

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ

ФАКУЛЬТЕТ ЕНЕРГЕТИКИ, ЕЛЕКТРОНИКИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ  
ТЕХНОЛОГІЙ

Кафедра мікроелектронних інформаційних систем  
(повна назва кафедри)

**Кваліфікаційна робота**

другий (магістерський)  
(рівень вищої освіти)

на тему Дослідження та розробка мікроелектрон-  
ної системи контролю рівня функціонального  
стану людини

Виконав: студент II курсу, групи МН-18-1чд  
спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна  
техніка  
(код і назва спеціальності)

освітньої програми Мікроелектронні інформаційні  
системи  
(код і назва освітньої програми)

спеціалізації \_\_\_\_\_  
(код і назва спеціалізації)

Мороз О. В.  
(ініціали та прізвище)

Керівник зав. каф. доцент д.т.н Хрипко С. І.  
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент зек. директор ТОВ „Омега LTD“ Шевченко  
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя  
2020

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІНЖЕНЕРНИЙ ІНСТИТУТ**

Факультет енергетики електроніки та інформаційних технологій  
 Кафедра мікроелектронних інформаційних систем  
 Рівень вищої освіти другий (магістерський)  
 Спеціальність 153 «Мікро- та наносистемна техніка»  
(код і назва)  
 Освітня програма Мікроелектронні інформаційні системи  
(код і назва)  
 Спеціалізація \_\_\_\_\_

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри Світланю М.В.

“26” грудня 2019 року

**З А В Д А Н Н Я  
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТОВІ (СТУДЕНТЦІ)**

Мероз Олена Василівна  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1 Тема роботи (проєкту) Дослідження та розробка мікроелектронної системи контролю рівня функціокального стану модуля

керівник роботи зав. кафедр доцент, д.т.н. Крипко С.А.  
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від “10” Вересня 2019 року № 1536-С

2 Строк подання студентом роботи 31.12.2019

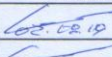
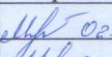
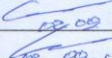
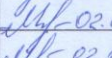
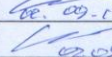
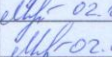
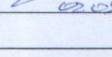
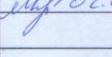
3 Вихідні дані до роботи Область спектру 403 нм, освітленість 5-100лк, частота мигтіння 0,08-1Гц

4 Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Аналіз методів, що використовуються для контролю функціокального стану модуля. Розробка мікроелектронної системи контролю рівня функціокального стану модуля. Техніко-економічне обґрунтування розробки схеми світлостійкого детектора для діагностики КЧЗМ, Охорона праці та технологічна безпека

5 Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)  
Схема електрична принципна тульга керування пристроєм

світлоімпульсної стимуляції дорозового аналізатора. Технологія та керування  
мунду приладом. Схеми електрика димензіона приладів світло імпульсної стиму-  
ляції дорозового аналізатора.


### 6 Консультанти розділів роботи


Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
1	зав. каф Хрипко С. П.	 02.09.19	 02.09.19
2	зав. каф Хрипко С. П.	 02.09.19	 02.09.19
3	зав. каф Хрипко С. П.	 02.09.19	 02.09.19
4	зав. каф Хрипко С. П.	 02.09.19	 02.09.19

7 Дата видачі завдання 02. вересня 2019 р.

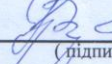
### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістра	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз методів контролю функціонального стану машини	20.09.19	
2	Розробка мікроелектронної системи діагностики КЧЗМ	15.11.19	
3	Техніко-економічне обґрунтування	22.11.19	
4	Охорона праці та технологія безпеки	06.12.19	
5	Формування пояснювальної записки	20.12.19	
6	Попередній захист дипломної роботи	26.12.19	

Студент  Мороз О.В.  
 (підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проекту)  Світанько М.В.  
 (підпис) (прізвище та ініціали)

**Нормоконтроль пройдено**

Нормоконтролер  Верховейн А.А.  
 (підпис) (прізвище та ініціали)

## Реферат

Дипломна робота містить 97 сторінок, 39 рисунків, 19 таблиць, 25 джерел літератури.

Об'єкт дослідження – діагностика критичної частоти злиття мигтінь для визначення функціонального стану людини.

Ціль роботи – розробка мікроелектронної системи контролю рівня функціонального стану людини.

Задачі роботи – розробити схему електричну, топологію печатної плати та проаналізувати функціонування розробленого приладу.

Методика досліджень – моделювання приладу за допомогою програмних забезпечень: Electronics Workbench 5.12, Sprint-Layout 4.0, RusPlan 5.0, VisSim 4.5.

Короткий виклад результатів досліджень – процедура визначення часу настання стомлення і переходу від стану стомлення до стану перевтоми полягає у визначенні моменту часу зміни напрямку фазової траєкторії.

Результаті впровадження – електронний прилад пройшов випробовування на кафедрі МЕІС.

Прогнозні пропозиції – рекомендується для впровадження в клінічних установах, а так само для використання в побутових умовах.

ДІАГНОСТИКА, БІНОКУЛЯРНИЙ ЗІР, КОЛІР, ЧУТЛИВІСТЬ, ТЕСТ, ОПТОТИП, МІКРОЗБОРКА, СХЕМА, ТОПОЛОГІЯ

Дипломну роботу виконано на кафедрі мікроелектронних інформаційних систем, з 2.09.2019 р. по 31.12.2019 р.

## ЗМІСТ

ВСТУП .....	6
1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ПРИЛАДІВ КОНТРОЛЮ ФІЗИЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ.....	8
1.1 Дослідження методів критичної частоти злиття миготінь .....	8
1.1.1 Розробка імітаційної моделі для дослідження зорового .....	10
сприйняття світлових імпульсів .....	10
Рисунок 1.1 - Структурно–функціональна модель зорового аналізатора ....	13
1.1.2 Діагностична світлоімпульсна стимуляція існуючими приладами	20
2 РОЗБОККА СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ФІЗИЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ .....	27
2.1 Моделювання структурної схеми пристрою для контролю фізичного тану людини.....	27
2.2 Температурний ІЧ-датчик MLX90614 .....	28
2.3 Мікроконтролер для вимірювання температури ATtiny2313 MCU.....	32
2.4 Модуль контролю зорової системи .....	36
2.5 Модуль контролю серцево-судинної системи .....	52
3 Техніко - економічне обґрунтування розробки схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ .....	61
3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ .....	62
3.2 Розрахунок витрат на виготовлення схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ .....	66
4 Охорона праці та техногенна безпека .....	68
4.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів.....	68
4.2 Заходи з поліпшення умов праці .....	75

4.3 Виробнича санітарія.....	78
4.4 Електробезпека.....	81
4.5 Пожежна та техногенна безпека.....	83
4.6 Визначення стану виробничого середовища при роботі з комп'ютерною технікою .....	85
Висновки та рекомендації .....	89
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	90
ДОДАТОК А.....	93

## ВСТУП

Жодна людина не застрахована від різноманітних захворювань. Частина хвороб має вроджений характер, інші розвиваються протягом життя, а треті є результатом отриманих травм. Так чи інакше, за здоров'ям потрібно стежити максимально ретельно. Зараз, коли всім бажаючим доступні сучасні медичні центри і кращі ліки, позбутися можна практично від будь-якої недуги, потрібно тільки докласти певних зусиль.

