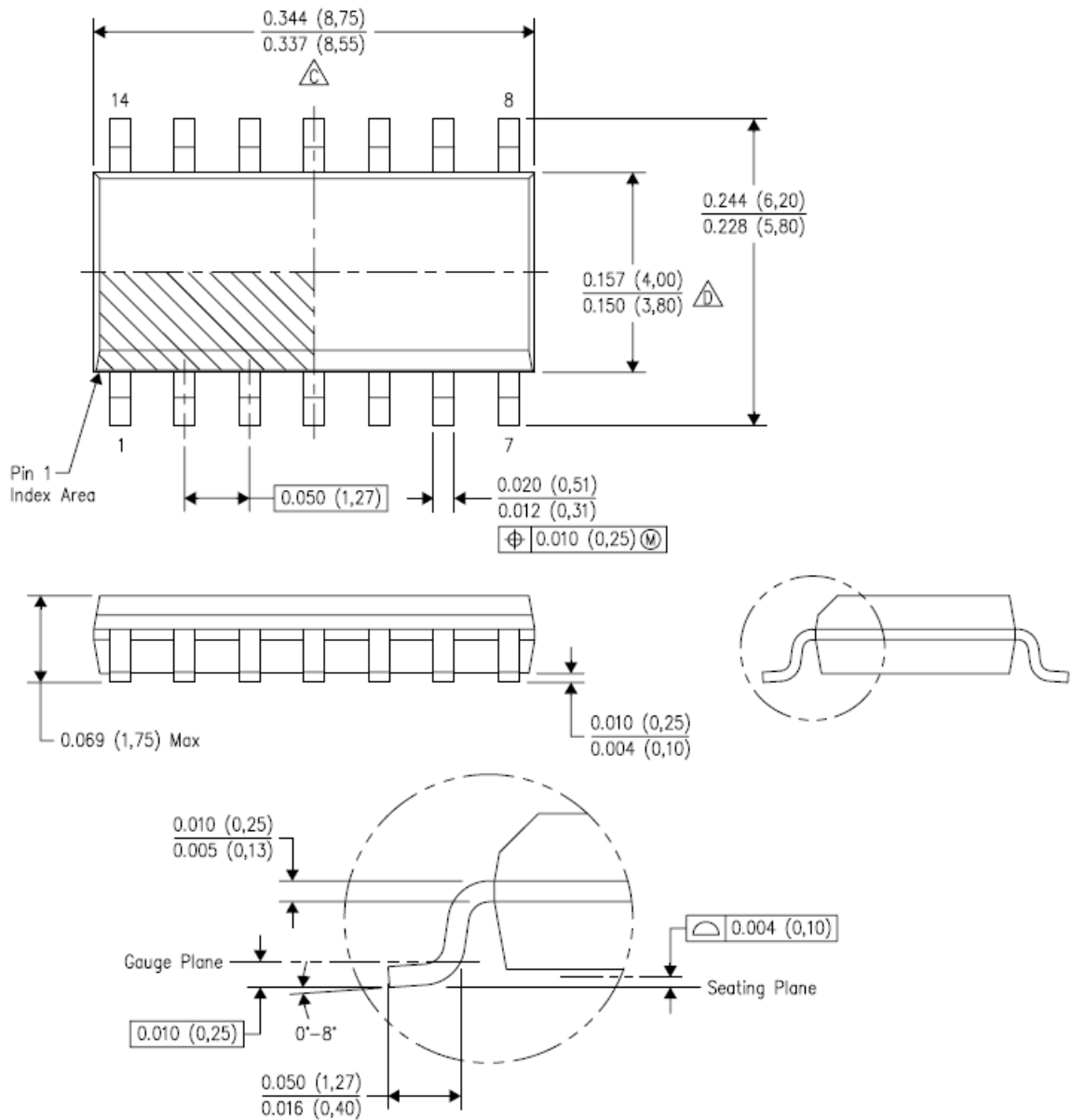


Рисунок 4.11 – Габаритні розміри LMV324

Таблиця 4.10 – Технічні характеристики BS-04D

Параметри	Значення
Кількість	4
Смуга пропускання	1.3 МГц
Питание	От 2.7 до 6 В
I <sub>сс</sub>	0.2 мА
Робоча температура	від -40 °С до +125°С

## 5 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ

Розробка конструкції друкованої плати має такі стадії:

- вибір та обґрунтування типу друкованої плати;
- вибір і обґрунтування класу точності друкованої плати;
- вибір матеріалу, габаритних розмірів і конфігурації друкованої плати;
- попереднє розміщення навісних елементів;
- трасування провідників і розміщення елементів рисунка, що проводить;
- розробка конструкторської документації друкованої плати.

У цьому пристрої використовується однобічна друкована плата.

