

ДВНЗ «Донецький національний технічний університет»

Факультет комп'ютерно-інтегрованих технологій,
автоматизації, електроінженерії та радіоелектроніки

(повне найменування інституту, назва факультету)

Кафедра електронної техніки

(повна назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри електронної техніки

Вовна О.В.

(підпис)

(ініціали, прізвище)

«__» _____ 2019 р.

Випускна кваліфікаційна робота

бакалавра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Розробка електронного пристрою аналізу стану серцежно-судинної системи людини»

Виконав: студент 4 курсу, групи ЕлСз–12

(шифр групи)

напрямку підготовки 6.050802 «Електронні пристрої та системи»

(шифр і назва напрямку підготовки)

спеціальності Електронні системи

(шифр і назва спеціальності)

Ісаєв Олексій Олексійович

(прізвище та ініціали)

(підпис)

Керівник завідувач кафедри ЕТ, д.т.н., проф.

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

О.В. Вовна

(підпис)

Рецензент _____

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

(підпис)

*Засвідчую, що у цій випускній кваліфікаційній
роботі немає запозичень з праць інших авторів
без відповідних посилань.*

Студент _____

(підпис)

Покровськ – 2019 р.

ДВНЗ «Донецький національний технічний університет»

Факультет комп'ютерно-інтегрованих технологій,
автоматизації, електроінженерії та радіоелектроніки

(повне найменування інституту, назва факультету)

Кафедра електронної техніки

(повна назва кафедри)

Захист відбувся _____

(дата)

з оцінкою _____

Секретар ДЕК _____

(підпис)

Випускна кваліфікаційна робота

бакалавра

Тема: «Розробка електронного пристрою аналізу стану серцежно-судинної системи людини»

Спецчастина: _____

Виконавець, студент

гр. ЕлСз – 12

_____ Ісаєв О.О.

(підпис, дата, П.І.П)

Керівник

_____ проф. Вовна О.В.

(підпис, дата, П.І.П)

Консультанти:

_____ проф. Зорі А.А.

(підпис, дата, П.І.П)

_____ проф. Вовна О.В.

(підпис, дата, П.І.П)

_____ доц. Лактіонов І.С.

(підпис, дата, П.І.П)

_____ ст. викл. Тюрін Є.А.

(підпис, дата, П.І.П)

Нормоконтроль

_____ проф. Вовна О.В.

(підпис, дата, П.І.П)

Покровськ – 2019

**Державний вищий навчальний заклад
"Донецький національний технічний університет"**

Інститут, факультет Комп'ютерно-інтегрованих технологій, автоматизації, електроінженерії та радіоелектроніки

Кафедра Електронна техніка

Освітньо-кваліфікаційний рівень бакалаврНапрямок підготовки 6.050802 «Електронні пристрої та системи»

(шифр і назва)

Спеціальність Електронні системи

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри електронної техніки

Вовна О.В.

«_____» _____ 2019 року

З А В Д А Н Н Я
НА ВИПУСКНУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ БАКАЛАВРА

Ісаєв Олексій Олексійович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) «Розробка електронного пристрою аналізу стану серцево-судинної системи людини»

керівник проекту (роботи) Вовна Олександр Володимирович, д.т.н., проф.

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

затверджені наказом вищого навчального закладу від 06.05.2019 року № 256

2. Строк подання студентом проекту (роботи).

3. Вихідні дані до проекту (роботи).

Технічна документація та матеріали з переддипломної практики

4.Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) аналіз та характеристика об'єкту; обґрунтування та розробка структурної схеми електронного пристрою; розробка принципової схеми електронного пристрою; оцінка метрологічних характеристик; синтез мікропроцесорної частини електронного пристрою; розробка конструкції та зовнішнього вигляду електронного пристрою.

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
1	зав. каф. ЕТ, д.т.н., проф., Вовна О.В.		
2	зав. каф. ЕТ, д.т.н., проф., Вовна О.В.		
А	зав. каф. ЕТ, д.т.н., проф., Вовна О.В.		
3.1	проф. каф. ЕТ, д.т.н., проф., Зорі А.А.		
3.2	проф. каф. ЕТ, д.т.н., проф., Зорі А.А.		
3.3	доц. каф. ЕТ, к.т.н., Лактіонов І.С.		
Б	ст. викл. каф. ОП, Тюрін Є.А.		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Аналіз характеристик і параметрів електронного приладу аналізу стану серцево судинної системи.		
2	Розробка технічного завдання на проектування електронного приладу аналізу стану серцево судинної системи		
3	Розробка структурної схеми електронного приладу аналізу стану серцево судинної системи		
4	Розробка принципової схеми вимірювального каналу аналізатора серцево судинної системи.		
5	Охорона праці та безпека під час надзвичайних ситуаціях на підприємстві		

Студент _____
(підпис)

Ісасв О.О.
(прізвище та ініціали)

Керівник роботи _____
(підпис)

Вовна О.В.
(прізвище та ініціали)

ЛИСТ ЗАУВАЖЕНЬ

Посада П.І.Б.	Суть зауваження, оцінка та підпис

АНОТАЦІЯ

Ісаєв, О.О. «Розробка електронного пристрою аналізу стану серцево-судинної системи людини / Випускна кваліфікаційна робота на здобуття освітнього ступеня «бакалавр» за напрямом підготовки 6.050802 «Електронні пристрої та системи» спеціальності «Електронні системи». – ДВНЗ «ДонНТУ», Покровськ, 2019.

Пояснювальна записка: 56 стор., 15 рис, 2 табл, 19 посилань.

Виконаний аналіз сучасних методів аналізу серцево-судинної системи, гемодинаміки крові а саме: пульсоксиметри та фотоплетизмографи. Під час аналізу виконано обґрунтування створення двох канального, трьох діапазонного високочутливого пристрою, щоб отримати переваги перед іншими методами аналізу такими як кардіографія, і вивести діагностові серцево-судинної системи на інший якісний рівень.

Виконана розробка структурної схеми пристрою аналізу серцево-судинної системи на базі фото плетизмографа. У принциповій схемі вимірювального каналу рівня фракцій гемоглобіну, розраховані параметри вихідного кола фотоприймача, попереднього і нормуючого підсилювача.

Розроблений оптико-електронний пристрій виконувати без інвазійне вимірювання составу фракцій гемоглобіну та форми пульсової хвилі температури в режимі реального часу, та мається можливість для подальшого комп'ютерного аналізу. Виміри виконуються у діапазоні SpO_2 від 70 до 99% з похибкою у 2%, вимірювання пульсу у діапазоні від 30 до 240 з похибкою в 1%. Температура експлуатації від 5 до 40 °C.

Ключові слова: вимірювання, гемоглобін, фото плетизмограф, пульсокіметр, варіаційна пульсометрія, перфузія, скрініговая діагностика, серцево судинні захворювання, гемодінаміка.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	7
ВСТУП.....	8
1 АНАЛІЗ НЕОБХІДНИХ ХАРАКТЕРИСТИК І ПАРАМЕТРІВ СТАНУ СЕРДЕЧНО СУДИНОЇ СИСТЕМИ.....	10
1.1 Опис переваг та недоліків приладів для аналізу стану ССЗ.....	10
1.2 Основні принципи фотоплетізмаграми.....	14
1.3 Біофізичні моделі і методики вимірів.....	16
1.4 Постановка задачі на проектування електронного пристрою.....	22
2 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ЕЛЕКТРОННОГО ПРИСТРОЮ АНАЛІЗУ СТАНУ СЕРДЕЧНО СУДИННОЇ СИСТЕМИ.....	23
2.1 Фізичне обґрунтування.....	24
3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ВИМІРЮВАЛЬНОГО КАНАЛУ ПРИЛАДУ АНАЛІЗУ СТАНУ ССС.....	28
3.1 Розрахунок попереднього підсилювачей.....	28
3.2 Розрахунок нормуючого підсилювача.....	38
ВИСНОВКИ.....	43
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	44
ДОДАТОК А – Технічне завдання на розробку електронного пристрою аналізу стану сердечно судинною системи людини.....	46
ДОДАТОК Б – Охорона праці та безпека під час надзвичайних ситуаціях на підприємстві.....	50

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.

АЦП	– аналого-цифровий перетворювач;
МПС	– мікропроцесорна система;
ЦОС	- Цифрова обробка сигналу.
ПВ	- Пульсова волна
ПФ	- передавальна функція;
АП	- Апноє
С.Р.	- Серцевий ритм;
ЧСС	- Частота серцевих скорочень;
ВП	- варіаційна пульсометрія;
ФПГ	- фотоплезмограмма;
СС	- Серцевий стан;
СА	- Серцева активність;
О.Г.	- Оксигемоглобін;
Д.О.Г.	-Дезоксигемоглобін;
Д.Н.	-Дихальна недостатність;
КМ	- Кардіомоніторинг;
ПЕКО	-Периферический кровообмін.
АТ	- Артеріальний тиск.
СМАТ	-Система моніторинга артеріального тиску.
БІД	-Ближній інфрачервоний діапазон.

ВСТУП

Серцево-судинні захворювання (ССЗ) є головною причиною смерті у всьому світі: ні з якої іншої причини щорічно не помирає стільки людей, скільки від ССЗ. За оцінками, в 2016 році від ССЗ померло 17,9 мільйона чоловік, що склало 31% усіх випадків смерті у світі. 85% цих смертей сталося в результаті серцевого нападу і інсульту. Більше 75% випадків смерті від ССЗ відбуваються в країнах з низьким і середнім рівнем доходу. З 17 мільйонів випадків смерті від неінфекційних захворювань у віці до 70 років 82% випадків доводяться на країни з низьким і середнім рівнем доходу, а причиною 37% є ССЗ. Більшість серцево-судинних захворювань можна запобігти шляхом вжиття заходів відносно таких чинників ризику, таких як вживання тютюну, нездорове живлення і ожиріння, відсутність фізичної активності і шкідливе вживання алкоголю, за допомогою стратегій, що охоплюють усе населення. Люди, що страждають ССЗ або що піддаються високому ризику таких захворювань (у зв'язку з наявністю одного або декількох чинників ризику, таких як підвищений кров'яний тиск, діабет, гіперліпідемія, або вже розвинутого захворювання), потребують раннього виявлення і надання допомоги шляхом консультування і, при необхідності, прийому лікарських засобів.

Велике значення має рання діагностика серцево - судинних захворювань, а також впровадження сучасних інструментальних методів дослідження з метою отримання об'єктивної кількісної інформації про функціональний стан серця, придатних для скринингових обстежень, якісного опису механізмів функціонування і адаптації серця, що дозволить своєчасно прогнозувати можливість появи патологічних змін і проводити раннє ефективне лікування їх.

Серед досягнень медичної науки і техніки останнім часом, поза сумнівом, одним з найважливіших слід рахувати розробку нових методів і

додаткових критеріїв діагностики, ґрунтованих на принципах доказової медицини і високих технологій.

1 АНАЛІЗ НЕОБХІДНИХ ХАРАКТЕРИСТИК І ПАРАМЕТРІВ СТАНУ СЕРДЕЧНО СУДИНОЇ СИСТЕМИ

1.1 Опис переваг та недоліків приладів для аналізу стану ССЗ

Основні прилади для аналізу ССЗ можна умовно розділити на 2 категорії за принципом роботи. До першої категорії входять прилади котрі за час існування стали класикою у діагностиці ССЗ, це Електрокардіографи (див. рис. 1.1).