Єдиною функціональною системою організму людини, що забезпечує надходження до 85% інформації в головний мозок з навколишнього світу, є зорова система. В даний час в умовах широкого застосування сучасних засобів інформатизації її робота для життєдіяльності людини набуває ще більшої значущості. Тому точність і оперативність оцінки її функціонального стану мають першорядне значення для визначення і підтримки оптимальних умов перебування очей і своєчасного запобігання розвитку їх патологій.

Високий рівень статичних та динамічних зорових навантажень на очі людини, що виявляються в різних сферах його діяльності, призводить до захворювань, в більшості випадків пов'язаних з функціональними порушеннями аккомодативного апарату очей: короткозорості і далекозорості, а також нервово-психологічних розладів. Цьому особливо схильний дитячий і юнацький контингент населення країни і насамперед за рахунок високого темпу повсюдної комп'ютеризації та впровадження в практичне життя нових інформаційних технологій, що передбачають можливість довготривалого отримання відеоінформації. Згідно з даними НДІ очних хвороб РАН на березень 2006 року, в Україні близько 85% людей у віці від 14 до 45 років, діяльність яких пов'язана із зоровим напруженням, в тій чи іншій мірі нехтують правилами зорової ергономіки, внаслідок чого 55% з них мають придбані патології зору, зазначені вище. При цьому медичні установи відчувають гостру потребу в сучасних технічних засобах об'єктивної функціональної

діагностики аккомодативного апарату ока, що забезпечують оперативне і достовірне виявлення порушень рефракції ока і нервово-зорових захворювань. Причиною є відсутність вітчизняних аналогів і порівняно висока вартість закордонних приладів даної прикладної спрямованості.

Для дослідження працездатності аккомодативного апарату – циліарного м'яза в умовах зорового навантаження традиційно застосовуються оптичні автоматизовані і ручні методи. Однак вони не дозволяють з високою діагностичною точністю визначити функціональний стан циліарного м'яза при акомодатії. Це пов'язано з тим, що ручні тести передбачають активну участь обстежуваного в оцінці кінцевих результатів, де може виявлятися елемент суб'єктивізму, а прикладні можливості існуючих закордонних офтальмологічних апаратно-програмних засобів, таких як лазерні аккомодометри, авторефрактометра і кератографи, обмежуються морфометричними вимірюваннями або непрямим визначенням оптичних параметрів циліарного м'яза при акомодатії. Дослідження, проведені у електрофізіології Г. Шубертом, Х. Хаджівара і С. Іщікава, показали, що найбільш ефективним способом оцінки стану циліарного м'яза ока є визначення динаміки її електричних потенціалів, які з високою точністю відображають фізіологічний стан аккомодативного апарату і достовірно дозволяють судити про стан органів зору в цілому (в умовах процесу акомодатії).



## 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ПРИЛАДІВ КОНТРОЛЮ ФІЗИЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

Фізичний стан людини є однією з характеристик його здоров'я. Він характеризується ступенем готовності людини виконувати м'язові і трудові навантаження різного характеру в даний конкретний відрізок часу. Ця готовність залежить від рівня його фізичних (рухових) якостей, особливостей фізичного розвитку, функціональних можливостей окремих систем організму, наявності захворювань і травм. У практично здорових осіб факторами, що визначають фізичний стан, є фізичний розвиток, фізична працездатність, функціональні можливості кисень-транспортної (серцево-судинної і дихальної) системи і вік. Фізичний розвиток людини характеризується певним поєднанням антропометричних і функціональних показників.[1]

Фізичний розвиток характеризується змінами трьох груп показників. По-перше, показники комплектації тіла (довжина тіла, маса тіла, постава, обсяги і форми різних частин тіла, рівень жировідкладення і ін.), які характеризують, спочатку, біологічні типи, або морфологію, людини. По-друге, показники (критерії) здоров'я, що відображають морфологічні та функціональні зміни фізіологічних систем організму людини. Вирішальне значення на здоров'я людини впливає функціонування серцево-судинної, дихальної та центральної нервової систем, органів травлення і виділення, механізмів терморегуляції і ін. По-третє, показники розвитку фізичних якостей (сили, швидкісних здібностей, витривалості та ін.).

### 1.1 Дослідження методів критичної частоти злиття миготінь

В даний час в умовах широкого застосування сучасних засобів інформатизації робота зорової системи для життєдіяльності людини набуває все

більшої значущості. Тому точність і оперативність оцінки її функціонального стану мають першорядне значення для визначення і підтримки оптимальних умов перебування очей і своєчасного запобігання розвитку їх патологій.

Високий рівень статичних та динамічних зорових навантажень на очі людини, що виявляються в різних сферах його діяльності, призводить до захворювань, в більшості випадків пов'язаних з функціональними порушеннями акомодативного апарату очі: короткозорості і далекозорості, а також нервово-психологічних розладів.

Дослідження відомих вітчизняних та закордонних фахівців-офтальмологів Ананіна В.Ф., Волкова В.В., Дашевського А.І., Грегори Р.Л., Розенблюма Ю.З., Глассера А., Кауфмана П., Кравкова С.В. в галузі впливу зорових навантажень на очі людини показали, що в більшості випадків фізіологічним порушенням схильний виконавчий елемент акомодативного апарату ока - циліарний (акомодативний) м'яз.

Дослідження, проведені у електрофізіології С. Іщікава, Х. Хаджівара і Г. Шубертом, показали, що найбільш ефективним способом оцінки стану циліарного м'яза ока є визначення динаміки її електричних потенціалів, які з високою точністю відображають фізіологічний стан акомодативного апарату і достовірно дозволяють судити про стан органів зору в цілому (в умовах процесу акомодативної). Такі дослідження дозволяють провести метод критичної частоти злиття мигтіння (КЧЗМ).

У різний час було запропоновано безліч варіантів пристроїв для даного дослідження у вигляді обертових дисків та електронних апаратів, але в клінічну практику жодне з них так і не увійшло.

Обстежуваному пропонують дивитися на джерело світла, що миготить, і повідомити, коли в міру збільшення частоти миготіння для нього стане безперервним світлом. І.І. Меркуловим був виготовлений КЧЗМ-периметр, за допомогою якого можна оцінювати методом злиття мигтіння будь-яку точку в полі зору. Дозувати можна як силу спалахів і, отже, амплітуду мигтіння, так і їх частоту. Для дослідження КЧЗМ в найбільш уражених при глаукомі точ-

ках зони Берума В.А.Захаров і І.В. Волкова (1983) створили спеціальний прилад - глауко-аналізатор.

Критична частота злиття мигтіння - мінімальна частота періодично мигтючого джерела світла, при якій миготіння перестають помічатися. Вузькі і точкові джерела (рядок, елемент), видимі під малим кутом зору, мають при тій же середній яскравості.

Якщо мигтіння відбувається з малою частотою, людина бачить окремі спалахи світла. При збільшенні частоти мигтіння створюється відчуття мережтіння. Збільшуючи таким чином частоту спалахів можна отримати картину, коли окремі спалахи світла сприймаються оком як безперервне світло. Визначення критичної частоти злиття мигтіння виконують для оцінки стану зорових шляхів та функціональної лабільності сітківки. Области застосування дослідження: офтальмологія, неврологія, психіатрія. Сучасне обладнання дозволяє досліджувати КЧЗМ не тільки для білого кольору, але і на синій, червоний і зелений кольори.