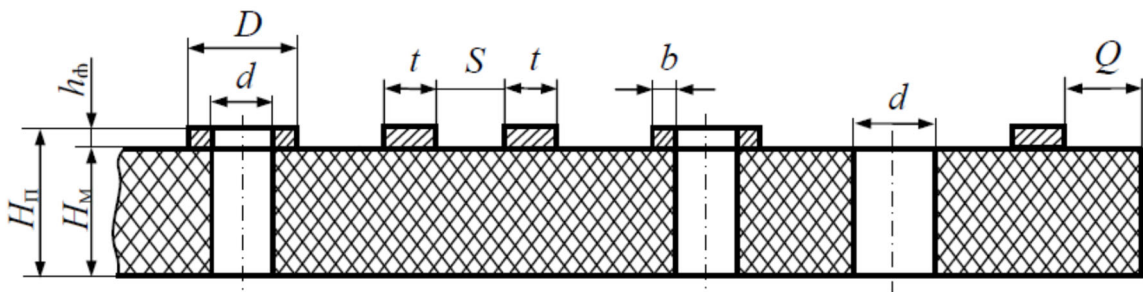


Рисунок 5.1 – Однобічна друкована плата

Відповідно до ГОСТ 23751-86 [11] друковані плати за точністю виконання елементів проводить рисунка розділяються на п'ять класів точності.

У даному проекті обраний третій клас точності, тому що плати третього класу точності прості у виготовленні, надійні і мають мінімальну вартість. З таблиці 3.4 [4] для другого класу точності слідує наступні конструктивні параметри:

- мінімальне значення номінальної ширини провідника  $t = 0,25$  мм;
- мінімальне значення відстані між провідниками  $S = 0,25$  мм;
- гарантований поясок  $b = 0,10$  мм;

Граничне відхилення діаметра отвору  $\Delta d$ :

- без металізації при  $d \leq 1$  мм –  $\pm 0,05$ ;
- без металізації при  $d > 1$  мм –  $\pm 0,10$ ;
- с металізацією при  $d \leq 1$  мм –  $+0; -0,10$ ;


- с металізацією при  $d > 1\text{ мм}$  –  $+0,5; -0,15$ ;
- граничне відхилення ширини друкованого провідника (контактної площадки)  $\Delta t = \pm 0,05\text{ мм}$  (без покриття);
- допуск на розташування осей отворів  $T_d = 0,08\text{ мм}$  (при розмірі плати за великій стороні до  $180\text{ мм}$  включно);
- допуск на розташування центрів контактних майданчиків  $T_D = 0,15\text{ мм}$  (при розмірі плати за великій стороні до  $180\text{ мм}$  включно).

Діаметр контактної площадки для отвору діаметром  $0,6\text{ мм}$ :

$$D = (0,6 + 0,1) + 2 \times 0,2 + 0,10 + 2 \times 0 + (0,152 + 0,252 + 0,102) 0,5 = 1,5\text{ (мм)}.$$

Правила виконання креслень друкованої плати як деталі встановлені ГОСТ 2.417-78 [12]. Розміри на кресленні друкованої плати указані за допомогою координатної сітки в прямокутній системі координат. Крок сітки становить  $1,27\text{ мм}$ . За початок відліку прийнятий лівий нижній кут друкованої плати. Діаметри отворів, їх умовні позначення, діаметри контактних майданчиків, наявність металізації, кількість отворів об'єднані в таблицю 5.1.

Таблиця 5.1 - Параметри монтажних отворів і контактних майданчиків

Умовне позначення отвору	Діаметр отвору, мм	Наявність металізації в отворі	Мінімальний діаметр контактної площадки, мм	Кількість отворів
	0,6	без металізації	1,5	50

## 6 РОЗРОБКА КОНСТРУКЦІЇ ДРУКОВАНОГО ВУЗЛА

Основними складовими друкованого вузла є друкована плата, навісні й настановні елементи. На складальному кресленні вузла електрорадіоелементи допускається зображати спрощено зовнішніми обрисами.

При нанесенні позиційних позначень на кресленні для складових частин, які є елементом принципової електричної схеми, наноситься позиційне позначення, присвоєної цьому елементу в схемі. Елементом, не зазначених на принциповій електричній схемі, які беруть участь в електричних з'єднаннях для вказівки адрес приєднання провідників присвоюють чергові позиційні позначення після елементів того ж функціонального призначення, зображених на схемі.

Варіанти установки навісних виробів:

П -HL1-HL3.

УПА -HG1,VT1-VT4,SB1,SB2,SB3.

Установка навісних елементів на друкованій платі відповідно до ДСТУ 2779-94 [13] здійснюється в отвори друкованої плати. Стандарт [13] при установці резисторів, конденсаторів, напівпровідникових приладів, інтегральних мікросхем і інших елементів на друкованих платах передбачає наступні параметри формованих виводів:

- мінімальний розмір від корпусу елемента до центру кола вигину при формуванні виводів - 1 мм;
- мінімальний радіус вигину виводів - 1 мм;
- постійна уніфікована довжина відформованої частині виведення - 4,2 мм;
- мінімальна довжина контактує ділянки виведення з контактною майданчиком - 1 мм;
- глибина формування 2,5 мм.