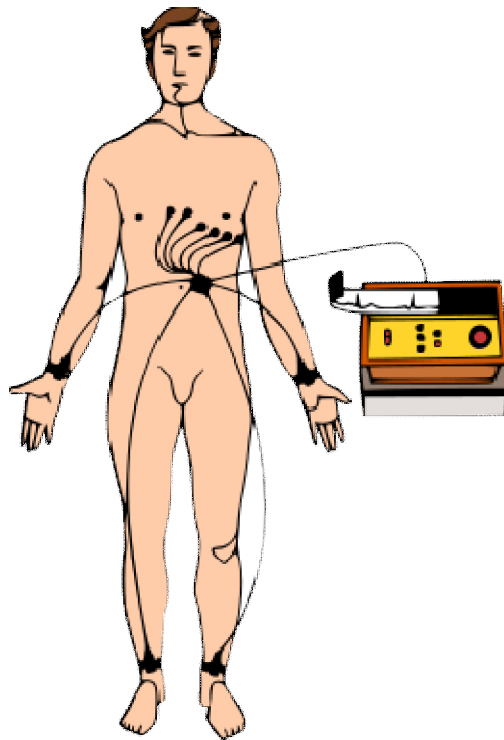


Рисунок 1.1 – Схема для зняття кардіограми

Електрокардіографія (принцип дії). Оскільки збудження в серці охоплює величезну кількість клітин, серце виступає в ролі електричного генератора. В той же час тканини організму мають високу електропровідність, що дозволяє реєструвати електричні потенціали серця з поверхні тіла, прикладаючи електроди, що відводять, до його певних ділянок. Ця методика дістала назву електрокардіографії. Принципи відведення

біопотенціалів. Існують три основні стандартні відведення біопотенціалів серця з поверхні тіла (див. рис. 1.1). Перше відведення - при розташуванні електродів на правій і лівій руці. Друге відведення - при розташуванні електродів на правій руці і лівій нозі; третє - при розташуванні електродів на лівій руці і лівій нозі. Окрім стандартних відведень існують також грудні відведення, при яких біопотенціали серця реєструються безпосередньо від різних точок грудної клітки. Зубці і сегменти ЕКГ. Електрокардіограма є сумарною картиною поширення збудження в серці. У електрокардіографічному комплексі розрізняється ряд зубців і сегментів, що відповідають біоелектричній активності різних відділів серця (Рисунок 1.2) : зубець Р відповідає періоду електричного збудження обох передсердя. Тривалість його в середньому близько 0,1 с. Сегмент PQ, т. е. відстань між кінцем зубця Р і зубцем Q, є період проходження імпульсу крізь атріовентрикулярний вузол (у нормі його тривалість дорівнює 0,12-0,18 с). Комплекс зубців QRST називають шлуночковим, оскільки він відбиває процес поширення збудження в шлуночках. Спрямований вниз зубець Q відповідає збудженню сосочкових м'язів. Його тривалість близько 0,03 с. найвищий (особливо в другому відведенні) спрямований вгору зубець R відбиває поширення збудження по підставах шлуночків. Зубець S, спрямований вниз, відповідає повному охопленню збудженням усіх шлуночків.

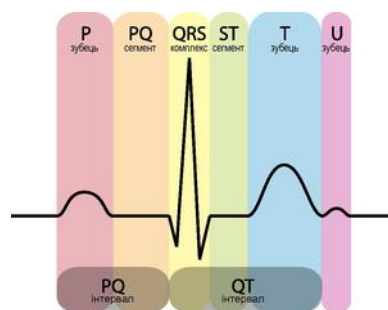


Рисунок 1.2 – Вигляд кардіограми

Електрокардіографи. Методика ґрунтована на фіксації измення електричного потенціалу в м'язових клітинах серця в результаті скорочення.

До другої категорії входять прилади котрі з'явилися відносно не давно, це фото плетизмографи, це стало можливо завдяки розвитку сучасної електроніки.

Фотоплетизмографія- метод скринінгової діагностики стану посудин

У основі патогенезу багатьох захворювань лежить порушення мікроциркуляції. Тому оцінка стану судинного русла, включаючи капіляри, дозволяє виявити на ранніх стадіях різні хвороби, а також контролювати процес лікування пацієнта. Оптимальною методикою скринінгової судинної діагностики є фотоплетизмографія. Це простий, неінвазивний, безболісний і надійний експрес-метод, ґрунтований на визначенні об'єму крові в мікросудинному руслі. Принцип фотоплетизмографії полягає у визначенні зміни об'єму крові в області, на якій проводиться вимір. За допомогою фото плетизмографа проводиться пальцева фотоплетизмографія з використанням кінцевої фаланги кисті або стопи. Це дозволяє отримати максимум інформації про мікроциркуляторне русло із-за інтенсивного капілярного кровотоку в області кінчиків пальців. До того ж використати дистальну фалангу пальця зручно як лікареві, так і пацієнтові.

У основі патогенезу багатьох захворювань лежить порушення мікроциркуляції. Тому оцінка стану судинного русла, включаючи капіляри, дозволяє виявити на ранніх стадіях різні хвороби, а також контролювати процес лікування пацієнта. Оптимальною методикою скринінгової судинної діагностики є фотоплетизмографія. Це простий, неінвазивний, безболісний і надійний експрес-метод, ґрунтований на визначенні об'єму крові в мікросудинному руслі. Принцип фотоплетизмографії полягає у визначенні зміни об'єму крові в області, на якій проводиться вимір. За допомогою фотоплетизмографа проводиться пальцева фотоплетизмографія з використанням кінцевої фаланги кисті або стопи. Це дозволяє отримати максимум інформації про мікроциркуляторне русло із-за інтенсивного

капілярного кровотоку в області кінчиків пальців. До того ж використати дистальну фалангу пальця зручно як лікареві, так і пацієнтові.

Порівняння електрокардіографа та фотоплетізмографа.

Електрокардіографи. Методика ґрунтована на фіксації измення електричного потенціалу в м'язових клітинах серця в результаті скорочення. Методика ґрунтована на фіксації измення електричного потенціалу в м'язових клітинах серця в результаті скорочення.

Фотоплетизмографи. Методика ґрунтується на фіксації пульсової хвилі кров'яного потоку, шляхом аналізу поглинання гемоглобіну світла певної довжини). Методика ґрунтується на фіксації пульсової хвилі кров'яного потоку, шляхом аналізу поглинання гемоглобіну світла певної довжини. Методика ґрунтується на фіксації пульсової хвилі кров'яного потоку, шляхом аналізу поглинання гемоглобіну світла певної довжини..

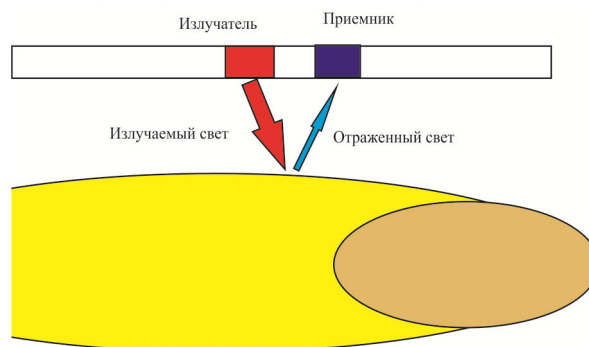


Рисунок 1.3 – Принцип фотоплетизмограми

Переваги фото плетизмографа

Може бути компактного розміру, що дозволяє його використати в побуті та скринінговій діагностиці, не заподіюючи незручностей пацієнтові.

Також за допомогою його, можна отримувати об'єктивну якісну оцінку крові і посудин, перфузію і насичення крові киснем.

Також відштовхуючись від попередніх статичних досліджень С.С.С. пацієнта можна з високою точністю спрогнозувати артеріальний тиск.

Так само як і кардіограф фотоплетизмограф може вимірювати девіацію пульсу, що дуже допомагає при діагностиці тахікардії, брадикардії т.д.

Фотоплетизмограф може використовуватися при діагности С.С.З., хворобами легенів наприклад астма в усіх проявляях, серечно судинної системи напрмер атеросклероз, головні болі, порушень перфузії хвороба Рейо, захворювання крові наприклад кров'яний вовчак, лейкоз і так далі

Переваги електрокардіографа

1. Дає полну інформацію о працездатності серця.
2. Практикуючі лікарі мають багатий досвід з такими приладами

1.2 Основні принципи фотоплетизмаграмми

Суть методу фотоплетизмограми полягає у вимірі поглинання світла визначеної довгі хвилі такою, що проходить або відбивається від фрагмента плоти, що містить кровоносні судини(Рисунок 1.2. Це дає нам можливо судити про насичення крові киснем, периферичний кровотік, варіабельна серцевого ритму, формі пульсової хвилі.

Отримані дані дуже нагадують періодичні функції, що дозволяє застосовувати до їх аналізу методимат. аналізу наприклад дискретне розкладання Фурье (див. рис. 1.4).

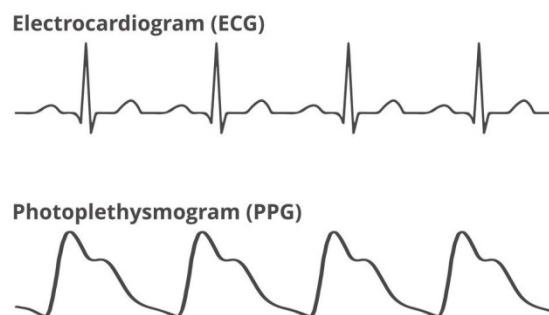


Рисунок 1.4 – Дискретне розкладання Фурье

Коефіцієнти поглинання тканинами і кров'ю залежить від довгі хвилі світла. Головна складова крові гемоглобін може бути в 2 станах, оксигемоглобін HbO_2 (насичений киснем гемоглобін), і дезоксигемоглобін Hb (гемоглобін без кисню). У цих станах у гемоглобіну різні спектри поглинання світла, для аналізу зазвичай використовують списи поглинання 660 нм і 910 нм (див. рис 1.5).

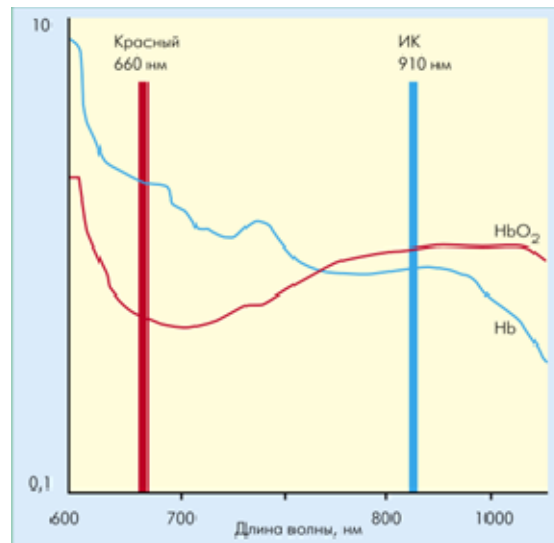


Рисунок.1.5 – Спектр поглинання гемоглобіна

Аналізуючи поглинання в 2 точках можна зрозуміти не лише насичення крові киснем, але і зміну динаміки циркуляції крові оскільки чим більше крові в посудинах тим сильніше поглинання, з цього можна зробити висновок про форму пульсової хвилі. Окрім поглинання циркулюючої крові світло ще поглинають тканини, і кров яка знаходиться в них статично. По цьому співвідношення сигнал шум, дуже мале якщо ми хочемо мати якісне уявлення про форму пульсової хвилі, не обходжений робити попереднє посилення сигналу з подальшою його обробкою (див. рис. 1.6).

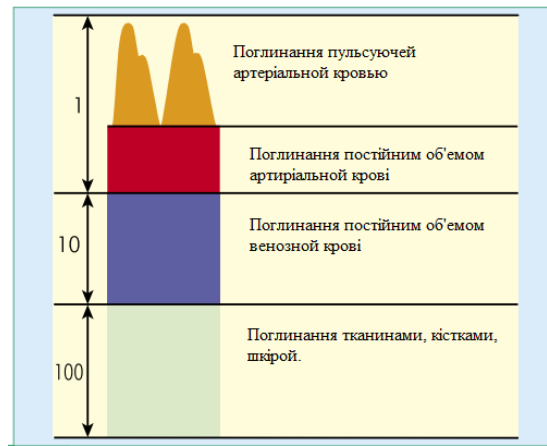


Рисунок 1.6 – Типи поглинання

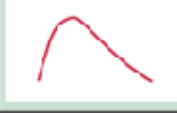
Ліворуч вказанні величини пропорційні оптичній щільності кожної ділянки. Можна зробити висновок що корисного сигналу менше 1% від загального шуму.

1.3 Біофізичні моделі і методики вимірів.

Фотоплетизмограма використовується фізіологами досить таки давно, але ця методика не відображає кількісні параметри сигналу. Приклад наданий в таблиці. Такий підхід малоінформативен, оскільки по підсумку немає якісних показників і як в слідство цю методику не можна прив'язати до мат аналізу, і доводиться полагатися на інтуїцію лікаря і без того очевидні показники, наприклад пацієнт молодий або старий, має треноване серце або ні (Таблиця 1.6). Ширший аналіз Ф.П.Г. представлений в роботах 10-12, там використовується представлення Ф.П.Г. в якості функції і для аналізу використовується похідна від неї, що дає можливість використати для аналізу велику кількість інструментів мат. аналізу. Дуже важко безперервно перевіряти адекватність результатів в клініці, тому в практичній медицині вона не використовується. Але все таки було виведено не скільки параметрів пов'язаних з фізіологією що дають якісний определение стан С.С.З, RI (reflectionindex) індекс відображення і SI (stiffnessindex) індекс жеткості.