Для отримання точних результатів дослідження пробу повторюють по три рази для кожного ока. Нормальні показники КЧЗМ Норма КЧЗМ для здорової людини – 40 - 46 Гц. Зниження КЧЗМ відбувається в міру старіння організму, у літніх показник рідко перевищує 38-40 Гц. Величина КЧЗМ у двох здорових очах зазвичай є величиною однаковою, максимальне розходження становить 5 - 8 Гц. У межах одного поля зору показники КЧЗМ неоднакові: на периферії в носовій і скроневої областях вони на 10-15 Гц вище, ніж в області макули.

### 1.1.1 Розробка імітаційної моделі для дослідження зорового сприйняття світлових імпульсів

При створенні засобів оцінки часових характеристик зорового аналізатора (ЧХЗА) необхідний системний підхід, оскільки зоровий аналізатор (ЗА)

є складним біологічним об'єктом. Узагальненням системного підходу в медико-біологічних дослідженнях є теорія функціональних систем П.К. Анохіна і теорія синтезу біотехнічних систем В.М. Ахутіна.

З точки зору теорії функціональних систем психофізіологічне обстеження є експериментальною моделлю цілеспрямованої поведінки, що проявляється функціональною системою в спеціально організованих умовах. Цілісна поведінка представляється у вигляді послідовності «системоквантів», рішення про вибір кожного з них приймається на основі синтезу з врахуванням оцінки результату попередніх поведінкових актів. З цього виходить, що для забезпечення точності оцінки досліджуваної характеристики важливий принцип стандартизації всіх компонентів синтезу, що беруть участь, у тому числі стимул-реакцій, що пред'являються, критеріїв їх оцінки, інструкцій по проведенню обстеження, його тривалості. В той же час в процесі обстеження кожен системоквант процесу, що повторюється, є стохастичним, що обумовлює вживання принципу статистичного аналізу результатів оцінки.

Згідно принципу ідентифікації інформаційного середовища теорії синтезу біотехнічних систем необхідна мінімізація числа досліджуваних характеристик, що описують стан людини, обґрунтованість моделей досліджуваних характеристик, які мають бути простими по опису і відповідати об'єкту дослідження. Необхідне також виконання принципів: простоти стимул-реакцій, що дозволяють зменшити залежність результатів оцінки від культурних, мовних, освітніх і професійних навиків випробовуваних; метрологічній забезпеченості, що передбачає вміст в інструментальних засобах елементів, що дозволяють забезпечити метрологічні показники якості при менших витратах; інтелектуальності інструментальних засобів, які повинні автоматично або автоматизовано адаптуватися для вирішення поставленого завдання.

Вживання вказаних принципів дозволяє створити на єдиній методичній основі комплекс засобів оцінки ЧХЗА з врахуванням взаємозв'язаної інформаційного, алгоритмічного і програмно-технічного забезпечень.

Ефективність оцінки ЧХЗА залежить від узгодженості властивостей і характеристик засобів і об'єкту дослідження, що обумовлює необхідність розробки моделей, ЧХЗА, що описують.

З метою дослідження зорового сприйняття світлових імпульсів розроблена імітаційна модель, для чого запропонована структурно-функціональна модель ЗА у вигляді системи із зворотними зв'язками (рис. 1.1).

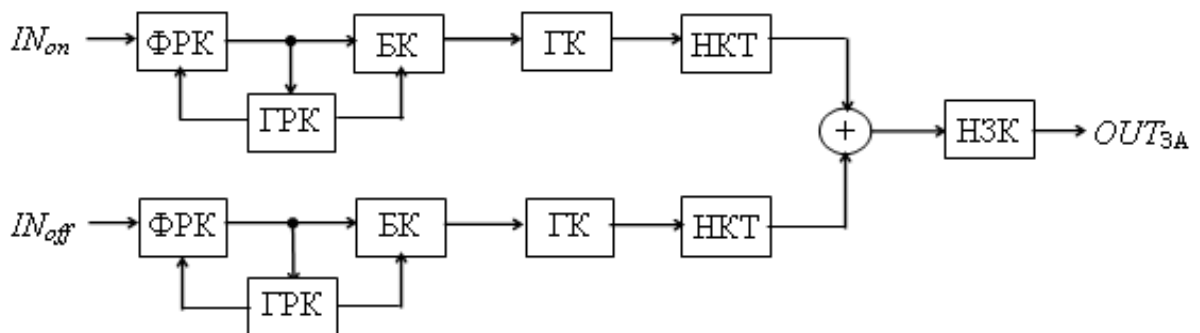
Зорове сприйняття світлових імпульсів розглядається для умов діяльності з нормативним рівнем освітленості, тому вплив паличкових біполярних кліток, що працюють при низькому рівні освітленості, не враховується.

Системи передачі і обробки інформації, зокрема роботу ЗА, прийнято характеризувати передавальними функціями, які для біполярних і горизонтальних кліток фоторецепторів відомі.

Модель гангліозної клітки (рис.1.2), сигнал на виході якої  $OUT_{гк}$  імпульсний, представимо як штучний нейрон у вигляді елемента затримки ЕЗ з функцією активації  $f$  «жорстка» сходишка:

$$OUT_{гк} = \begin{cases} 1, & U_{эз} > U_{поргк}; \\ 0, & U_{эз} \leq U_{поргк}, \end{cases} \quad (1.1)$$

де  $U_{эз}$  – сигнал на виході елемента затримки;  $U_{поргк}$  – пороговий рівень збудження гангліозної клітки.



$IN_{on}$  – вхідний сигнал on-канала;

$IN_{off}$  – вхідний сигнал off-канала;

ФРК – клітки фоторецепторів;  
 ГРК – горизонтальні клітки;  
 БК – біполярні клітки;  
 ГК – гангліозні клітки;  
 НКТ – зовнішнє колінчасте тіло;  
 НЗК – нейрони зорової кори головного мозку;  
 $OUT_{ЗА}$  – вихідний сигнал зорового аналізатора

Рисунок 1.1 - Структурно–функціональна модель зорового аналізатора

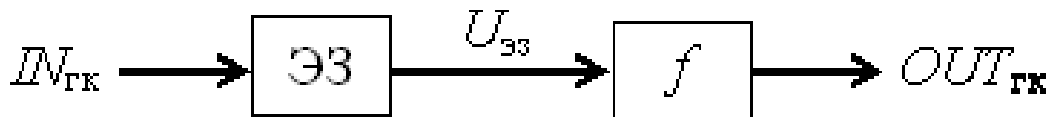


Рисунок 1.2 - Модель гангліозної клітки

Процес формування сигналів в ЗА відбувається за наявності зовнішніх і внутрішніх шумів. При використанні надпорогових стимул-реакцій впливом зовнішніх шумів можна нехтувати. Внутрішні шуми обумовлені флуктуаціями квантів світла, поглинених сітківкою, а також флуктуаціями в нервових каналах, які можна розглядати як некорельовані випадкові процеси.

Прийmemo внутрішній шум як стаціонарну флуктуаційну перешкоду, розподілену відповідно до нормального закону. Тоді поточне значення порогового рівня збудження гангліозної клітки можна представити у вигляді адитивної суміші постійної складової і випадкового коливального процесу з розподіленими відповідно до нормального закону амплітудою і частотою:

$$U_{\text{пор ГК}}(t) = U_{\text{пор ГК}} + U_{\phi}(t) \cos [\omega(t)]; \quad (1.2)$$

$$p(U_{\phi}) = \frac{1}{\sigma_{\phi} \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(U_{\phi} - \mu_{\phi})^2}{2\sigma_{\phi}^2}\right); \quad (1.3)$$

$$p(\omega) = \frac{1}{\sigma_{\omega} \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(\omega - \mu_{\omega})^2}{2\sigma_{\omega}^2}\right); \quad (1.4)$$

де  $U_{\text{пор ГК}}$  – постійна складова порогового рівня збудження гангліозної клітки;  $U_{\phi}$  – амплітуда випадкового коливального процесу;  $\omega$  – кутова частота

випадкового коливального процесу;  $p$  – щільність вірогідності розподілу;  $\sigma_\phi$  і  $\mu_\phi$  – дисперсія і математичне чекання амплітуди випадкового коливального процесу;  $\sigma_\omega$  і  $\mu_\omega$  – дисперсія і математичне чекання кутової частоти випадкового коливального процесу.