При розміщенні елементів на друкованій платі слід дотримуватися таких правил:

- кожен вивод елемента слід встановлювати в окремий монтажний отвір;
- елементи, що встановлюються в монтажні отвори, переважно розташовувати з одного боку друкованої плати.

## 7 РОЗРАХУНОК НАДІЙНОСТІ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ

Визначення надійності пристрою здійснюється за несподіваним експлуатаційним відмов і з відомих показниками надійності елементів пристрою з урахуванням таких допусків: відмова елементів статично незалежний і відмова будь-якого елемента призводить до відмови всього пристрою.

Інтенсивність відмов пристрою визначається за формулою:

$$\lambda_C = k_\lambda \sum_{i=1}^n \alpha_i \lambda_{0i}, \quad (7.1)$$

де  $\lambda_{0i}$  – інтенсивність відмови і-того елемента;

$\alpha_i$  – поправочний коефіцієнт, що враховує вплив температури навколишнього середовища та електричне навантаження пристрою через коефіцієнт навантаження  $k_n$ ;

$k_\lambda$  – поправочний коефіцієнт, що визначається як:

$$k_\lambda = k_{\lambda 1} \cdot k_{\lambda 2} \cdot k_{\lambda 3}, \quad (7.2)$$

де  $k_{\lambda 1}$  – коефіцієнт, що враховує вплив механічних факторів ( $k_{\lambda 1} = 1,07$ );

$k_{\lambda 2}$  – коефіцієнт, що враховує вплив кліматичних факторів ( $k_{\lambda 2} = 1$ );

$k_{\lambda 3}$  – коефіцієнт, що враховує умови роботи при зниженому тиску ( $k_{\lambda 3} = 1$ ).

Середнє напрацювання на відмову всього пристрою визначається за формулою:

$$T_C = \frac{1}{\lambda_C}, \quad (7.3)$$



### **Резистори SMD**

Інтенсивність відмов  $\lambda_0 = 0,4 \cdot 10^{-6}$ , 1 / год

Коефіцієнт навантаження  $k_n = 0,5$ .

Поправочний коефіцієнт  $\alpha = 1,07$ .

Кількість елементів 24.

### **Кнопка тактова**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 5 \cdot 10^{-6}$  1/ч.

Коефіцієнт навантаження:  $k_n = 0,5$ .

Поправочний коефіцієнт:  $\alpha = 0,21$ .

Кількість елементів: 3.

### **Індикаторний прилад**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 0,4 \cdot 10^{-6}$  1/ч.

Кількість елементів: 1.

### **Конденсатори SMD**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 0,4 \cdot 10^{-6}$  1/ч.

Кількість елементів: 4.

### **Світлодіоди**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 1,0 \cdot 10^{-6}$  1/ч.

Кількість елементів: 3.

### **Фотодіоди**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 1,0 \cdot 10^{-6}$  1/ч.

Кількість елементів: 1.

### **Мікросхеми інтегральні**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 1,5 \cdot 10^{-6}$ , 1/ч

Кількість елементів 2.

### **Транзистори**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 2 \cdot 10^{-6}$ , 1/ч

Кількість елементів 4.

### **Плата печатна**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 0,1 \cdot 10^{-6}$ , 1/ч

Кількість елементів 1.

### **Пайка сполучна**

Інтенсивність відмов:  $\lambda_0 = 0,04 \cdot 10^{-6}$ , 1/ч

Кількість елементів 41.

### **Провід сполучний**

Інтенсивність відмов (на 1 погонний метр)  $\lambda_0 = 0,12 \cdot 10^{-6}$ , 1/ч

Кількість елементів 0,0125 м.

Отже, визначимо інтенсивність відмови пристрою:

$$\begin{aligned} \lambda_c &= 1,07 \cdot (24 \cdot 1,07 \cdot 0,6 \cdot 10^{-6} + 0,21 \cdot 5 \cdot 10^{-6} + 2 \cdot 0,5 \cdot 10^{-6} + 0,6 \cdot 10^{-6} + 0,4 \cdot 10^{-6} + \\ &1,0 \cdot 10^{-6} + 2 \cdot 1,5 \cdot 10^{-6} + 4 \cdot 0,4 \cdot 10^{-6} + 0,1 \cdot 10^{-6} + 41 \cdot 0,04 \cdot 10^{-6} + 0,0125 \cdot 0,12 \cdot 10^{-6}) \\ \lambda_c &= 3,115 \cdot 10^{-5} \text{ (1/ч)}. \end{aligned}$$

Середнє напрацювання на відмову всього пристрою розраховуємо за формулою (7.3).

$$T_c = \frac{1}{3,115 \cdot 10^{-5}} = 32102,7 \text{ (ч)},$$

що приблизно відповідає 3,7 років безперервної роботи пристрою.