Цікавіша робота 13. У ній експериментальним шляхом була отримана передатна функція зв'язок, що описує, між Ф.П.Г. і перфузи

Таблиця 1.1 – Типи поглинання

Клас	Форма сигналу	Примечание
1		Можно побачити характерну впадину, в низпадаючій частині. Це є характерно для молодих людей.
2		Впадини нема, на її місці горизонтальний участок
3a		Немає впадини та горизонтальної частини, але є різке зміння угла нахилу спадючої частини ФПГ
3b		Немає впадини та горизонтальної частини, але є різке зміння угла нахилу спадючої частини, на восходячій частині є зміння угла нахилу
4		Немає западини і горизонтальної ділянки і стрибка кута; крива ФПГ має згладжену форму. Характерно для літніх людей

Для тієї П.Ф. була побудована біофізична модель, що пояснює встановлену модель. Сенс її в тому що при поширенні пульсової хвилі артерія розширюється тим самим демпфує стрибок тиску утворений хвилею, демпфування обмежено здатністю артерій розширюватися. У місцях де здатність артерії розширюватися обмежена наприклад місця розгалужень і закінчення, відбувається відображення хвилі(див. рис 1.7). Т.к. таких місць множина те відбиті хвилі складаються в одну відбиту хвилю, і її ми можемо спостерігати на фотоплетизмограмі. Індекс SI кількісно відображає здатність артерій і посудин розширюватися тобто їх пружність, інший індекс RI свідчить про тонус аорт і посудин, тобто чим вище відображення тим у більше хорошему тонусі знаходяться посудини.

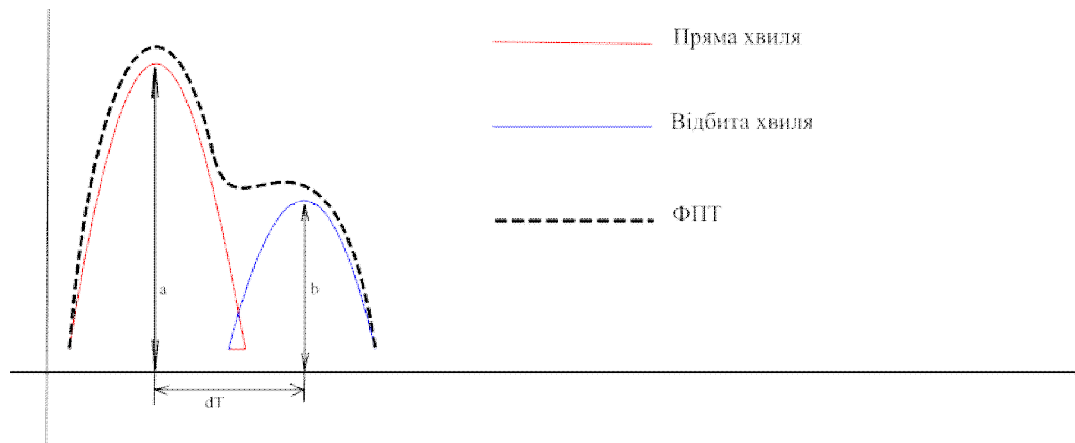


Рисунок 1.7 – Опис спектру поглинання

Індекс гнучкості судів $Sl = P_{\text{іст людини}} / dT$;

Індекс відбиття судів $Rl = (a/b) * 100$

Усі судини і аорти покриті особливою тканиною - ендотелієм. У соучастному розумінні це найбільший орган дифузне розсіяний по усіх тканинах організму. Його функції багато в чому визначаються контролем

якісних показників крові, і обміну речовин. Для того що б зняти якісні показники стану ендотелію, вимір Ф.П.Г. не обходжений проводити в 2 етапи. У 1 етапі пацієнт знаходиться в спокійному стані і вимірюється Ф.П.Г. згідно з класичною методикою, і визначаються індекси відображення і жорсткості. Другий етап на багато цікавіше, для його проведення треба використати 2 каналний фотоплетизмограф, його канали вимірюють показники в симетричних кінцівках, руки або ноги. Суть методу в тому щоб викликати в одній з симетричних кінцівок реактивну гіперемію і порівняти свідчення з кінцівкою де все було спокійно.

Пояснення інформативних параметрів знятих за допомогою реактивної гіперемії.

Приблизно такі свідчення фотоплетизмографа ми можемо спостерігати під час відновлення кровотоку(див. рис. 1.8).

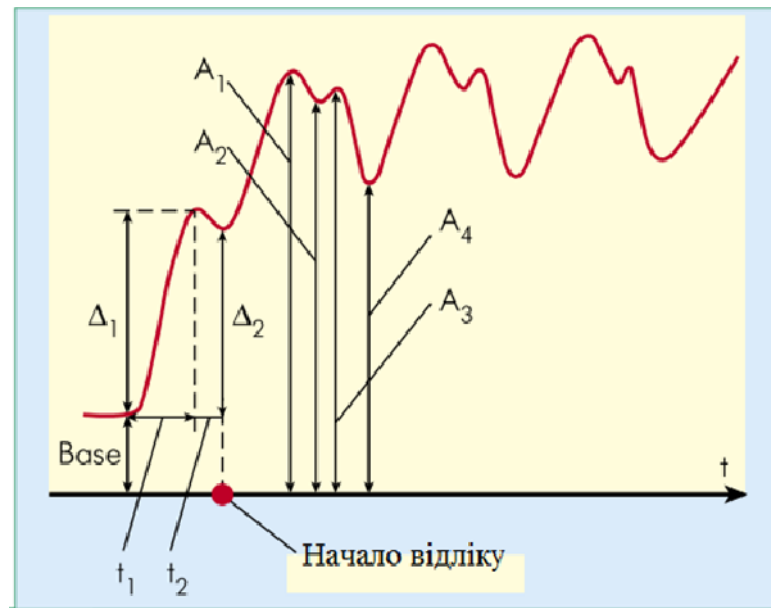


Рисунок 1.8 – Фотоплетизмографа під час відновлення кровотоку

В таблиці 1.2 приведені пояснення параметрів

Таблиця.1.2 – Пояснення параметрів

Параметри			Опис
	Основні параметри	A_1	Амплітуда головного максимуму
		A_2	Амплітуда головного мінімуму
		A_3	Амплітуда локального максимуму
		A_4	Амплітуда головного мінімуму
	Комбінаційні параметри	$\Delta A_1 = A_1 - A_4$	Відносна Амплітуда головного максимуму
		$\Delta A_2 = A_2 - A_4$	Відносна Амплітуда головного мінімуму
		$\Delta A_3 = A_3 - A_4$	Відносна Амплітуда локального максимуму
		$RI = \frac{\Delta A_3}{\Delta A_1}$	Індекс відбиття.
		$SI = \frac{3\rho_{cm}}{T_{A3} - T_{A1}}$	Індекс гнучкості
		$HEI = 1 - \frac{\Delta A_2 - \Delta A_3}{2 * \Delta A_1}$	Індекс ефективності серця

Продовження таблиці 1.2

		$Phase_{\min} = (T_{A_4})_{ref} - (T_{A_4})_{ocl}$	Фазовий зсув по опорному та оклюзивному каналу по головним мінімумам
		$HR = (T_{A_4})_{i+1} - (T_{A_4})_i$	Мгновенна СС
	Статичні параметри	$\overline{A_1} = \frac{1}{N} * \sum_i^n (A_1)_i$	Середнє значення амплітуди головного максимуму по виборці із Нскорочень
		$\overline{A_2} = \frac{1}{N} * \sum_i^n (A_2)_i$	Середнє значення амплітуди головного мінімум по виборці із Нскорочень
		$\overline{A_3} = \frac{1}{N} * \sum_i^n (A_3)_i$	Середнє значення амплітуди локального максимуму по виборці із Нскорочень
		$\overline{HR} = \frac{1}{N} * \sum_i^n (HR)_i$	Середнє значення ЧСС по виборці із Нсерцевих скорочень
		$HRV = \frac{HR_{\max} - HR_{\min}}{HR}$	Індекс варіабельності Серцевого ритму
	Амплітудний параметр	base	Кількісна характеристика ФПГ під час оклюзії
		Δ_1	Амплітуда першого постоклюзійного максимуму
		Δ_2	Амплітуда першого постоклюзійного мінімуму
	Релаксаційний параметр	t_1	Час наростання першого постоклюзійного максимуму
		t_2	Час між першими постоклюзійним максимумом і мінімумом

Продовження таблиці 1.2

		$T_{relax}^{0,1-0,9}(\Delta A_1)$	Час відновлення сигналу ФПГ по відносній амплітуді головного максимуму до нового стаціонарного значення після оклюзії по рівнях 10-90% від нового стаціонарного значення
		$T_{relax}^{0,1-0,9}(Phase_{min})$	Час відновлення сигналу ФПГ по фазовому зрушенню до нового стаціонарного значення після оклюзії по рівнях 10-90% від нового стаціонарного значення
		$\max(Phase_{min})$	Максимальне значення фазового зрушення, вичисленого по головних мінімумах
	Параметри оклюзії	P_{base}	Тиск в манжеті, при якому став з'являтися перший постоклюзійний максимум
		$P_{clamp}^{0,1-\Delta A_1}$	Тиск в манжеті під час передавлення, при якому відносна амплітуда головного максимуму дорівнювала 1/10 стаціонарного значення

У таблиці приведені параметри які можна витягнути з Ф.П.Г. при використанні цієї методики(Таблиця.1.9). Для наочності їх можна розділити на декілька груп. Хочеться звернути увагу на 2 нові параметри. НЕІ- індекс ефективності серця, згідно біофізичної моделі де пульсова хвиля складається з 2 хвиль пульсовою і відбитою, відбита хвиля може на стільки швидко повертатися (через відсутність демпфування) що впливатиме на систолічному тиску, отже серце витрачатиме зайву енергію і сили на

протиборство. Чим менше цей вплив тим вище серцевий індекс, тим здоровіше серце, тим воно ефективніше. Другий параметр на який хотілося звернути увагу це $Phase_{min}$, воно відбиває фазове зрушення між рукою з оклюзією і без, це показник функції гемодинаміки і функції ендотелію який виділяє в кров оксид азоту який примушує судини розширюватися.

1.4 Постановка задачі на проектування електронного пристрою

Прилад розробляється універсальний для скрінгової діагностики в умовах амбулаторій. Для цього його корпус має бути досить корозієстійкий і гігієнічний, для регулярної обробки дезінфікуючими засобами

Діапазон виміру SpO_2 (%)	70-99%
Погрішність виміру SpO_2 (%)	$\pm 2\%$
Діапазон виміру пульсу	30-240 ударів/ хвилину
Погрішність виміру пульсу	$\pm 1\%$

Вимірювальний пристрій повинен нормально функціонувати під час зміни температури навколишнього середовища від $+5$ до $+35^{\circ}\text{C}$, відносній вологості 90 % та барометричного тиску від 700 до 800 мм.рт.ст.

2. РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЮ СХЕМИ ПРИБОРУ АНАЛІЗУ СТАНУ СЕРДЕЧНО-СУДИННОЇ СИСТЕМИ.

Вважаючи сучасні тенденції розвитку медицини та електроніки, такий прилад має бути обладнаний зовнішнім інтерфейсом для зв'язку з комп'ютером, так картою пам'яті для зберігання вимірювань в польових умовах. Прилад повинен складатися з 3 умовних частин, блоку живлення, центрального блоку в якому збирається і аналізується інформація з безлічі датчиків, в перспективі можна додати датчики інших типів, і власне 2 датчики для різних каналів вимірів (див. рис. 2.1).