На основі моделі нейрона А.Н. Радченко запропонована структурно – функціональна модель нейронів зовнішнього колінчастого тіла і зорової кори головного мозку, в якій враховується зміна вагів синаптичних зв'язків нейрона і можливі комбінації співвідношень збудження і гальмування (рис. 1.3).

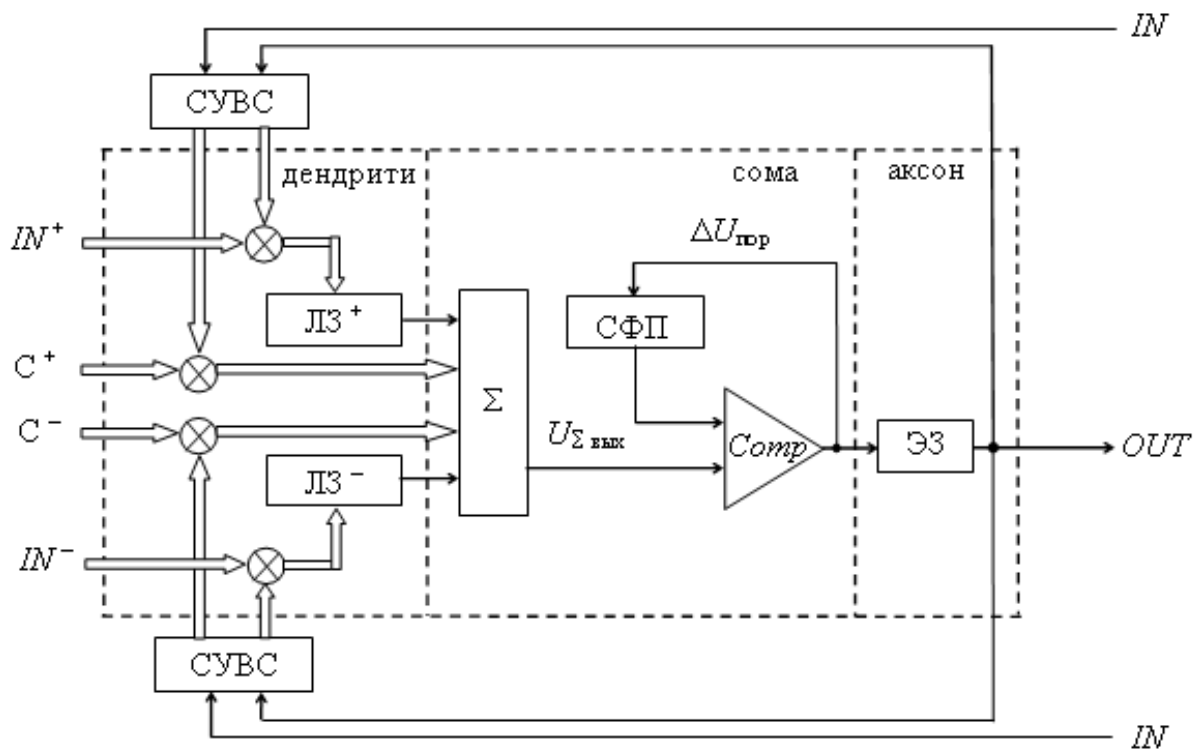


Рисунок 1.3 - Структурно-функціональна модель нейрона

$IN^+$  – входи збуджуючих сигналів дендриту;  $IN$  – входи гальмівних сигналів дендриту;  $C^+$  – входи збуджуючих сигналів соми;  $C^-$  – входи гальмівних сигналів соми; СУВС – схема управління вагами синапсів; ЛЗ<sup>+</sup> – лінія затримки, що відображає затримку в еквівалентному дендриті збуджуючих сигналів; ЛЗ<sup>-</sup> – лінія затримки, що відображає затримку в еквівалентному дендриті гальмівних сигналів;  $\Sigma$  – суматор збуджуючих і гальмівних сигналів; СФП – схема формування порогу спрацьовування нейрона;  $U_{\Sigma \text{ вих}}$  – сигнал на виході суматора, викликаний дією вхідних сигналів;  $\Delta U_{\text{пор}}$  – величина зміни

порогу спрацьовування нейрона; Comp – аналоговий компаратор, що виробляє порівняння сигналу на виході суматора з порогом спрацьовування нейрона; ЕЗ – елемент затримки, що відображає затримку в аксоні нейрона; IN – впливаючий сигнал нейрона верхнього рівня; OUT – вихідний сигнал нейрона.

Умова збудження нейрона має вигляд:

$$\text{OUT} = \begin{cases} 1, & U_m > U_{\text{пор}}; \\ 0, & U_m \leq U_{\text{пор}}, \end{cases} \quad (1.5)$$

Величина потенціалу, викликана дією вхідних сигналів:

$$U_{\Sigma_{\text{вих}}} (t) = \sum_{i=1}^n w_i^+ \text{IN}_i^+(t-t_i) + \sum_{j=1}^m w_j^- \text{IN}_j^-(t-t_j) + \sum_{p=1}^g w_p^+ c_p^+(t) + \sum_{r=1}^h w_r^- c_r^-(t); \quad t_i = s_i / v; \quad i = 1, 2, \dots, n; \quad t_j = s_j / v; \quad (1.6)$$

$$j = 1, 2, \dots, m; \quad p = 1, 2, \dots, g; \quad r = 1, 2, \dots, h,$$

де  $w_i^+$  – вага синаптичного зв'язку із збуджуючим медіатором;  $t_i$  – час проходження сигналу  $\text{IN}_i^+$  по дендриту;  $n$  – число входів дендрита;  $\text{IN}_i^+(t-t_i)$  – вхідний збуджуючий сигнал у момент часу  $(t-t_i)$ ;  $w_j^-$  – вага синаптичного зв'язку з гальмівним медіатором;  $\text{IN}_j^-(t-t_j)$  – вхідний гальмівний сигнал у момент часу  $(t-t_j)$ ;  $t_j$  – час проходження сигналу  $\text{IN}_j^-$  по дендриту;  $m$  – число входів дендрита;  $w_p^+$  – вага синаптичного зв'язку із збуджуючим медіатором;  $c_p^+(t)$  – збуджуючий сигнал на вході соми у момент часу  $t$ ;  $g$  – число збуджуючих входів соми;  $w_r^-$  – вага синаптичного зв'язку соми з гальмівним медіатором;  $c_r^-(t)$  – гальмівний сигнал на вході соми у момент часу  $t$ ;  $h$  – число гальмівних входів соми;  $s_i$  – довжина путі сигналу  $\text{IN}_i^+$  по дендриту;  $v$  – швидкість проходження сигналу;  $s_j$  – довжина дороги сигналу  $\text{IN}_j^-$  по дендриту.