## 8 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ РОБОТИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ

### 8.1 Розробка алгоритму програмного забезпечення комп'ютерної системи

Програмна частина мікроконтролера написана на C і складається з трьох основних частин: опитування портів на наявність спрацьованої кнопки, підпрограма виводу на семисегментники і програми підрахунку пульсу. На рисунку 8.1 зображений алгоритм роботи програми комп'ютерної системи.

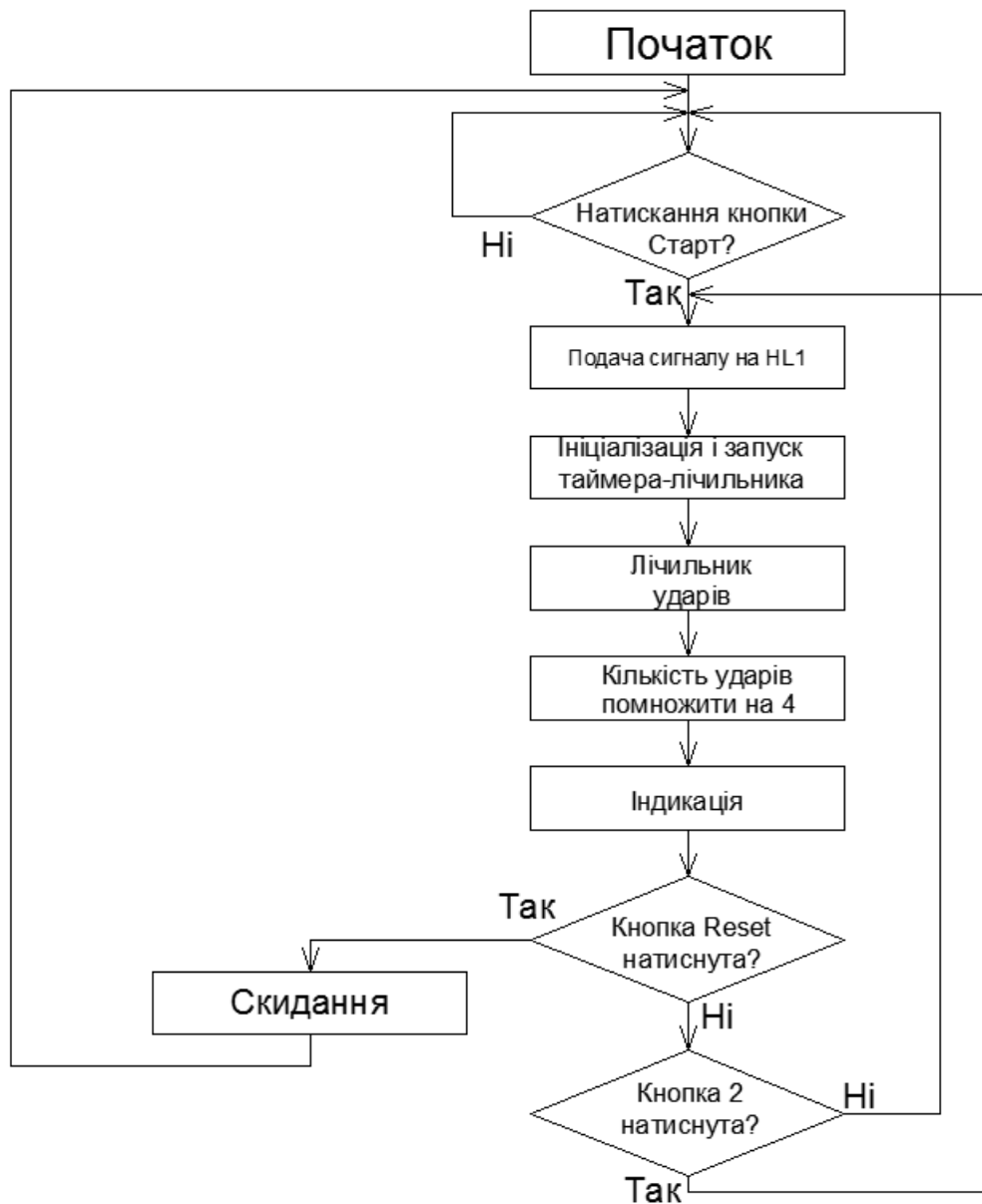


Рисунок 8.1 – Алгоритм роботи програмного забезпечення комп'ютерної системи

## 8.2 Розробка програмного забезпечення комп'ютерної системи

Високорівнева мова програмування - мова програмування, розроблена для швидкості і зручності використання програмістом. Основна риса високорівневих мов - це абстракція, тобто введення смислових конструкцій, коротко описують такі структури даних і операції над ними, опису яких на машинному кодї (або іншому низькорівневій мові програмування) дуже довгі і складні для розуміння.