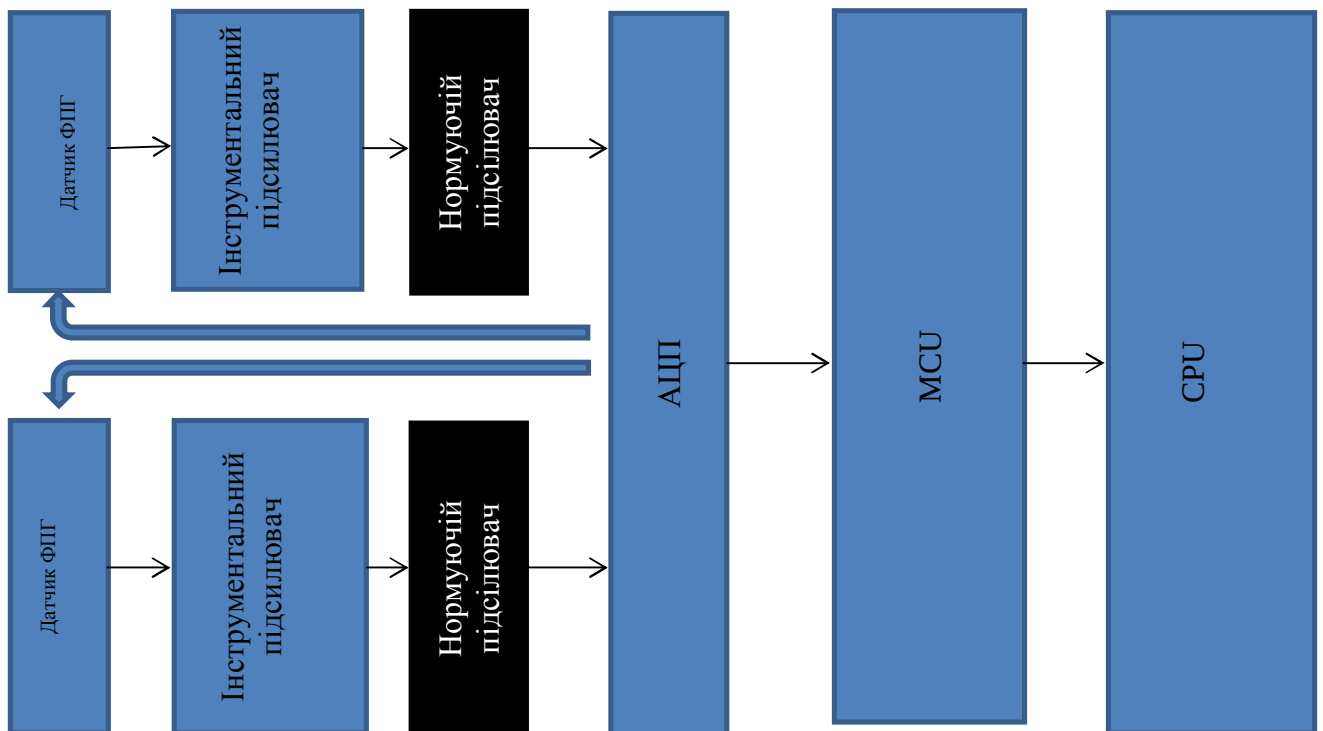


Рисунок 2.1 – Структурна схема пристрою

Алгоритм роботи пристрою. Гемоглобін поглинає світло по різному на різних довжинах хвиль. Відбите гемоглобінном світло приймає фото датчики, після перед посилення і нормування сигналу, сигнал поступає в АЦП, після чого дані поступають в мікроконтролер для цифрової обробки сигналу і обчислення рівня гемоглобіну, далі мікроконтролер передає дані для

побудови форми пульсової хвилі до комп'ютера обробка де робиться більш детальніша обробка здобутої інформації.

2.1 Фізичне обґрунтування

Данна модель була побудована на принципах моделювання прямих і зворотних фотометричних завдань в теорії розсіювання світла в каламутних середовищах [15]. Розглядалося класичне фотометричне завдання освітлення зразка матеріалу, в даному випадку фрагмента біологічної тканини або біологічного об'єкту (БО), вузьким пучком монохроматичного оптичного випромінювання потужністю F_0 від лазерного джерела світла (Рисунок 2.2). Потік F_0 , проникаючи у біотканину, зазнає усередині неї за рахунок неоднорідності її анатомічної і клітинної структури багатократне розсіювання і переотраження, внаслідок чого окрім минулого БО наскрізь спрямованого (що пройшов) потоку F_{τ_n} утворюються дифузно розсіяний БО, що пройшов, наскрізь, потік випромінювання F_{τ_s} і розсіяний у зворотному напрямі (назад розсіяний) дифузний потік F_{ρ_s} , БО, що виходить назовні, з його фронтальний поверхня.

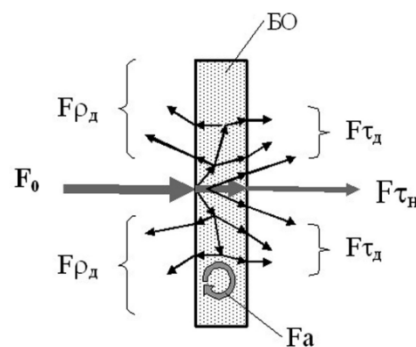


Рисунок 2.2 – Фізичне обґрунтування

Усередині БО частина потоку випромінювання F_a поглинається хромофорами (гемоглобіном) біотканини, так що можна для цього процесу записати основне фотометричне рівняння балансу енергії :

$$F_0 = F_{\rho\delta} + F_a + F_{\tau_\eta} + F_{\tau_\delta} \quad (1)$$

Розділивши ліву і праву частині (1) на F_0 , вводячи відповідні позначення для фотометричних коефіцієнтів, отримаємо для них основне енергетичне рівняння зв'язку :

$$1 = \rho_\delta + a + \tau_\eta + \tau_\delta \quad (2)$$

де $\rho_\delta = \frac{F_{\rho\delta}}{F_0}$, $a = \frac{F_a}{F_0}$, $\tau_\eta = \frac{F_{\tau_\eta}}{F_0}$, $\tau_\delta = \frac{F_{\tau_\delta}}{F_0}$, і називаються у фотометрії відповідно коефіцієнт зворотний розсіяння світло, коефіцієнт поглинання випромінювання, коефіцієнт спрямований пропускання і коефіцієнт дифузний пропускання (прямого розсіяння) випромінювання. В сумі коефіцієнти зворотного розсіяння і прямого розсіяння (дифузного пропускання) утворюють інтегральний коефіцієнт розсіяння s для цього БО

$$\rho_\delta + \tau_\delta = s \quad (3)$$

Аналогічно в сумі коефіцієнти дифузного і спрямованого пропускання утворюють сумарний (чи інтегральний) коефіцієнт пропускання τ :

$$\tau_\delta + \tau_\eta = \tau \quad (4)$$

Основне завдання методики вимірів формулюється на мові фотометрії тепер так. За результатами вимірів $\rho_\delta, \tau_\delta, \tau_\eta$ на різних довжинах хвиль λ визначити (вчислити) коефіцієнт a як функцію цих довжин хвиль. Далі через $a(\lambda)$ визначається вклад в поглинання різних фракцій гемоглобіну (оксигемоглобіну (HbO_2) і дезоксигемоглобіна (Hb)), а відношення змісту фракції оксигемоглобіну до суми фракцій окси- і дезоксигемоглобіна в

периферичній змішаній крові у відсотках дає параметр функціональний тканинний сатурації оксигемоглобіну в крові (StO_2):

$$StO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} * 100\% \quad (5)$$

де C_i - концентрація відповідних фракцій гемоглобіну в крові. Оскільки для більшості ділянок тіла людини потік випромінювання, що проходить наскрізь, дуже мало, менше 1 %, часто у формулах (2) - (4) величинами τ д і тн можна нехтувати. Це дозволяє проводити виміри в оптичному каналі тільки з фронтальної поверхні біотканини, визначаючи лише коефіцієнт назад розсіяного дифузного випромінювання ρ_δ .

Датчик який ми використовуємо має 3 джерела випромінювання, зелений сдлиной хвилі в 526 нн, червоний з довжиною хвилі в 660нн, і інфрачервоний в 950 нн.Що дає нам можливість вимірювати не лише концетрацію оксигемоглобіну і дезоксигемоглабина. Але і концетрацію інших фракцій присутвие яких викличе помилку виміру і невірний діагноз і можливо смерть пацієнта. Це фракції карбоксигемоглобіну це чадний газ связаний з гемоглобіном, метгемоглобін це коли під дією ферментів залізо в гемоглобіні перейшло з 2 валентної форми в 3 валентну, це відбувається зазвичай в наслідку отруєння нітратами.Якщо для описаної моделі застосувати 3 джерела світла те отримаємо лінійне, що вирівняло з 3 невідомими.

$$\begin{aligned} \frac{U_{\lambda_{530}}}{P_{\lambda_{530}} L_{\lambda_{530}} f_{\lambda_{530}}} &= K_{\lambda_{530}}^1 * \rho_1 + K_{\lambda_{530}}^2 * \rho_2 + K_{\lambda_{530}}^3 * \rho_3 \\ \frac{U_{\lambda_{655}}}{P_{\lambda_{655}} L_{\lambda_{655}} f_{\lambda_{655}}} &= K_{\lambda_{655}}^1 * \rho_1 + K_{\lambda_{655}}^2 * \rho_2 + K_{\lambda_{655}}^3 * \rho_3 \\ \frac{U_{\lambda_{940}}}{P_{\lambda_{940}} L_{\lambda_{940}} f_{\lambda_{940}}} &= K_{\lambda_{940}}^1 * \rho_1 + K_{\lambda_{940}}^2 * \rho_2 + K_{\lambda_{940}}^3 * \rho_3 \end{aligned}$$

Формула (6)

Де:

$U_{\lambda_{***}}$ -Значення отримане в результаті опромінення зразка певної довгої хвилі

$P_{\lambda_{***}}$ -Випромінювана потужність на заданій довжині хвилі

$L_{\lambda_{***}}$ -Коефіцієнт регуляції потужности випромінювача.(Керований драйвер світлодіода)

$f_{\lambda_{***}}$ -Спектральна чутливість елемента

$K_{\lambda_{***}}^1$ -Коефіцієнт поглинання гемоглобіном на определнной довжині хвилі

$K_{\lambda_{***}}^2$ -Коефіцієнт поглинання оксигемоглобіном на определнной довжині хвилі

$K_{\lambda_{***}}^3$ -Коефіцієнт поглинання суміші карбооксигемоглобіну та метгемоглобіну на определнной довжині хвилі

ρ_1 -Концентрація фракції гемоглобіна.

3 РОЗРОБКА ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ ВИМІРЮВАЛЬНОГО КАНАЛУ ПРИЛАДУ АНАЛІЗУ СТАНУ ССС ЛЮДИНИ

3.1 Розрахунок параметрів вихідного кола фотоприймача

Роздивимось роботу фотодіода на прикладі фотодіоду широкодіапазонний фотодіод SFH 7072. Фотодіод працює у фотогальванічному режимі. Схема включення широкодіапазонний фотодіод SFH 7072 у фотогальванічному режимі наведено на (рис. 3.1)

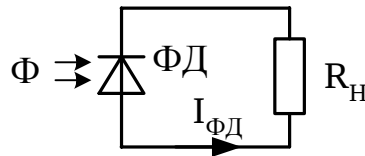


Рисунок 3.1 – Схема підключення ФД

Діапазон зміни вихідного струму фотодіоду:

Експериментально доведене що пульсації крові поглинають приблизно тільки 1% світла, з цього можна зробити висновок що діапазон зміни фото струму буде 1% відсоток від його номінального значення

$$\Delta I_{\text{вихФД}}(\lambda_{940}) = \frac{1,1 \text{ мкА}}{100} = 1,1 \text{ нА}$$

$$\Delta I_{\text{вихФД}}(\lambda_{655}) = \frac{0,6}{100} = 0,6 \text{ нА}$$

$$\Delta I_{\text{вихФД}}(\lambda_{530}) = \frac{0,4}{100} = 0,4 \text{ нА}$$

При розімкненому зовнішньому колі і незмінному освітленні прямий струм збільшуватиметься до тих пір, поки струми основних та неосновних

носіїв не урівноважуються, при цьому між електронами р-п переходу встановлюється деяка різниця потенціалів U_{XX} , яка виникає під дією освітлення.

При підключенні до контактів фотодіоду навантаження та у відсутності освітлення через р-п перехід і через опір навантаження протікає струм неосновних носіїв, що термічно генеруються I_T (для SFH 7072 широкополосному датчику I_T не більш 0,05 нА), який носить назву темновий струм. При освітленні з'являється додатковий фотострум неосновних носіїв, який називається фотострумом I_ϕ :

$$I_\phi(\lambda_{950}) = S_{\text{сінт}} * \Delta\Phi_{\text{вихПульс}}(\text{Пульс}\lambda_{950})$$

$$I_\phi(\lambda_{655}) = S_{\text{сінт}} * \Delta\Phi_{\text{вихПульс}}(\text{Пульс}\lambda_{655})$$

$$I_\phi(\lambda_{530}) = S_{\text{сінт}} * \Delta\Phi_{\text{вихПульс}}(\text{Пульс}\lambda_{530})$$

Загальний струм у колі фотодіоду у фотогальванічному режимі:

$$I_{\text{вихФД}} = I_T \cdot \left[\exp\left(\frac{e \cdot U_R}{k \cdot T}\right) \right] - I_\phi(\lambda),$$

де U_R – падіння напруги на навантаженні від протікання струму у колі,

$e = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$ – заряд електрону; $k = 1,381 \cdot 10^{-23} \frac{\text{Дж}}{\text{К}}$ – постійна

Больцману; $T = 273,15 + t \text{ } ^\circ\text{К}$ – абсолютна температура.