Пороговий рівень збудження нейрона при дії вхідних сигналів:

$$U_{\text{пор}}(t+1) = \begin{cases} U_{\text{пор}}(t) - \Delta U_{\text{пор}}, & \text{OUT}(t) = 0; \\ U_{\text{пор}}(t) + \Delta U_{\text{пор}}, & \text{OUT}(t) = 1, \end{cases} \quad (1.7)$$

де  $\Delta U_{\text{пор}}$  – величина зміни рівня збудження нейрона.



Тоді умова збудження нейрона має вигляд:

$$\text{OUT}(t+1) = \begin{cases} 1, & U_{\text{м нач}} + U_{\Sigma \text{ вих}}(t+1) > U_{\text{пор}}(t) - \Delta U_{\text{пор}}, \\ & \text{OUT}(t) = 0; \\ 0, & U_{\text{м нач}} + U_{\Sigma \text{ вих}}(t+1) \leq U_{\text{пор}}(t) + \Delta U_{\text{пор}}, \\ & \text{OUT}(t) = 1. \end{cases} \quad (1.8)$$

Імітаційна модель сприйняття світлових імпульсів побудована з використанням пакету прикладного програмного забезпечення версії VisSim 4.5. В ході імітаційного моделювання на вхід моделі подавалася послідовність парних світлових імпульсів (рис. 1.4) тривалістю  $t$ , розділених міжімпульсним інтервалом (МІІ) тривалістю  $\tau$ , що повторюються через інтервал часу  $T$ .

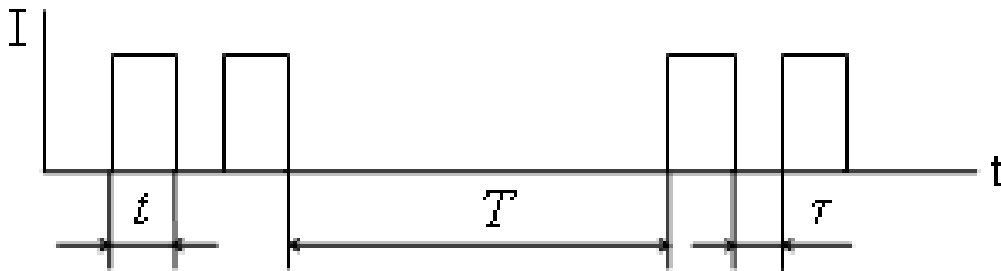
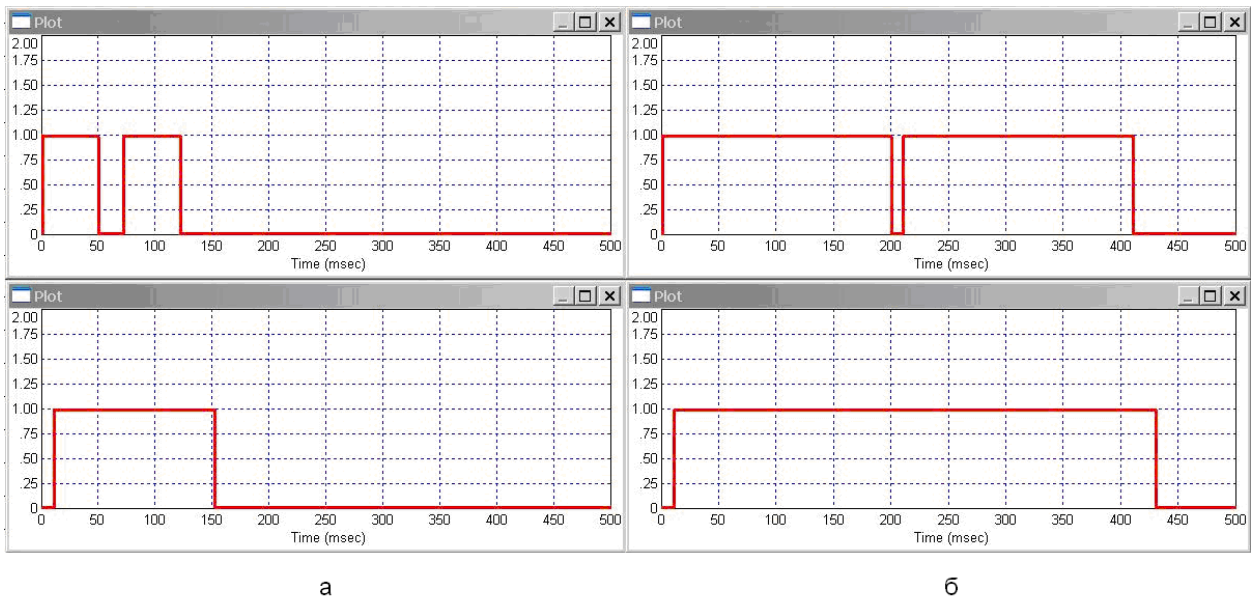


Рисунок 1.4 – Часова діаграма послідовності парних імпульсів

Інтервал між двома імпульсами в парі на вході моделі зменшувався до порогового значення, при якому на виході моделі два імпульси в парі зливалися в один. Тривалість імпульсів при моделюванні часу відновлення прийнята рівною 50 мс, оскільки процеси збудження і гальмування в рецептивних полях нейронів, викликані першим світловим імпульсом, за цей час в основному сформовані, при оцінці відчуття – 200 мс, оскільки рецептивні поля нейронів, що сприймають стимул-реакції, зникають через 100-200 мс після появи світлової стимул-реакції. Для усунення ефекту маскування між парами світлових імпульсів, яка при тривалості міжімпульсного інтервалу, рівній 500 мс, відсутня або слабо виражена, період повторення пар світлових імпульсів прийнятий рівним 1 с.

В результаті імітаційного моделювання показана можливість оцінки часу відновлення і часу відчуття (рис. 1.5), їх варіабельність, залежність по-

рогового міжімпульсного інтервалу і часу зорового сприйняття від тривалості імпульсів (рис. 1.6).



а – тривалість імпульсу 50 мс, тривалість порогового міжімпульсного інтервалу 22,8 мс;

б - тривалість імпульсу 200 мс, тривалість порогового міжімпульсного інтервалу 11 мс

Рисунок 1.5 - Епюри вхідних і вихідних сигналів імітаційної моделі

За результатами імітаційного експерименту час відновлення дорівнює 22,8 мс, час відчуття – 11 мс, початкова тривалість міжімпульсного інтервалу при експериментальній оцінці часу відновлення прийнята рівною 60 мс, часу відчуття – 30 мс.

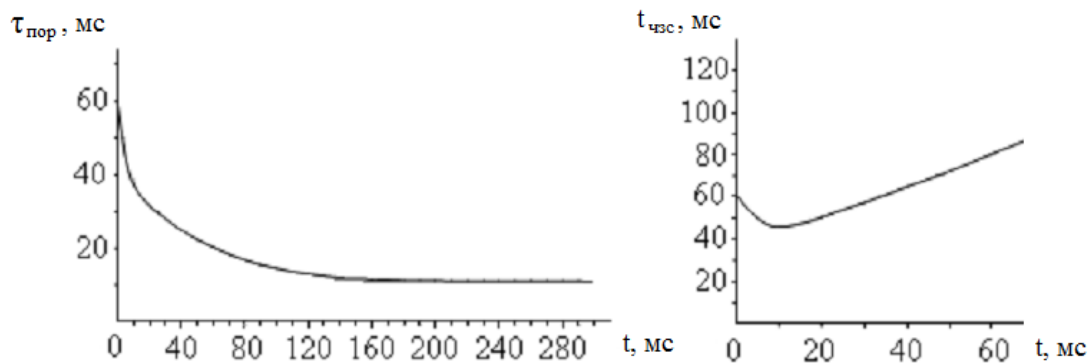


Рисунок 1.6 - Графік залежності порогового міжімпульсного інтервалу

і часу зорового сприйняття від тривалості імпульсів ( $T_{\text{чзс min}} = 40,7$  мс при  $t = 9,7$  мс)

При опису сприйняття частоти світлових мигтінь застосовується модель у вигляді фільтру нижніх частот (ФНЧ), показана на рисунку 1.7 а. Для представлення експериментальних даних, що отримуються в серії оцінок, зручна шматково-лінійна апроксимація (рис. 1.7 б), при цьому значення КЧЗМ знаходяться усередині смуги переходу фільтру від граничної частоти ( $\omega_{\text{п}}$ , рівною  $F_{\text{КЧЗМ min}}$  – мінімальному значенню КЧЗМ (рис. 1.7 в), до граничної частоти  $\omega_{\text{з}}$  смуги затримання, рівною  $F_{\text{КЧЗМ max}}$  – максимальному значенню КЧЗМ (рис. 1.7 в).