Такого роду відірваність високорівневих мов від апаратної реалізації комп'ютера крім безлічі плюсів має і мінуси. Зокрема, вона не дозволяє створювати прості і точні інструкції до використовуваному обладненню. Програми, написані на мовах високого рівня, простіше для розуміння програмістом, але менш ефективні, ніж їх аналоги, створювані за допомогою низькорівневих мов.

Прикладами мов високого рівня можуть служити: C++, C, Java, JavaScript, Python, PHP, Ruby, Perl, Паскаль, Delphi, Лісп. Мовам високого рівня властиво вміння працювати з комплексними структурами даних. У більшості з них інтегрована підтримка строкових типів, об'єктів, операцій файлового вводу-виводу і т. п.

Для написання програмної частини за допомогою мови програмування високого рівня, в даній роботі був використан C.

C - компільована статично типізована мова програмування загального призначення.

Підтримує такі парадигми програмування як процедурне програмування, забезпечує модульність, роздільну компіляцію, обробку винятків, абстракцію даних, оголошення типів (класів) об'єктів, віртуальні функції. Стандартна бібліотека включає, в тому числі, загальноновживані контейнери і алгоритми. C поєднує властивості як високорівневих, так і низькорівневих мов. У порівнянні з його попередником - мовою C, - найбільшу увагу приділено підтримці об'єктно-орієнтованого та узагальненого програмування.

Будучи одним з найбільш популярних мов програмування, С широко використовується для розробки програмного забезпечення. Область його застосування включає створення операційних систем, різноманітних прикладних програм, драйверів пристроїв, додатків для вбудованих систем, високопродуктивних серверів, а також розважальних додатків (ігор).

Розроблене програмне забезпечення структурно складається з декількох підпрограм, звернення до яких здійснюється за допомогою відповідних тегів. Нижче описано призначення основних фрагментів програми.

Display – підпрограма виводу на семисегментний індикатор кількості ударів серця.

Mask – підпрограма для заміни цифри на її код у шестнадцатеричній системі числення для правильного включення семисигментного індикатора.

ISP – підпрограма преривання при натисканні кнопки RESET.

Main – основна програма.

M1 – мітка на яку переходить програма при включеному режимі постійного вимірювання.

Delay ms – підпрограма затримки.

Лістинг програми представлений у додатку А.

## 9 РОЗРОБКА ІМІТАЦІЙНОЇ МОДЕЛІ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ

Для створення моделі мікропроцесорної системи застосовувалася програма Proteus (рисунок 9.1).