Цей співвідношення дозволяє побудувати вольт-амперну характеристику фотогальванічного режиму фотодіоду.

Таким чином, фотодіод у фотогальванічному режимі безпосередньо перетворює енергію світла в електричну, тобто фотодіод працює генератором фото-е.р.с. У фотогальванічному режимі роботи фотодіода напруга на р-п переході визначається струмом, що протікає у колі навантаження, при

$R_H \rightarrow \infty$, струм у зовнішньому колі дорівнює нулю $I_H = 0$, тому замість U_{R_H} можна підставити значення напруги холостого ходу U_{XX} :

$$0 = I_T \cdot \left[\exp\left(\frac{e \cdot U_{XX}}{k \cdot T}\right) \right] - I_\phi(\lambda)$$

З цього виразу знаходимо напругу холостого ходу:

$$U_{XX}(\lambda) = \frac{k \cdot T}{e} \cdot \ln\left(\frac{I_\phi(\lambda)}{I_T} + 1\right).$$

Розрахуємо діапазон вхідного сигналу підсилювача фотодіода, в якості навантаження якого застосований опір R_1 (див. рис. 3.1).

$$U_{R_1}(\lambda) = I_\phi(\lambda) \cdot R_1.$$

Оскільки діод працює у фотогальванічному режимі, який близький до режиму холостого ходу, приймаємо номінал опору $R_1 = 1 \text{ МОм}$. Потужність, що розсіюється на резисторі R_1 дорівнює:

$$P_{R_1} = \frac{((I_\phi(\lambda_{950}) - I_T) \cdot R_1)}{R_1} = \frac{((1,1 \text{ мкА} + 0,05 \text{ нА}) \cdot 1 \text{ МОм})^2}{1 \text{ МОм}} = 12,1 \text{ мВт}$$

Приймаємо тип опору R_1 : С2-14-0,05-1 МОм $\pm$ 1% Тоді діапазон вхідного сигналу підсилювача фотодіоду дорівнює:

$$\Delta U_{R_1} = I_{\text{вихФД}}(\lambda_{950}) \cdot R_1 = 1,1 \text{ мкА} \cdot 1 \text{ МОм} = 1,1 \text{ В}$$

Діапазон зміни вихідної напруги аналогового каналу знаходиться у

діапазоні:

$$U_{AIN}(SpO_2 = 70) = 2 \text{ В.}$$

$$U_{AIN}(SpO_2 = 70) = 0 \text{ В.}$$

Необхідний коефіцієнт передачі проектного аналогового каналу дорівнює:

$$K_U = \frac{U_{AIN}(SpO_2 = 100) - U_{AIN}(SpO_2 = 70)}{\Delta UR1} = \frac{2 - 0}{1,1B} = 1,81$$

Приймаємо коефіцієнт підсилення за напругою попереднього підсилювача фотодіоду рівний:

$$K_{U1} = 10.$$

Приймаємо коефіцієнт підсилення за напругою диференціального підсилювача рівний:

$$K_{U2} = 10.$$

Тоді коефіцієнт підсилення нормуючого підсилювача:

$$K_{U3} = \frac{K_U}{K_{U1} \cdot K_{U2}} = \frac{1,81}{10 \cdot 10} = 0,181.$$

Для компенсації темнового струму фотодіоду необхідно передбачити напругу зсуву попереднього підсилювача фотодіоду:

$$U_{3C1} = I_T \cdot R_1 = 5 \cdot 10^{-10} \cdot 1 \cdot 10^6 = 5 \cdot 10^{-4} \text{ В}$$

$$U_{3C_1} = (0,0005) B.$$

Вимоги до попереднього підсилувача контрольного фотодіоду:

- діапазон зміни вхідної напруги U_{R_1} , мВ від 1,11 до 1,9;
- коефіцієнт підсилення за напругою підсилювача K_{U1} 10;
- діапазон зміни напруги зсуву $U_{зс1}$, В від $5 \cdot 10^{-5}$ В до $6 \cdot 10^{-5}$ В;
- вхідний опір ОППС $R_{BX\ OY}$, МОм (10...30) R_1 ;
- діапазон робочих температур T , °С від 0 до плюс 40.

Принципову схему попереднього підсилювача (ППФ) фотодіоду наведено на рис. 3.2

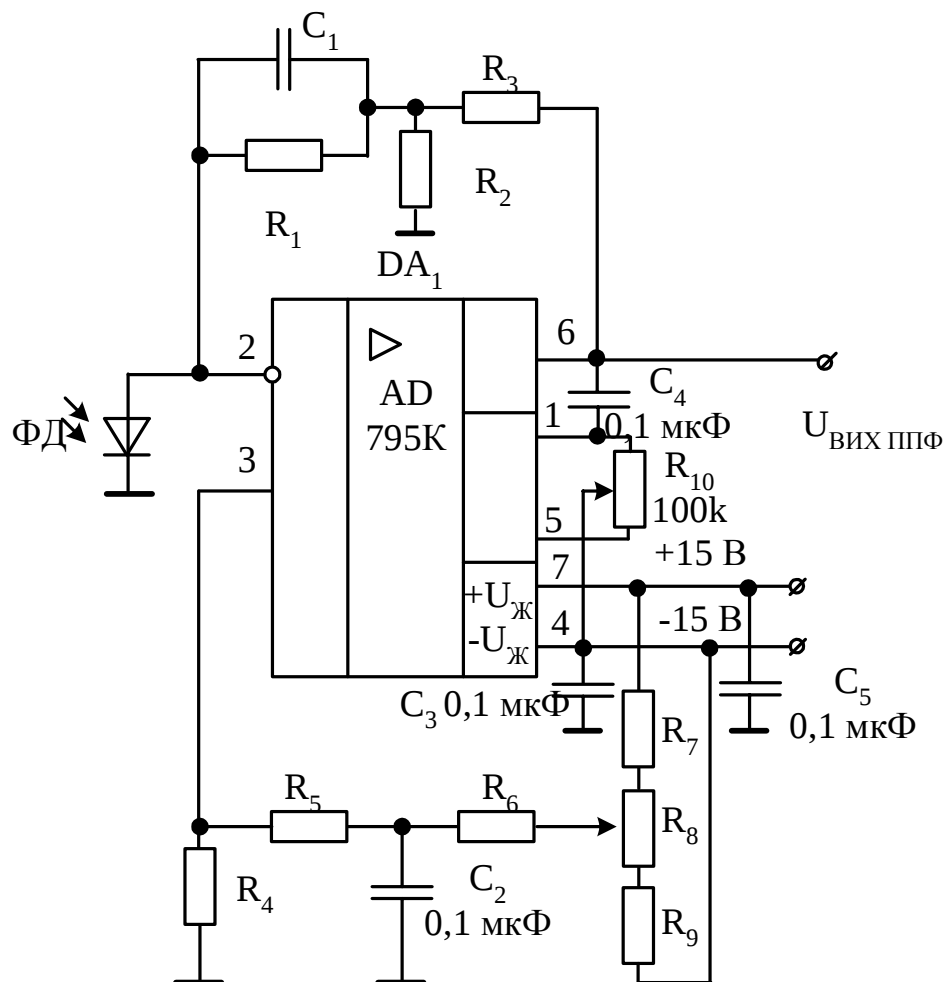


Рисунок 3.2 – Принципова схема попереднього підсилювача фотодіода

У попередніх підсилювачах фотодіодів встановлюють ОППС із високим входним опором, наприклад DA₁ типу AD795K, який має наступні технічні характеристики

– вхідний струм, I _{ВХ} , нА	10;
– різниця вхідних струмів ΔI _{ВХ} , нА	1;
– дрейф різниці вхідних струмів ΔI _{ВХ} /ΔТ, нА/°С	0,1;
– вхідний опір R _{ВХ} , МОм	10 ⁴ ;
– напруга зсуву нуля U _{ЗС} , мкВ	250;
– дрейф напруги зсуву нуля ΔU _{ЗС} /ΔТ, мкВ/°С	3;
– коефіцієнт підсилення за напругою, K _U	10 ⁶ ;
– коефіцієнт ослаблення синфазних вхідних напруг K _{ОС.СФ} , дБ	110;
– мінімальний опір навантаження, R _{Нmin} , кОм	2;
– максимальний струм навантаження, I _{Нmax} , мА	5;
– максимальна вихідна напруга U _{ВИХ max} , В	± U _Ж ;
– максимальна синфазна вхідна напруга U _{СФ ВХ max} , В	± U _Ж ;
– напруга живлення U _Ж , В	від ±3 до ±18;
– струм споживання I _{СП} , мА	3,5.

Коефіцієнт підсилення ППФ дорівнює:

$$K_{U1} = 1 + \frac{\frac{R_3 \cdot R_1}{R_3 + R_1}}{R_2}.$$

При $R_1 \gg R_3$ коефіцієнт підсилення ППФ фотодіода дорівнює:

$$K_{U1} = 1 + \frac{R_3}{R_2}.$$

За рекомендаціями розробників ОППС AD795K застосовується в якості попереднього підсилювача фотодіода, при цьому номінал опору R_2 дорівнює $R_2 = 1,1 \text{ кОм}$. Тоді опір зворотного зв'язку R_3 розраховується із необхідного коефіцієнту підсилення за напругою попереднього підсилювача:

$$R_3 = R_2 \cdot (K_{U1} - 1) = 1,1 \cdot (10 - 1) = 9,9 \text{ кОм}.$$

Приймаємо номінал опору $R_3 = 10 \text{ кОм}$. Уточнимо коефіцієнт передачі за напругою попереднього підсилювача фотодіоду:

$$K_{U1} = 1 + \frac{\frac{R_3 \cdot R_1}{R_3 + R_1}}{R_2} = 1 + \frac{\frac{10 \cdot 10^3 \cdot 10^6}{10 \cdot 10^3 + 10^6}}{1,1} = 10,00.$$

Тоді коефіцієнт підсилення нормуючого підсилювача дорівнює:

$$K_{U2} = \frac{K_U}{K_{U1}} = \frac{1,81}{10,00} = 0,181.$$

Розрахуємо потужність, що розсіюється на опорах R_2 і R_3 :

$$P_{R_2} = \frac{(I_\phi \cdot R_1)^2}{R_2} = \frac{(1,1 \cdot 10^{-6} \cdot 1 \cdot 10^6)^2}{1,1 \cdot 10^3} = 0,1 \text{ мВт}.$$

Приймаємо тип опору R_2 : C2–14–0,05–1,1 кОм $\pm$ 1% [17].

$$P_{R_3} = \frac{(I_\phi \cdot R_1 \cdot K_{U1})^2}{R_3} = \frac{(1,1 \cdot 10^{-6} \cdot 1 \cdot 10^6 \cdot 10,00)^2}{10 \cdot 10^3} = 1,21 \text{ мВт}.$$

Приймаємо тип опору R_3 : C2–14–0,05–10 кОм $\pm$ 1% [17].