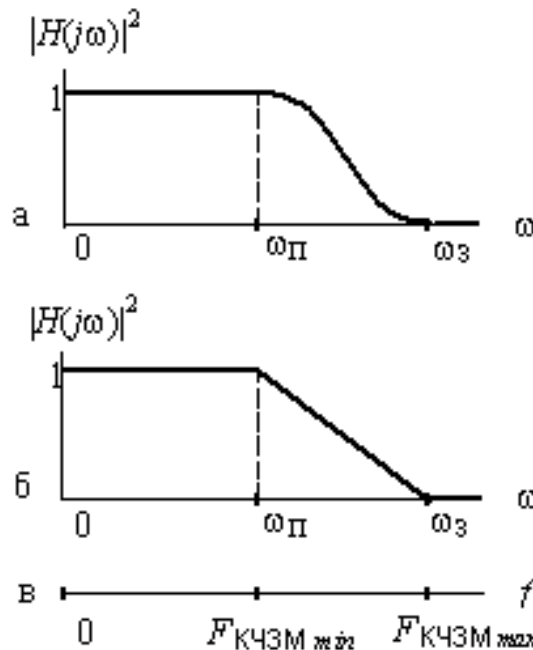


Рисунок 1.7 – Модель сприйняття світлових мигтінь

Амплітудно-частотна характеристика (АЧХ) при шматково-лінійній апроксимації виражається залежністю:

$$|H(j\omega)|^2 = \begin{cases} 1, & 0 \leq \omega \leq \omega_{\text{п}}, \\ \omega_{\text{з}} / (\omega_{\text{з}} - \omega_{\text{п}}) - \omega / (\omega_{\text{з}} - \omega_{\text{п}}), & \omega_{\text{п}} < \omega < \omega_{\text{з}}; \\ 0, & \omega \geq \omega_{\text{з}}. \end{cases} \quad (1.9)$$

При апроксимації АЧХ поліномами Баттерворта і Чебишева індивідуальна варіабельність КЧЗМ характеризується порядком фільтру, визначуваним за формулами:

$$n_{\text{бат}} \geq \lg((10^{0,1A_{\text{min}}} - 1)/\varepsilon^2) / 2 \lg \Omega_3 - \text{для фільтра Баттерворта}; \quad (1.10)$$

$$n_{\text{чеб}} \geq \text{Arch}\sqrt{(10^{0,1A_{\text{min}}} - 1)/\varepsilon^2} / \text{Arch}\Omega_3 - \text{для фільтра Чебышева}, \quad (1.11)$$

де  $A_{\text{min}}$  – мінімальне робоче ослабіння в смузі затримання;  $\varepsilon$  – коефіцієнт нерівномірності ослаблення в смузі пропускання;  $\Omega_3 = \omega/\omega_3$  – нормована частота.

Для опису розрізнення частот світлових мигтінь запропонована модель у вигляді смугового фільтра (рис. 1.8 а), шматково-лінійна апроксимація АЧХ фільтра представлена на рис. 1.8 б. Значення ДЧЗМ, отримані в серії оцінок, знаходяться усередині смуг переходу фільтра, ширина смуги пропускання цього фільтра дорівнює мініимальному значенню ДЧЗМ в серії отриманих оцінок  $\Delta F_{\text{ДЧЗМ min}} = F_{\text{В min}} - F_{\text{Н max}}$ , ширина смуг переходу і смуги пропускання дорівнює максимальному значенню ДЧЗМ в цій серії оцінок  $\Delta F_{\text{ДЧЗМ max}} = F_{\text{В max}} - F_{\text{Н min}}$  (рис. 1.8 в).

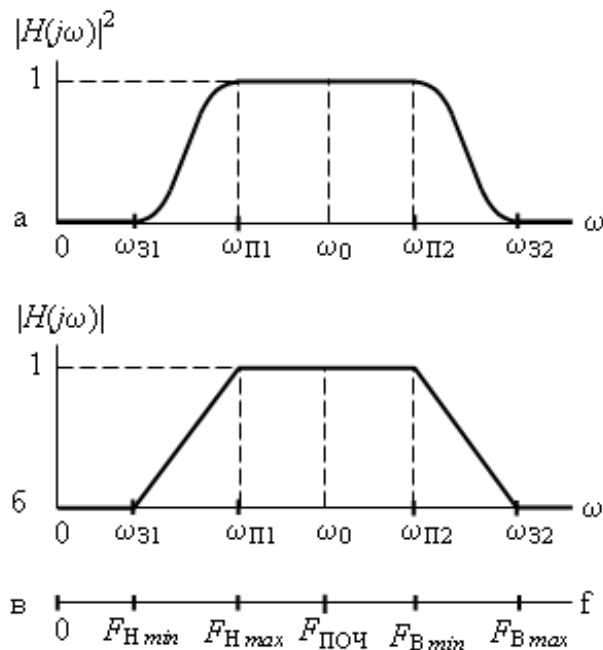


Рисунок 1.8 – Модель розрізнення частоти світлових мигтінь

АЧХ при шматково-лінійній апроксимації виражається залежністю (1.12).

За кількісну оцінку варіаційного розмаху значень ДЧЗМ прийнятий порядок фільтра, який для фільтрів Баттерворта і Чебишева обчислюється за відпові-

дними формулами (1.10) і (1.11), де нормована частота  $\Omega_3$  смугового фільтру визначається по формулі (1.13).

$$|H(j\omega)|^2 = \begin{cases} 0, & 0 \leq \omega \leq \omega_{31}, \\ \omega / (\omega_{\text{пн}} - \omega_{31}) - \omega_{31} / (\omega_{\text{пн}} - \omega_{31}), & \omega_{31} < \omega < \omega_{\text{пн}}; \\ 1, & \omega_{\text{пн}} \leq \omega \leq \omega_{\text{п2}}, \\ \omega_{32} / (\omega_{32} - \omega_{\text{п2}}) - \omega / (\omega_{32} - \omega_{\text{п2}}), & \omega_{\text{п2}} < \omega < \omega_{32}; \\ 0, & \omega \geq \omega_{32}. \end{cases} \quad (1.12)$$

$$\Omega_3 = (\omega_{32} - \omega_{31}) / (\omega_{\text{п2}} - \omega_{\text{п1}}). \quad (1.13)$$

Розроблені моделі дозволяють якісно і кількісно ідентифікувати результати оцінки КЧЗМ і ДЧЗМ, використовувати на етапі навчання оцінці принцип поведінкового зворотного зв'язку.