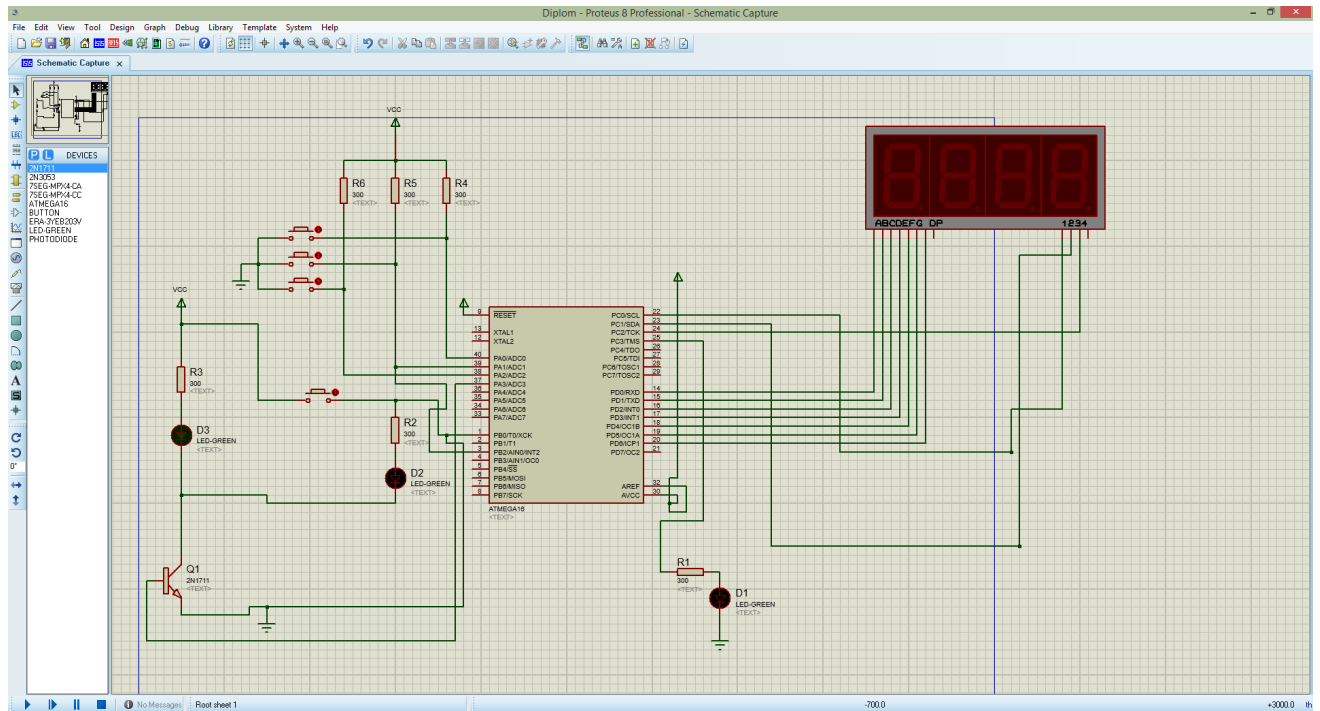


Рисунок 9.1 – Модель мікропроцесорної системи в середовищі Proteus

Система віртуального моделювання Proteus являє собою пакет програм для автоматизованого проектування електронних схем. Пакет являє собою систему схемотехнічного моделювання, що базується на основі моделей електронних компонентів PSpice. Основне призначення програми - моделювання роботи електронних схем, створення та налагодження пристроїв, починаючи з його графічного зображення (принципової схеми) і закінчуючи виготовленням друкованої плати.

Відмінною рисою пакету Proteus є можливість моделювання роботи програмованих пристроїв: мікроконтролерів, мікропроцесорів, цифрових сигнальних процесорів і пр.

Після розміщення і з'єднання всіх елементів, в мікроконтролер зашивається програма, це здійснюється подвійним натисканням на контролер і зазначенням шляху до HEX-файлу у відповідному діалоговому вікні (рисунок 9.2).

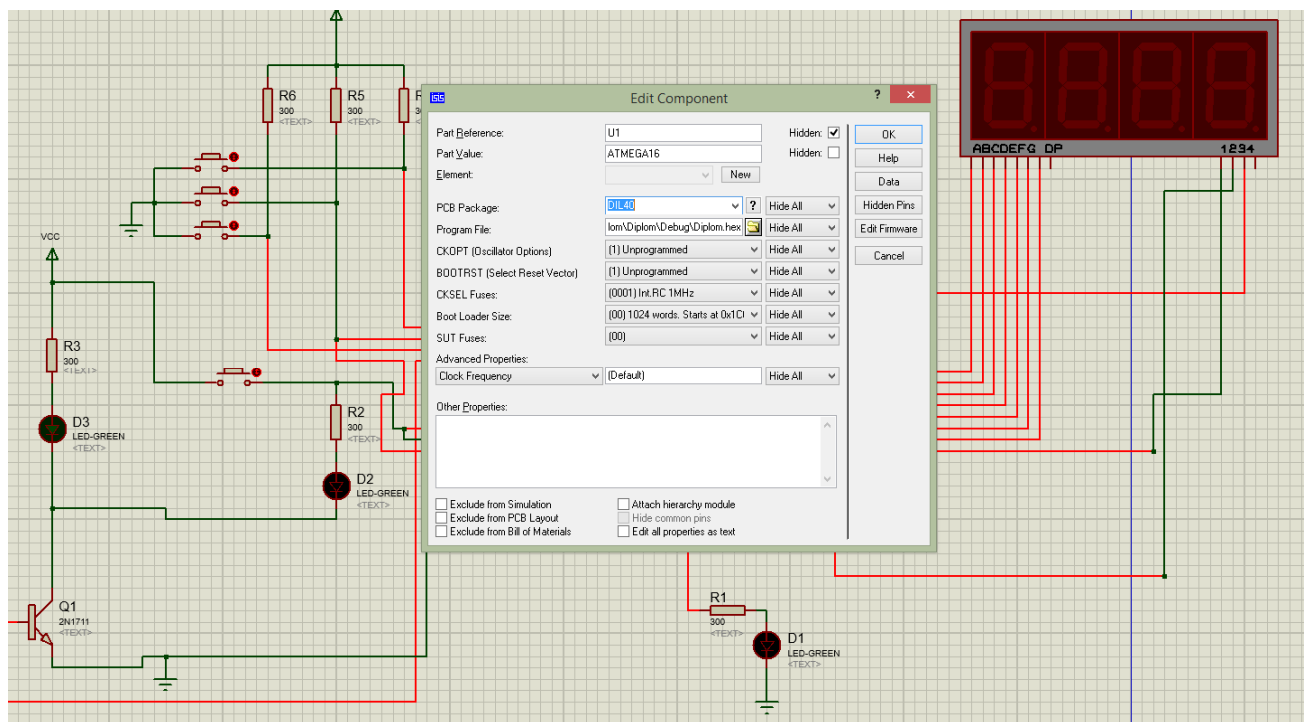


Рисунок 9.2 – Засоби програми для прошивки мікроконтролера

Одними з основних елементів програми також є кнопки керування процесом симулювання, розташовані в нижній частині головного вікна (рисунок 9.3): запуск, покроковий режим, пауза, стоп.