Напруга на виході попереднього підсилювача ПП фотодіоду дорівнює:

$$\begin{aligned}
 U_{ВИХ\ ППФ\ max}(OЧ = 72) &= -I_{\Phi Д} \cdot R_1 \cdot \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) = \\
 &= -1,1 \cdot 10^{-6} \cdot 10^6 \cdot \left(1 + \frac{10 \cdot 10^3 \cdot 10^6}{1,1 \cdot 10^3 + 10^6}\right) = -11\ В; \\
 U_{ВИХ\ ППФ\ min}(OЧ = 98) &= -I_{\Phi Д} \cdot R_1 \cdot \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) = \\
 &= 1,1 \cdot 10^{-6} \cdot 10^6 \cdot \left(1 + \frac{10 \cdot 10^3 \cdot 10^6}{1,1 \cdot 10^3 + 10^6}\right) = -10,9\ В;
 \end{aligned}$$

Діапазон зміни вихідної напруги ППФ дорівнює:

$$\begin{aligned}
 \Delta U_{ВИХ\ ППФ} &= U_{ВИХ\ ППФ\ max} - U_{ВИХ\ ППФ\ min} = \\
 &= -11 - (-10,9) = -0,1\ В.
 \end{aligned}$$

Для компенсації темнового струму фотодіоду необхідно подати на неінвертуючий вхід ОППС напругу зсуву (рис. 3.3) величина якої дорівнює:

$$U_{зс_1} = I_T \cdot R_1 = 1 \cdot 10^{-6} \cdot 1 \cdot 10^6 = 1,0\ В. \quad U_{зс_1} = (0,9 \dots 1,1)\ В.$$

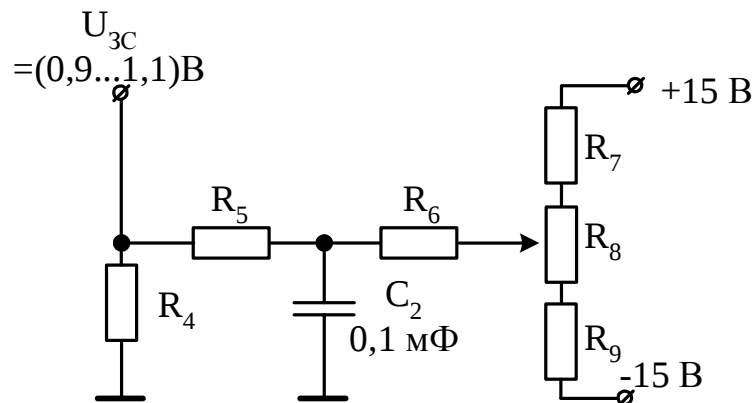


Рисунок 3.3 – Схема установки нуля ППФ

Опори $R_4 - R_6$ утворюють дільник напруги, коефіцієнт розподілу дільника розраховується виходячи із співвідношення:

$$K_{\mathcal{D}} = \frac{R_4}{R_4 + R_5 + R_6}.$$

Приймаємо коефіцієнт дільника напруги $K_{\mathcal{D}} = 0,1$, тоді зміна падіння напруги на змінному резисторі R_8 дорівнює:

$$U_{R_8} = \frac{\Delta U_{3C}}{K_{\mathcal{D}}} = \frac{(5 \cdot 10^{-4} - 4 \cdot 10^{-4})}{0,1} = \frac{10^{-4}}{0,1} = 10^{-5} \text{ В}.$$

Задаємося струмом дільника $R_7 - R_9$, який дорівнює $I_{\mathcal{D}} = 0,1 \text{ мА}$. Опір змінного резистору R_8 :

$$R_8 = \frac{U_{R_8}}{I_{\mathcal{D}}} = \frac{10^{-4}}{0,1 \cdot 10^{-3}} = 1 \text{ Ом}.$$

Розрахуємо потужність, що розсіюється на опорі R_8 :

$$P_{R_8} = (I_{\mathcal{D}})^2 \cdot R_8 = (0,1 \cdot 10^{-3})^2 \cdot 1 = 0,1 \text{ нВт}.$$

Приймаємо тип опору R_8 : СП2-14-0,125-1 Ом $\pm$ 1,0% [17].

Падіння напруги на баластному резисторі R_9 дорівнює:

$$U_{R_9} = \frac{U_{3C\min}}{K_{\mathcal{D}}} = \frac{5 \cdot 10^{-4}}{0,1} = 5 \cdot 10^{-3} \text{ В}.$$

Опір баластного резистору R_9 :

$$R_9 = \frac{U_{R_9}}{I_D} = \frac{5 \cdot 10^{-4}}{0,1 \cdot 10^{-3}} = 50 \text{ Ом.}$$

Приймаємо номінал опору $R_9 = 50 \text{ Ом}$. Розрахуємо потужність, що розсіюється на опорі R_9 :

$$P_{R_9} = (I_D)^2 \cdot R_9 = (0,1 \cdot 10^{-3})^2 \cdot 50 = 0,5 \text{ мкВт.}$$

Приймаємо тип опору R_9 : С2-14-0,05-50 Ом $\pm$ 1% [17]. Розрахуємо номінал баластного резистору R_7 :

$$R_7 = \frac{2 \cdot U_{\text{ж}}}{I_D} - (R_8 + R_9) = \frac{2 \cdot 15}{0,1 \cdot 10^{-3}} - (1 + 50) \cdot 10^3 = 249 \text{ кОм.}$$

$$P_{R_7} = (I_D)^2 \cdot R_7 = (0,1 \cdot 10^{-3})^2 \cdot 249 \cdot 10^3 = 2,49 \text{ мВт.}$$

Приймаємо тип опору R_7 : С2-14-0,125-49 кОм $\pm$ 1% [17].

Опір $R_5 + R_6 \gg R_8 + R_9 = 100 \text{ кОм.}$, приймаємо опори $R_5 + R_6 = 1 \text{ МОм.}$ при $R_5 = R_6 = 499 \text{ кОм.}$ Приймаємо тип опорів $R_5 = R_6$: С2-14-0,05-499 кОм $\pm$ 1% [17].

Вибираємо конденсатори C_2 типу КМ-6-0,1 мкФ $\pm$ 5%х25В.

Номінал опору R_4 вибираємо виходячи із необхідного коефіцієнта дільника:

$$R_4 = \frac{K_D \cdot (R_5 + R_6)}{1 - K_D} = \frac{0,1 \cdot (499 + 499) \cdot 10^3}{1 - 0,1} = 110 \text{ кОм.}$$

Приймаємо тип опору R_4 : C2–14–0,05–110 кОм $\pm$ 1% [17].

Для балансування нуля у схемі підключення ОППС передбачено резистор регулювання R_{10} типу C5-2BA–0,5 Вт–100 кОм $\pm$ 5%.

Вибираємо конденсатори $C_3 = C_4 = C_5$ типу КМ–6–0,1 мкФ $\pm$ 5%х25В.

Вибираємо конденсатор C_1 типу КМ–6–10 пФ $\pm$ 5%х25В.

Напругу похибки на виході DA₁ визначимо за формулою:

$$\begin{aligned}
 U_{zc}(T \pm \Delta T = (20 \pm 20)^0 C) &= U_{zc оп}(\Delta T) \cdot \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) + \Delta I(\Delta T) \cdot R_2 = \\
 &= 3 \cdot 10^{-6} \cdot 20 \cdot \left(1 + \frac{10 \cdot 10^3 \cdot 10^6}{1,1 \cdot 10^3}\right) + 0,1 \cdot 10^{-9} \cdot 20 \cdot 1,1 \cdot 10^3 = \quad ; \\
 &= 0,600 \cdot 10^{-3} + 2,2 \cdot 10^{-6} = 0,602 \cdot 10^{-3} \text{ В.}
 \end{aligned}$$

3.2 Розрахунок нормуючого підсилювача

Вимоги до нормуючого підсилювача фотодіоду:

– діапазон зміни вхідної напруги

$$U_{BX}, \text{ мВ} \quad \text{від мінус 11 до 0;}$$

– коефіцієнт підсилення за напругою підсилювача мінус 16,41;

– діапазон зміни вихідної напруги $U_{AIN}, \text{ В}$ від 0 до плюс 5;

– вхідний опір НП, $R_{BX HY}, \text{ кОм}$ 10;

– діапазон робочих температур $T, ^0\text{C}$ від 0 до плюс 40.

Принципову схему нормуючого підсилювача наведено на рис. 3.23.

Приймаємо $R_{12} = R_{H HP} = 10 \text{ кОм}$ (опір навантаження ОППС) тоді із урахуванням необхідного коефіцієнта підсилення за напругою розраховуємо опір зворотного зв'язку:

$$R_{13} + R_{14} = R_{12} \cdot K_{U \text{ НП}} = 10 \cdot 16,41 = 164,07 \text{ кОм}.$$

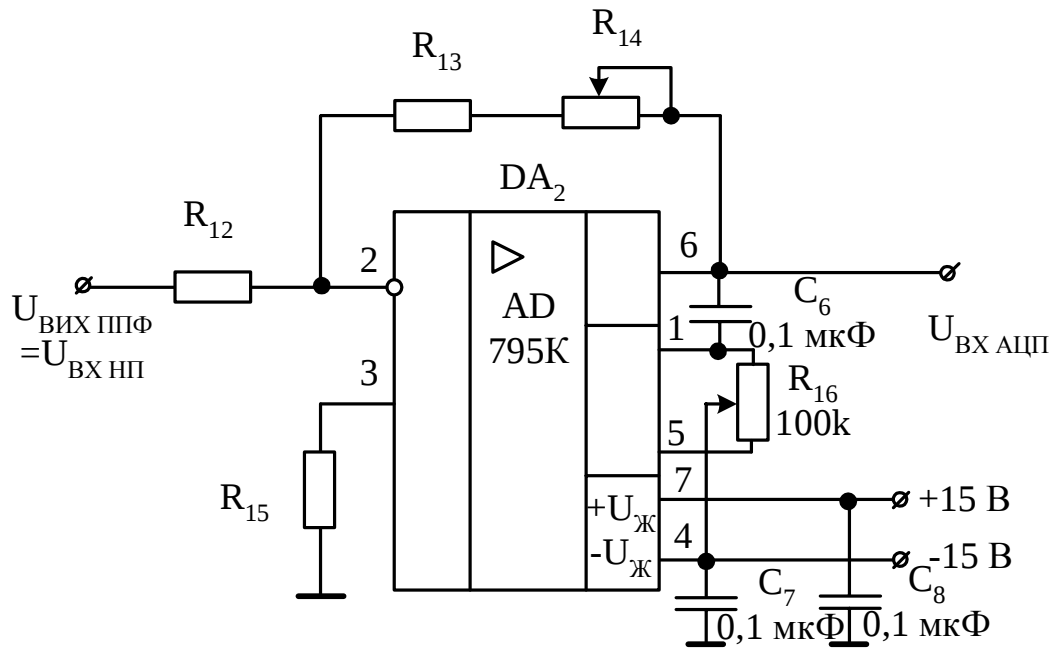


Рисунок 3.4 – Принципова схема нормуючого підсилювача

Вибираємо баластний опір $R_{13} = 150 \text{ кОм}$. Для забезпечення регулювання коефіцієнту передачі за напругою нормуючого підсилювача вибираємо змінний резистор:

$$R_{14} = 2 \cdot ((R_{13} + R_{14}) - R_{13}) = 2 \cdot (164,07 - 150) = 28,14 \text{ кОм}.$$

Приймаємо номінал опору $R_{14} = 30 \text{ кОм}$. Діапазон зміни коефіцієнту підсилення за напругою нормуючого підсилювача:

$$K_{U \text{ НП min}} = -\frac{R_{13}}{R_{12}} = -\frac{150}{10} = -15;$$

$$K_{U \text{ НП max}} = -\frac{R_{13} + R_{14}}{R_{12}} = -\frac{150 + 30}{10} = -18,0;$$

Для забезпечення компенсації зсуву нуля ОППС, яке викликано

вхідними струмами, неінвертуючий вхід ОП необхідно з'єднати із загальною шиною через резистор R_{15} , опір якого визначається величиною паралельно включеного опору зворотного зв'язку $R_{13} + R_{14}$ і вхідним опором нормуючого підсилювача R_{12} :

$$R_{15} = \frac{R_{12} \cdot \left(R_{13} + \frac{R_{14}}{2} \right)}{R_{12} + \left(R_{13} + \frac{R_{14}}{2} \right)} = \frac{10 \cdot \left(150 + \frac{30}{2} \right)}{10 + 150 + \frac{30}{2}} = 9,43 \text{ кОм.}$$

Приймаємо номінал опору $R_{15} = 10 \text{ кОм}$. Розрахуємо потужність, що розсіюється на опорах R_{12} і R_{15} :

$$P_{R_{12}} = \frac{(U_{BX \text{ НП}})^2}{R_{12}} = \frac{(0,03045)^2}{10 \cdot 10^3} = 0,092 \text{ мкВт.}$$

Приймаємо тип опору $R_{12} = R_{15}$: С2–14–0,05–10 кОм $\pm$ 1% [17].

Розрахуємо потужність, що розсіюється на опорі R_{13} :

$$P_{R_{13}} = \frac{(U_{ВХ \text{ НП}})^2}{R_{13}} = \frac{5^2}{150 \cdot 10^3} = 0,17 \text{ мВт.}$$

Приймаємо тип опору R_{13} : С2–14–0,05–150 кОм $\pm$ 1% [17]. Розрахуємо потужність, що розсіюється на опорі R_{14} :

$$P_{R_{14}} = \frac{(U_{ВХ \text{ НП}})^2}{R_{14}} = \frac{5^2}{30 \cdot 10^3} = 0,83 \text{ мВт.}$$

Приймаємо тип опору R_{14} : СП2–14–0,125–30 кОм $\pm$ 1,0% [17]. Для

балансування нуля у схемі підключення ОППС передбачений змінний резистор R_{16} типу С5-2ВА–0,5 Вт–100 кОм $\pm$ 5 %.