### 1.1.2 Діагностична світлоімпульсна стимуляція існуючими приладами

У дорослих і дітей КЧЗМ в нормі складає 41-45 Гц [16]. Проте слід зазначити, що за даними Голубцова К. В. із співавторами (1997) ці показники характерні лише для макулярної зони сітківки при центральному пред'явленні стимул-реакції. Після 40 років КЧЗМ починає знижуватися в середньому на 0,2 Гц в рік, досягаючи до 70 років рівня 38 Гц.

У хворих з непрозорими оптичними середовищами (катаракта, більма рогівок, катаракта у поєднанні з глаукомою різних стадій) при катаракті без патології сітківки і ЗН, КЧЗМ складає від 38 до 42 Гц; при поєднанні катаракти з глаукомою була відмічена залежність КЧЗМ від міри патологічних змін. Так, при глаукомі КЧЗМ, що далеко зайшла, вагалася від 20 до 28 Гц, а при абсолютній – складала 12-14 Гц.

Відносно нормальних показників КЧЗМ в сучасній літературі є суперечливі дані. Більшість авторів встановили, що для центральної зони сітківки ( $5^\circ$ ) КЧЗМ складає 40-45 Гц, для парацентральної зони ( $10^\circ - 20^\circ$ ) – зростає до 55 Гц і для крайньої периферії – знижується до 35-40 Гц. За даними інших

авторів КЧЗМ для крайньої периферії складає 60 Гц і вище. Унаслідок відсутності стандартизації методу і апаратури для визначення КЧЗМ нормативні дані в різних лабораторіях істотно відрізняються. У традиційному варіанті використання методу пред'являється одна стимул-реакція центральної локалізації, що сприймається головним чином макулярною областю сітківки. В даний час встановлено, що при пред'явленні стимул-реакції в кутовому діапазоні від 10° до 55°, КЧЗМ пропорційна логарифму кутового розміру поля зору і зростає до периферії сітківки на 10-15 Гц. При центральному пред'явленні показники КЧЗМ для зеленої стимул-реакції в нормі на декілька Гц вище, ніж для червоної стимул-реакції. Це пов'язано з тим, що в центральній ямці зосереджені червоно-чутливі колбочки, а в парацентральної зоні – в основному зелені колбочки.

У таблиці 1.1 представлені середні значення і діапазони зміни КЧЗМ при різних патологіях зорової системи. Ці дані узяті з опису приладу "СВІТЛО-ТЕСТ" фірми ОКУЛЮС. Вони засновані на вимірах КЧЗМ для декількох тисяч пацієнтів.

Таблиця 1.1 - Середні значення і діапазони зміни КЧЗМ при різних патологіях

Діагноз	Гострота зору			Діапазон зміни КЧЗМ, Гц
	<0,1	0,1 - 0,5	0,6 - 1	
Норма	–	–	43	40 - 45
Катаракта	40	40	40	36 - 45
Захворювання сітківки	31	34	38	28 - 41
Ретикулярний неврит	19	25	32	15 - 36
АЗН	22	29	31	18 - 35
Порушення кровообігу в ЗН	20	26	31	18 - 35
Застійний диск ЗН	–	–	36	32 - 40
Глаукома 1 ст.	35	35	36	32 - 40
Глаукома 2 ст.	29	29	29	26 - 32

Глаукома 3 ст.	21	22	23	17 - 26
Глаукома 4 ст.	14	–	–	12 - 16

Клінічна картина поразки зорової системи складається, в основному, з трьох компонентів: офтальмологічної картини, зниження гостроти зору (ГЗ) і зміни поля зору. Зниження ГЗ є універсальною ознакою багатьох розладів зорової системи.

Для точної діагностики зі всіх психофізіологічних методів переважаче значення має дослідження поля зору (рис 1.9) за допомогою комп'ютерної автоматичної статичної периметрії сітківки з on- і off-центрами.

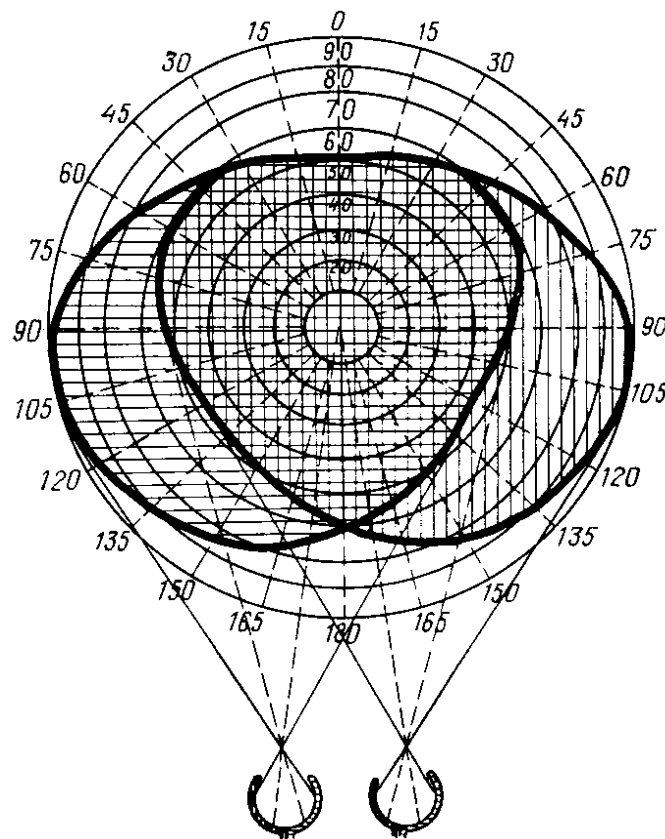


Рисунок 1.9 - Бінокулярне поле зору

При бінокулярній фіксації точки медіальні частини монокулярних полів зору накладаються один на одне, утворюючи загальне поле зору [17].

Об'єкт, що знаходиться в будь-якій його ділянці, одночасно дратує сітківки обох очей. Кордони бінокулярної частини поля зору індивідуально варіюють, складаючи по горизонталі в середньому  $115^\circ$ , і можуть декілька змі-

нуюватися залежно від умов зорового акту. Латеральні частини полів зору (скроневі напівмісяці) залишається монокулярним. Просторові складові цього процесу залежать від збудливої і гальмівної взаємодії на рівні не лише сітківки ока, але і центральних структур зорового аналізатора. Тому КЧЗМ є критерієм оцінки активності багатьох процесів: електрофізіологічних, енергетичних, метаболічних, біохімічних і так далі.

Визначення КЧЗМ проводять за допомогою приладів "КЧЗМ - Д", "Радуга - ЗДЛ" і апаратного програмного комплексу "Виртуальная Офтальмологическая Интернет Клиника", створеного Студией "Metesk" з використанням методики, розробленої в Інституті проблем передачі інформації Російської академії наук (ІППІ РАН).

«КЧЗМ-Д» призначений для дослідження критичної частоти злиття мигтінь на червоний і зелений кольори з різною патологією сітківки і зорового нерва (рис. 1.10). Прилад розроблений спеціально для діагностики і лікування зору у дітей. Він дозволяє здолати специфічні труднощі, що виникають при роботі з маленькими дітьми. Пацієнт залучається до гри, його увага концентрується, дозволяючи точніше оцінити КЧЗМ. «КЧЗМ – Д» генерує кольорові світлові імпульси різної частоти і довжини хвилі (по каналу червоного –  $650 \pm 20$  нм, по каналу зеленого –  $520 \pm 20$  нм, по каналу синього –  $450 \pm 20$  нм).