Рисунок 9.3 – Кнопки керування процесом симулювання

Після запуску процесу симулювання ISISProteus імітує роботу зібраної схеми і віртуальних приладів. У режимі симулювання зміни схеми неможливі.

На рисунку 9.4 зображено скриншот працюючої моделі в Proteus. На семисегментний індикаторі видно кількість ударів серця, в якому спрацював останній датчик, на світлодіодах нижче видно типи датчиків, які спрацювали, так само наочно показаний запуск сирени.

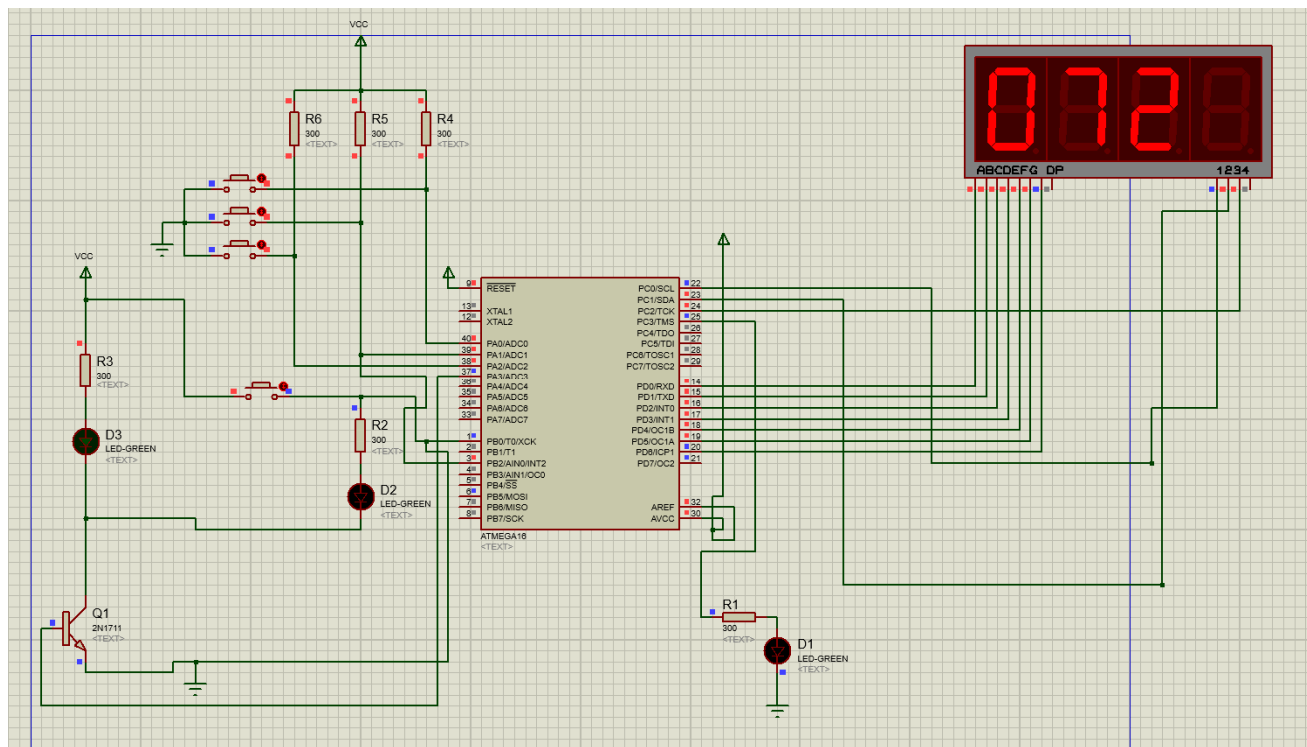


Рисунок 9.4— Імітація роботи пристрою в Proteus



## ВИСНОВКИ

У цій дипломній роботі був розроблена комп'ютерна системи вимірю частоти пульсації серця людини та відповідне програмне забезпечення для мікропроцесора, що лежить в її основі.

Вмірювання пульсу здійснюється на основі метода фотоплезмографії. Основною перевагою цього методу є простота реалізації та дешевизна. В якості датчика був використан фотодіод, який фіксував удари серця.

Імітаційна модель мікропроцесорної системи була створена в середовищі віртуального моделювання Proteus. Модель відображає всі можливості елементів комп'ютерної системи вимірювання пульсу, які до неї входять.