Вибираємо конденсатори $C_6 = C_7 = C_8$ типу КМ–6–0,1 мкФ $\pm$ 5%х 25В.

Напругу похибки на виході DA₂ визначимо за формулою:

$$\begin{aligned}
 U_{3C}(T \pm \Delta T = (20 \pm 20)^0 C) &= U_{3C\text{оп}}(\Delta T) \cdot \left(1 + \frac{R_{13} + \frac{R_{14}}{2}}{R_{12}} \right) + \Delta I(\Delta T) \cdot R_{12} = \\
 &= 3 \cdot 10^{-6} \cdot 20 \cdot \left(1 + \frac{150 + \frac{30}{2}}{10} \right) + 0,1 \cdot 10^{-9} \cdot 20 \cdot 10 \cdot 10^3 = \quad ; \\
 &= 1,05 \cdot 10^{-3} + 0,02 \cdot 10^{-3} = 1,07 \cdot 10^{-3} \text{ В.}
 \end{aligned}$$

Абсолютна похибка, яку приведено до виходу аналогового каналу вимірювання дорівнює:

$$\begin{aligned}
 \Delta_{AIN} &= \sqrt{(\Delta_{\text{IIIФ}} \cdot K_{U1} \cdot K_{U2})^2 + (\Delta_{\text{ДП}} \cdot K_{U2})^2 + (\Delta_{\text{НП}})^2} = \\
 &= \sqrt{(0,602 \cdot 10^{-3} \cdot 10,0 \cdot 10,0)^2 + (1,39 \cdot 10^{-3} \cdot 10,0)^2 + (1,07 \cdot 10^{-3})^2} = \\
 &= \pm 6,2 \text{ мВ.}
 \end{aligned}$$

Приведена похибка вимірювання вихідної напруги аналогового каналу вимірювання дорівнює:

$$\gamma_{AIN} = \frac{\Delta_{AIN}}{\Delta U_{AIN}} \cdot 100 = \frac{6,2 \cdot 10^{-3}}{5 - 0} \cdot 100 = \pm 0,12 \%.$$

Принципову схему вимірювального каналу наведено на рис. 3.5.

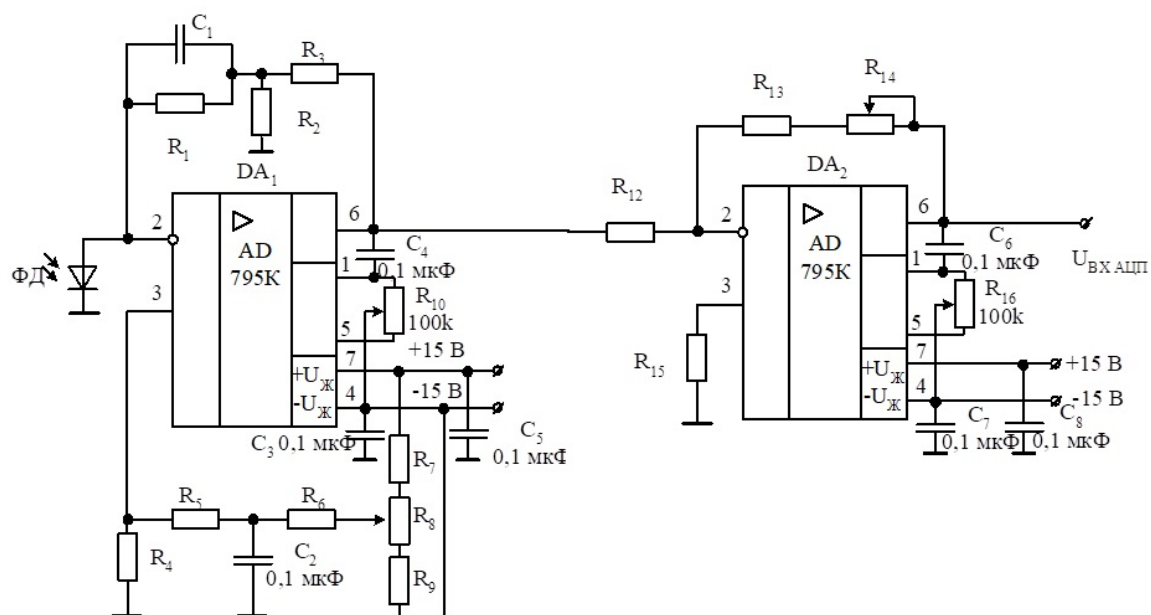


Рисунок 3.5 – Принципова схема вимірювального каналу

ВИСНОВКИ

У випускної кваліфікаційної роботі наведено аналітичний огляд методів вимірювання аналізу стану ССС, так скринінгу ССЗ, та проаналізовані їх переваги та недоліки. Вибрано для аналізу стану ССС та скринінгу ССЗ фотоплетізмографічна методика, з використанням сучасної елементної бази як найбільш перспективний й універсальний метод, котрий має дуже великий потенціал.

Виконано розробку структурної схеми вимірювального пристрою аналізу стану ССС та скринінгу ССЗ. На базі розробленої структурної схеми проведено проектування аналогової частини вимірювального пристрою. Розраховано вимірювальний канал концентрації фракцій гемоглобіну у біотканинах,

Концентрація іонів хрому й температура води знаходяться в наступних межах:

- діапазон вимірювання концентрації оксигемоглобіну від 70 до 99%
- діапазон температур вимірювального середовища, °C від + 5 до + 35;
- відносна похибка вимірювання температури, % $\pm 2,5$.

Вимірювальний пристрій розраховано для функціонування під час зміни температури навколишнього середовища від + 5 до + 35°C, відносній вологості 90 % та барометричного тиску від 700 до 800 мм.рт.ст.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Kamal A.A. et al. Skin photoplethysmography: a review. – Comput. Methods Programs Biomed., 1989, v.28, p.257.
2. Johansson A., Oberg P.A. Estimation of respiratory volumes from the photoplethysmographic signal. Pt.I: experimental results. Med. Biol. Eng. Comput. 1999, v.37, p.42.; Pt.2: a model study. Ibid, p.48.
3. Nitzan M. et al. The variability of the photoplethysmographic signal – a potential method for the evaluation of the autonomic nervous system. – Physiol. Means, 1998, v.19, p.93.
4. Lax H. et al. Studies of the arterial pulse wave and its modification in the presence of human arteriosclerosis. – J. Chronic. Dis., 1956, v.3, p.618.
5. Hertzman A.B. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph. – Am. J. hysiol., 1939, v.124, p.328.
6. Hertzman A.B., Spealman C.R. Observations on the finger volume pulse recorded photo-electrically. – Am. J. Physiol., 1937, v.119, p.334.
7. Chowienczyk P.J. et al. Photoplethysmographic assessment of pulse wave reflection: blunted response to endothelium dependent beta2-adrenergic vasodilation in type II diabetes mellitus. – J. Am. Coll. Cardiol., 1999, v.34, p.2007.
8. Dillon J.B., Hertzman A.B. The form of the volume pulse in the finger pad in health, arteriosclerosis, and hypertension. – Am. Heart J., 1941; v.21, p.172.
9. Dawber T.R. et al. Characteristics of the dichotic notch of the arterial pulse wave in coronary heart disease. – Angiology, 1973, v.24, p.244.
10. Takazawa K. et al. Assessment of vasoactive agents and 1998, v.32, p.365.
11. Takada H. et al. Acceleration plethysmography to evaluate aging effect in cardiovascular system. – Med. Progress Technol., 1997, v.21, p.205.
12. Imanaga I. et al. Correlation between wave components of the second derivative of plethysmogram and arterial distensibility. – Jpn. Heart J., 1998, v.39,

p.775.

13. Millasseau S.C. et al. Noninvasive assessment of the digital volume pulse. Comparison with the peripheral ressure pulse. – Hypertension, 2000, v.36, p.952.

14. Vita J.A., Keaney J.F., Jr. The clinical implications of endothelial dysfunction. – J. Am. Coll. Cardiol., 2003, v.42, No.7.

15. Мелькумянц А.М., Балашов С.А. Скорость кровотока – постоянно действующий фактор дилатации артерий. – Бюл. экспериментальной биологии и медицины, 1985, №1, с.7.

16. Мелькумянц А.М., Балашов С.А. Обусловленная эндотелием регуляция артерий соответственно напряжению сдвига. – Роль эндотелия в физиологии и патологии сосудов. – М., 1989, т.38, с.27.

17. Осадчий Л. И. и др. NO-зависимый механизм реакций системной гемодинамики. – Росс. физиол. журн. им. И.М.Сеченова, 2004, т.90, №8, с.490.

18. Рогаткин Д.А. Неинвазивные оптические диагностические технологии для медицины. – Лазер-Информ, 2003, №23 (278), с.2.

19. Biophotonics. Optical Science and Engineering for the 21st Century. Ed. By Xun Shen and R. Van Wijk. – N.Y.: Springer Science+Business Media, 2005. – 222p.

ДОДАТОК А – Технічне завдання на розробку електронного пристрою аналізу стану серцево-судинної системи людини

А.1 Найменування й область застосування пристрою

А.1.1 Повне найменування пристрою

Електронного пристрою аналізу стану серцево-судинної системи людини скорочено ЕПФССССЛ

А.1.2 Область застосування пристрою

А.1.3 Загальна характеристика об'єкту контролю

Фізіологічні параметри організму знаходяться у наступних межах:

- діапазон температур вимірювального середовища, °C від +5 до + 35;
- діапазон вимірювання концентрації SpO_2 від 70 до 99%;
- діапазон вимірювання пульсу від 30 до 240 скр/хв.

А.2 Підстави для проведення проектних робіт

Підставою для проведення проектних робіт є наказ по ДонНТУ № 240 від 08.05.2018 р. про затвердження тем кваліфікаційних робіт бакалаврів.

А.3 Мета та призначення розробки

А.3.1 Мета розробки

Мета розробки – Електронного пристрою аналізу стану серцево-судинної системи людини з більш високою точністю вимірювань та

універсальністю, с можливістю використовувати в скринінгу.

А.3.2 Призначення розробки

Вимірювальний пристрій, що проектується, призначений для використання для аналізу стану серцево судудістой системи в системах скринінгу та відображення їх на індикаторі з можливістю під'єднання до комп'ютера для подальшого аналізу .

А.4 Джерела розробки

Технічна документація та звіт з переддипломної практики.

А.5 Технічні вимоги

А.5.1 Склад пристрою та вимоги до його складових частин

А.5.1.1 Найменування, кількість і призначення блоків пристрою

Електронний пристрій має у своєму складі такі основні функціональні блоки:

- датчик фотоплезмографа SFH-7072 (2 шт.) – для визначення концентрації SpO_2 ;
- електрометричний підсилювач ЕМП (2 шт.) – для підсилення вхідного сигналу ICE;
- нормуючий підсилювач (2 шт.) – для підсилення вихідних сигналів аналогових вимірювальних каналів для вхідного рівня аналого-цифрового перетворювача;
- двух канальний аналого-цифровий перетворювач АЦП (1 шт.) – для перетворення аналогових сигналів у цифрові;

- мікропроцесор (1 шт.) – для обробки отриманої інформації та управління системою;
- цифрова індикація (1 шт.) – для виводу зорової інформації про концентрацію SpO_2 , та пульсу.

А.5.1.2 Конструктивні вимоги

Пристрій має бути виготовлений у вигляді одного основного блоку, який включає вимірювального перетворювач та систему обробки інформації, габаритні розміри яких не повинні перевищувати, мм $100 \times 190 \times 50$.

А.5.1.3 Вимоги до ваги

Маса блоків вимірювального пристрою не повинна перевищувати 2,5 кг.

А.5.2 Показники призначення

Вимірювальний пристрій, що проектується, повинен забезпечувати:

- діапазон робочих температур, °С: від +5 до + 35;
- діапазон температур вимірювального середовища, °С від +5 до + 35;
- вихідний сигнал:

на рідкокристалічному індикаторі повинно відображатися концентрація SpO_2 та частота серцевих скорочень. Концентрація повинна відображатися з точністю до 1%, частота серцевих скорочень – з точністю $1 \frac{уд}{хв}$.

А.5.3 Вимоги до надійності

Середній наробіток на відмову, годин не менш 25 000;

Середній час відновлення, годин	не більш 1,0;
Імовірність безвідмовної роботи	не менш 0,95.