Основними перевагами системи є простота реалізації, відносно мала вартість і розмір.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. ГОСТ 23751-86. Платы печатные. Основные параметры конструкции. [Текст]. – Замість ГОСТ 23751-79; введ. 1986 – 01 – 07 – Москва : М. издательство стандартов – 16 с.
2. Мікропроцесорна техніка [текст]/ В.Я. Жуйков, О.І. Захожай, Ю.Е. Паеранд, Т.О. Терещенко: 2012. – 498 с.
3. ГОСТ 2.417-78. Единая система конструкторской документации. Платы печатные. Правила выполнения чертежей. Замість ГОСТ 2.417-78; введ. 1992 – 01 – 07 – Москва: М. издательство стандартов – 4 с.
4. ДСТУ 2779-94. Монтаж електричний радіоелектронної апаратури та приладів. Загальні вимоги до формування виводів та установлення виробів електронної техніки на друковані плати. введ. 1996 – 01 – 01 – Київ : Державний комітет стандартизації метрології та сертифікації України – 26 с.
5. Как подключить к микроконтроллеру загрузку [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.getchip.net/posts/062-kak-podklyuchit-k-mikrokontrolleru-nagruzku/> – Назва з екрану.
6. Электроника для всех [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://easyelectronics.ru/category/arm-uchebnyj-kurs> – Назва з екрану.
7. AVR и PIC учебный курс начинающим с нуля [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.proavr.narod.ru/05.htm> – Назва з екрану.
8. Википедия [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://ru.wikipedia.org/wiki/Пульс> – Назва з екрану.

## **ДОДАТОК А**

Лістинг програми мікроконтролера комп'ютерної системи  
вимірювання пульсу людини

```

#include <asm.h> // Підключення бібліотек
#include <avr/io.h>
#include <avr/delay.h>
# include <util/delay.h>
#include <avr/interrupt.h>
#define Start PINA0
unsigned short j;
unsigned short fffDD0,fffDD1,fffDD2;
unsigned short pulsrate,pulsecount;
unsigned int i;
ISR(INT2_vect) //Переривання при натисканні кнопки reset і скидання даних
{
    pulsrate=0;
    j=0;
    PORTC &= ~(1<<4);
}
unsigned short mask(unsigned short num)//Підпрограма заміни десятиричної
системи числення на шістнадцятковий код системи числення для відображення
на семисигментному індикаторі .
{
    switch (num)
    {
        case 0 : return 0x3F;
        case 1 : return 0x06;
        case 2 : return 0x5B;
        case 3 : return 0x4F;
        case 4 : return 0x66;
        case 5 : return 0x6D;
        case 6 : return 0x7D;
        case 7 : return 0x07;
    }
}

```

```

        case 8 : return 0x7F;
        case 9 : return 0x6F;
    }
}

display() // Підпрограма виводу пульсу на семисегментний індикатор
{
    fffDD2=pulsrate%10;
    fffDD2=mask(fffDD2);
    fffDD1=(pulsrate/10)%10;
    fffDD1=mask(fffDD1);
    fffDD0=pulsrate/100;
    fffDD0=mask(fffDD0);
    for(i=0;i<=2;i++)
    {
        PORTC=0b110;
        PORTD=fffDD0;
        delay_ms(10);
        PORTC=0b101;
        PORTD=fffDD1;
        delay_ms(10);
        PORTC=0b011;
        PORTD=fffDD2;
        delay_ms(10);
    }
    PORTC=0b111;
}

int main (void) / Головна частина програми
{
    sysclk_init();
    MCUCR = (1<<ISC10) | (1<<ISC11); //0b00001100 // Налаштування переривань
}

```

```

GICR |= (1<<5);
asm("sei");
delay_init(F_CPU);
TCCR0=0b00000111;
PORTB=0b00000000; // Задання режимів вводу/виводу та рівня сигналу
DDRB=0b00100000;
PINB=0b00000000;
PORTD=0b11111111;
DDRD=0b11111111;
PORTA=0b00001111;
DDRA=0b00001000;
PORTC=0b00000000;
DDRC=0b00001111;
pulstrate=0;
j=0;
do
{
    if((~PINA)&(1<<2)) //При натисканні кнопки 2 включення другого
режиму
    {
        PORTC=0b00001000;
        j=1;
    }
    if((~PINA)&(1<<0)) // при натисканні кнопки 1 старт програми
підрахунку пульсу
    {
        M1:
        delay_ms(150);
        PORTA=0b00001000; //Включення світодіоду HL1
        delay_ms(100);
    }
}

```

```
TCNT0=0; // Таймер лічильник сбрасуємо на 0
delay_ms(15000); // затримка на 15 секунд
PORTA =0b00000000; // Виключення світлодіода HL1
pulsecount=TCNT0;
pulstrate=pulsecount*4; // Кількість імпульсів множимо на 4
display();
}
else
{
display();
if(j==1) //При увімкненому 2 режимі перехід на мітку M1
{
goto M1;
}
}
} while (1);
}
```