А.5.4 Вимоги до технологічності, рівня уніфікації та стандартизації

Вимірювальний пристрій повинен бути технологічним у виготовленні та містити максимум стандартних й уніфікованих виробів.

А.5.5 Умови експлуатації

Вимірювальний пристрій, що проектується, повинен нормально функціонувати під час впливу температури навколишнього середовища від +5 до +35°C та відносній вологості 90 % при барометричному тиску від 700 до 800 мм.рт.ст.

А.5.6 Вимоги безпеки, охорони праці, здоров'я і навколишнього середовища

Заходи щодо охорони праці потрібно розробити відповідно до НПАОП, ДСТУ, ССБТ, СНіПами, правилами по ПУЕ, ПТБ та іншими спеціальними документами та підтвердити розрахунками або обґрунтуванням із посиланням на відповідний документ.

А.6 Етапи розробки

Випускна кваліфікаційна робота бакалавра відповідає стадії розробки «Технічне проектування» і повинен мати такі документи: пояснювальна записка; схема електрична структурна; схема електрична принципова; демонстраційні листи.

ДОДАТОК Б – Охорона праці та безпека під час надзвичайних ситуаціях на підприємстві

До приміщення науково-дослідного відділу й організації робочого місця з обліком шкідливих виробничих факторів пред'являється ряд вимог. Приміщення в якому знаходиться робоче місце з ПК повинно мати природне освітлення, бажано з однобічним розміщенням світопрорізів, площа осклянілості яких не повинна перевищувати 25 % від площі стіни світопрорізами. Віконні прорізи в приміщенні з ПК повинні мати регульовані жалюзі чи занавеси або інші сонцезахисні пристрої. Не допускається розташування робочих місць із ПК у підвальних і цокольних поверхах. Робочі місця з ПК рекомендується розміщати в окремих приміщеннях. Площа на одного працюючого з ПК повинна складати 6 м^2 , об'єм – 20 м^3 . Неприпустиме розташування ПК, при якому працюючий звернений обличчям, або спиною до вікон чи кімнати задньої частини ПК, у яку монтуються вентилятори.

Забороняється застосовувати для обробки інтер'єра приміщень із ПК полімерні матеріали (дерев'яностружечні плити, шпалери що миються, плівкові та рулоні синтетичні матеріали, шаруватий паперовий пластик та ін.), що виділяються в повітря шкідливі хімічні речовини, що перевищують гранично допустимі концентрації, не включені в «Перелік дозволених, МЗ» 1977-1985 р.

В лабораторії вимірювальної техніки та науково-дослідної роботи робочі місця з ПК розташовані від стіни з вікнами на відстані 1 м, відстань між столами складає 3 м. Екрани відеомоніторів ПК знаходяться від очей користувача на відстані 700 мм відповідно до СН 512-78, приміщення ($S=21 \text{ м}^2$, $V=73,5 \text{ м}^3$) дозволяє розташовувати більше 3 робочих місця.

Робочі місця в положенні сидячі відповідають вимогам ДСТ 12.2.032 – 78 та ДСТ 12.2.029 – 77. Поверхня робочого столу знаходиться на висоті 0,75 метрів від підлоги, розміри робочої поверхні стільниці складають 1050x590

міліметрів, розміри вільного простору для ніг під столом складає висота 650, глибина 550, ширина 450 міліметрів відповідно. Робочий стілець оснащений підйомно-поворотнім пристроєм, що забезпечує регуляцію висоти сидіння і спинки, пневматичним і гідравлічними амортизаторами та обладнанні підлокітниками.

Б.1 Мікроклімат робочого місця

У приміщенні науково-дослідного відділу є джерела тепловиділення, тому необхідно визначити необхідні умови його вентилявання. Витрату повітря в приміщенні з додатковим тепловиділенням визначаємо за формулою:

$$L = \frac{Q_{НАД}}{c \cdot p \cdot (t_B - t_H)}, \quad (Б.1)$$

де $Q_{НАД}$ – надлишкове виділення тепла в робочому приміщенні, ккал/год.; c – теплоємність повітря (0,237 ккал/кг); p – обсягова вага повітря (1,226 кг/м³); t_B – температура витяжного повітря (30°C); t_H – температура приточного повітря (20°C).

Розрахуємо надлишкове надходження тепла за наступною формулою:

$$Q_{НАД} = Q_{УСТ} + Q_{ПЕР} + Q_{ОСВ} + Q_{СР}, \quad (Б.2)$$

де $Q_{УСТ}$ – виділення тепла від устаткування; $Q_{ПЕР}$ – виділення тепла робітниками; $Q_{ОСВ}$ – надходження тепла від електричного освітлення; $Q_{СР}$ – надходження тепла від сонячної радіації через вікна.

Визначимо виділення тепла від устаткування за формулою:

$$Q_{уст} = P \cdot K_a \cdot K_{\delta} \cdot 860, \quad (\text{Б.3})$$

де P – сумарна потужність устаткування, кВт/год; K_a – коефіцієнт установленної потужності (0,95); K_{δ} – коефіцієнт одночасної роботи (1,0).

$$\begin{aligned} Q_{уст} &= [x_1 \cdot k_1 + x_2 \cdot k_2 + x_3 \cdot k_3 + x_4 \cdot k_4 + x_5 \cdot k_5 + x_6 \cdot k_6 + x_7 \cdot k_7 + \\ &+ x_8 \cdot k_8 + x_9 \cdot k_9] \cdot K_a \cdot K_{\delta} \cdot 860 = \\ &= [1 \cdot 0,5 + 1 \cdot 0,1 + 1 \cdot 0,07 + 2 \cdot 0,4 + 1 \cdot 0,06 + 1 \cdot 0,05 + 1 \cdot 0,6 + 4 \cdot 0,15 + \\ &+ 1 \cdot 3,5] \cdot 0,95 \cdot 1 \cdot 860 = 5131 \text{ ккал/год.} \end{aligned}$$

Визначимо виділення тепла від обслуговуючого персоналу за допомогою наступної формули:

$$Q_{пер} = n \cdot g = 2 \cdot 100 = 200 \text{ ккал/год,} \quad (\text{Б.4})$$

де n – кількість працюючих; g – кількість тепла, що виділяє один працівник за годину (100 ккал/год.).

Визначимо надходження тепла від електричного освітлення за формулою:

$$Q_{осв} = E_M \cdot g_1 \cdot S = 300 \cdot 0,05 \cdot 21 = 315 \text{ ккал/год,} \quad (\text{Б.5})$$

де E_M – нормована освітленість для цієї зорової роботи, величина якої дорівнює 300 лк; g_1 – питоме тепловиділення на 1 м^2 підлоги при 1 лк освітленості (для / люмінесцентних ламп – 0,05 ккал/год.) S – площа приміщення, м^2 .

Визначимо надходження тепла від сонячної радіації через вікна за наступною формулою:

$$Q_{CP} = F \cdot g_2 \cdot K_{OCL} = 7,5 \cdot 65 \cdot 0,4 = 195 \text{ ккал/год}, \quad (\text{Б.6})$$

де F – площа віконних прорізів ($3 \times 2,5 = 7,5 \text{ м}^2$); g_2 – кількість тепла, що надходить через 1 м^2 віконного прорізу (65 ккал/год.); K_{OCL} – коефіцієнт ослаблення, приймаємо $0,4$.

Визначимо кількість надлишкового тепла:

$$Q_{НАД} = Q_{УСТ} + Q_{ПЕР} + Q_{ОСВ} + Q_{CP} = 5131 + 200 + 315 + 195 = 5841 \text{ ккал/год.}$$

Визначимо витрати повітря в приміщенні:

$$L = \frac{Q_{НАД}}{c \cdot p \cdot (t_B - t_H)} = \frac{5848}{0,237 \cdot 1,226 \cdot (30 - 20)} = 2010 \text{ м}^3 / \text{год.}$$

Існуюча в наявності система кондиціонування та вентилявання має продуктивність $2200 \text{ куб. м./годину}$, що задовольняє необхідним нормативам.

Параметри мікроклімату на робочих місцях регламентуються ДНАОП 0.03.3.15 – 86 «Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень № 4088–86». Відповідно доданих санітарних норм температура повітря, швидкість руху повітря та відносна вологість у холодні періоди року повинна складати

($22 - 24$) градуса за Цельсієм, $0,1$ метра в секунду та $40-60 \%$ відповідно. При збереженні всім параметрів можливе коливання температури від 21 до 25 градусів Цельсія. У теплі періоди року температура повітря повинна складати ($23 - 25$) градусів Цельсія, рухливість повітря ($0,1 - 0,2$) метрів секунду, вологість ($40 - 60$) %. Температура може коливатися від 22 до 26 градусів

Цельсія при збереженні всіх інших параметрів мікроклімату. Вище зазначені норми цілком відповідають фактичним даним приміщення лабораторії вимірювальної техніки та науково-дослідним відділом.

Б.2.2 Розрахунок системи загального рівномірного освітлення з лампами розжарювання для приміщення, в якому використовуються зорові роботи високої точності

Розміри приміщення: довжина ($a=6$ м), ширина ($b=3,5$ м), висота ($h=3,5$ м). Приміщення має світлу побілку: коефіцієнт відбиття $P_{стелі} = 70 \%$, $P_{стін} = 50 \%$. Висота робочих поверхонь (столів) $h_p = 0,7$ м. Для освітлення прийнято світильники типу УПМ-15, які підвищуються до стелі, відстань від світильника до стелі $h_c = 0,4$ м. Мінімальна освітленість за нормами $E=200$ лк.

1) Визначимо висоту підвісу світильників над підлогою

$$h_0 = H - h_c = 3,5 - 0,4 = 3,1 \text{ м.}$$

Для світильників загального освітлення з лампами розжарювання потужністю до 200 Вт мінімальна висота підвісу над підлогою відповідно до СНІП П-4-79 повинна бути у межах (2,5 – 4,0) м, залежно від характеристики світильника. В лабораторії вимірювальної техніки та науково-дослідному відділу відповідає цій вимозі.

2) Визначимо висоту підвісу світильника над робочою поверхнею:

$$h = h_0 - h_p = 3,5 - 0,4 = 2,8 \text{ м.}$$

Рівномірність освітлення досягається при відповідному співвідношенні відстані між світильниками (L) та висоти їх підвісу (h).

3) Визначимо рекомендовану відстань між світильниками

$$L = 0,7 \cdot h = 0,7 \cdot 2,8 = 2,0 \text{ м.}$$

4) Розрахуємо необхідну кількість світильників

$$N = \frac{a \cdot b}{L^2} = \frac{6 \cdot 3,5}{2^2} = 6.$$

Приймаємо 6 світильників, враховуючи розміри приміщення розміщуємо їх у два ряди по 3 штуки.

5) Світловий потік лампи світильника ($\Phi_{\text{л}}$) визначається за формулою:

$$\Phi_{\text{л}} = \frac{E \cdot K_3 \cdot S \cdot Z}{N \cdot n \cdot \eta},$$

де E – нормативна освітленість, лк; K_3 – коефіцієнт запасу, який враховує зниження освітленості в результаті забруднення та старіння ламп; S – площа приміщення, що освітлюється, м²; Z – коефіцієнт нерівномірності освітлення для ламп розширювання (1,15); N – кількість світильників; n – кількість ламп у світильнику; η – коефіцієнт використання світового потоку, який визначається за світлотехнічними таблицями залежно від показника приміщення (i) та коефіцієнтів відбиття стін та стелі.

6) Визначимо показник приміщення:

$$i = \frac{a \cdot b}{h \cdot (a + b)} = \frac{6 \cdot 3,5}{3,5 \cdot (6 + 3,5)} = 2,21.$$

Коефіцієнт використання $\eta = 0,48$ для світильника УПМ-15 (при $i = 2,5$, $P_{стелі} = 70\%$, $P_{стін} = 50\%$)

Світловий потік одного світильника, а значить і лампи, оскільки за конструктивним виконанням у світильнику цього типу встановлена лише одна лампа, дорівнює:

$$\Phi_L = \frac{E \cdot S \cdot Z}{N \cdot n \cdot \eta} = \frac{200 \cdot 21 \cdot 1,15}{6 \cdot 1 \cdot 0,48} = 1677 \text{ лм.}$$

9) обираємо лампу Б-150 потужністю 150 Вт, світловий потік якої становить 2100 лм. Хоча це значення на 18% більше розрахованого, однак не перевищує встановлену норму ($-0\% < \Phi_L < +20\%$). Сумарна електрична потужність усіх світильників, встановлених у приміщенні становить:

$$P_{CB} = P \cdot N = 150 \cdot 6 = 900 \text{ Вт.}$$