Рисунок 1.10 – Прилад світлоімпульсної стимуляції «КЧЗМ –Д»

Частота плавно регулюється в діапазоні від 3 до 70 Гц, інтенсивність від 0,5 до 0,9 мкд, тривалість одного світлового імпульсу не менше 5 мс.



Прилад працює як від мережі живлення, так і від внутрішнього джерела живлення (не менше 2 ч без заряджання).

Світлостимулятор «Радуга - 3ДЛ» призначений для діагностики зору методом дослідження критичної частоти злиття мигтінь і лікування методом кольоротерапії пацієнтів з різною патологією органів зору (рис. 1.11).



Рисунок 1.11 - Світлостимулятор «Радуга - 3ДЛ»

Прилад генерує кольорові світлові імпульси різної частоти і довжини хвилі (по каналу червоного –  $650 \pm 20$  нм, по каналу зеленого –  $525 \pm 20$  нм, по каналу синього –  $450 \pm 20$  нм), частота в діапазоні від 25 до 70 Гц з кроком 0,7 Гц, інтенсивність від 0,5 до 0,9 мкд, тривалість одного світлового імпульсу не менше 15 мс. Час проведення процедури світлолікування встановлюється з наступних значень: 1, 2, 3, 4 або 5 хвилин. Джерелами світлових імпульсів в апаратному програмному комплексі «Виртуальная Офтальмологическая Интернет Клиника» служать кольорові світлодіоди» розташовані в центральній зоні напроти кожного ока (рис. 1.12). Діаметр світлового джерела – 10 мм, зона засвітлення сітківки –  $60^\circ$ , дискретність зміни частоти – 0,5 Гц.

В ході дослідження послідовно, спочатку на одне, потім на інше око випробовуваного впливають імпульсами зеленого (525 нм), синього (470 нм) і червоного (622 нм) світла, частоту яких плавно збільшують від 1 до 90 Гц. Пацієнта просять відзначити момент повного злиття мигтінь. КЧЗМ–тест по-

вторюють 2–3 рази і враховують лише ті дані, які збігаються при повторному дослідженні (рис.1.13).

Параметри КЧЗМ обробляються статистично. Вираховується середньоквадратична помилка ( $m$ ) і достовірність відмінностей від середнього ( $M$ ) при рівні значущості 95%.

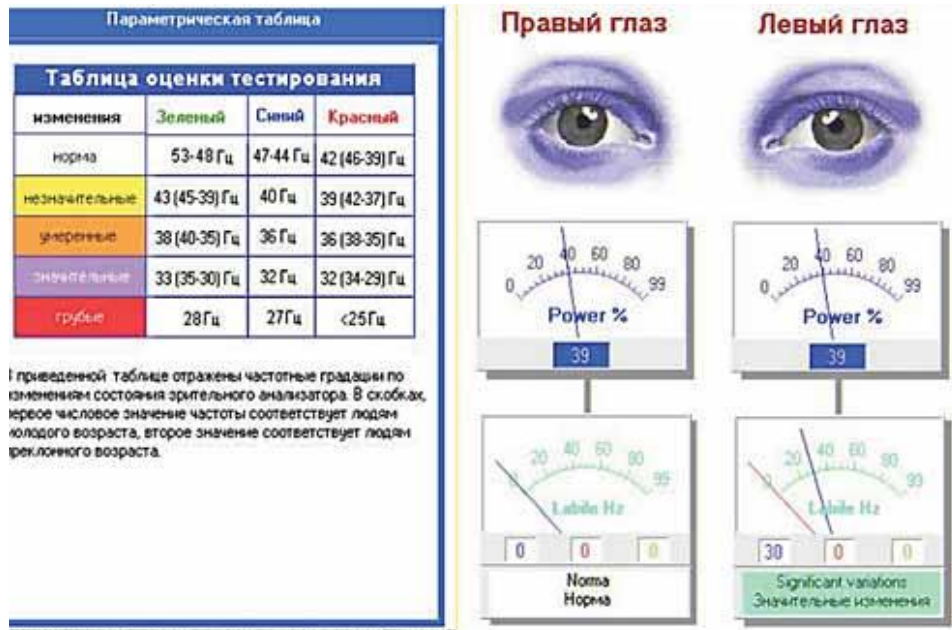


Рисунок - 1.12 Сторінка комп'ютерної програми до КЧЗМ-тесту

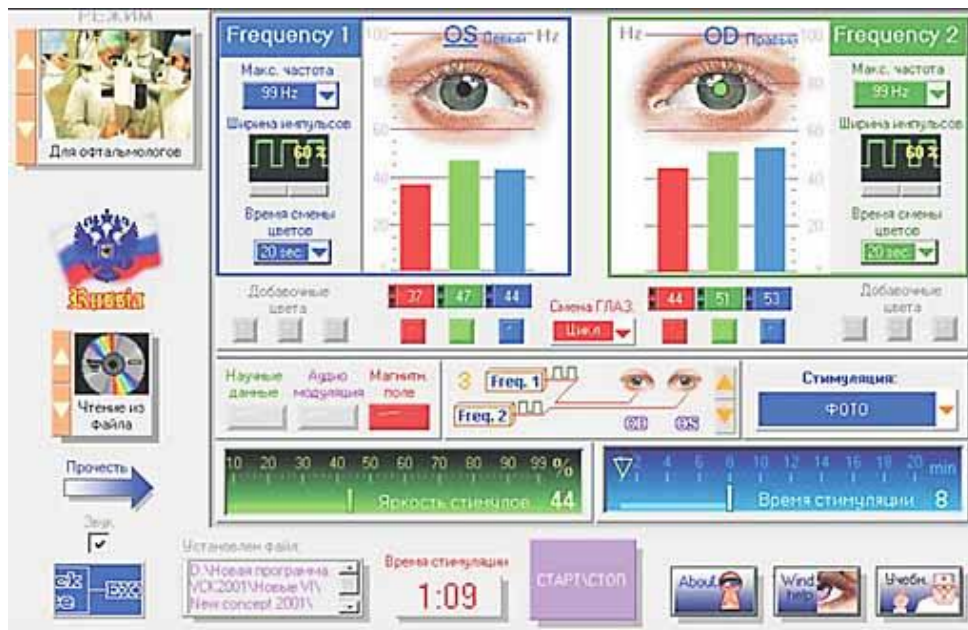


Рисунок 1.13 - Панель віртуального приладу для лікувальної фотостимуляції

Метою дипломної роботи є розробка та дослідження мікроелектронної системи контролю рівня функціонального стану людини.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- розробити схемну і топологічну модель приладу;
- забезпечити можливість регулювання частоти імпульсного підсвічування і фіксацію моменту злиття мигтінь;
- виконати аналіз функціонування розробленого світлоімпульсного стимулятора.

## 2 РОЗБОРКА СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ ФІЗИЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

### 2.1 Моделювання структурної схеми пристрою для контролю фізичного стану людини

Одними з найважливіших вимог для побудови пристрою є мінімальні габарити та мінімальна кількість споживаної енергії. Обмеженість розмірів і вимога високої надійності забезпечує необхідність мінімізації числа складових частин пристрою, який складається з дискретних елементів. Проте при використанні малогабаритних чіп-елементів і інтегральних мікросхем складність електричних кіл не робить вирішального впливу на розміри пристрою. Пристрій складається з декількох функціональних блоків (рис 2.1).

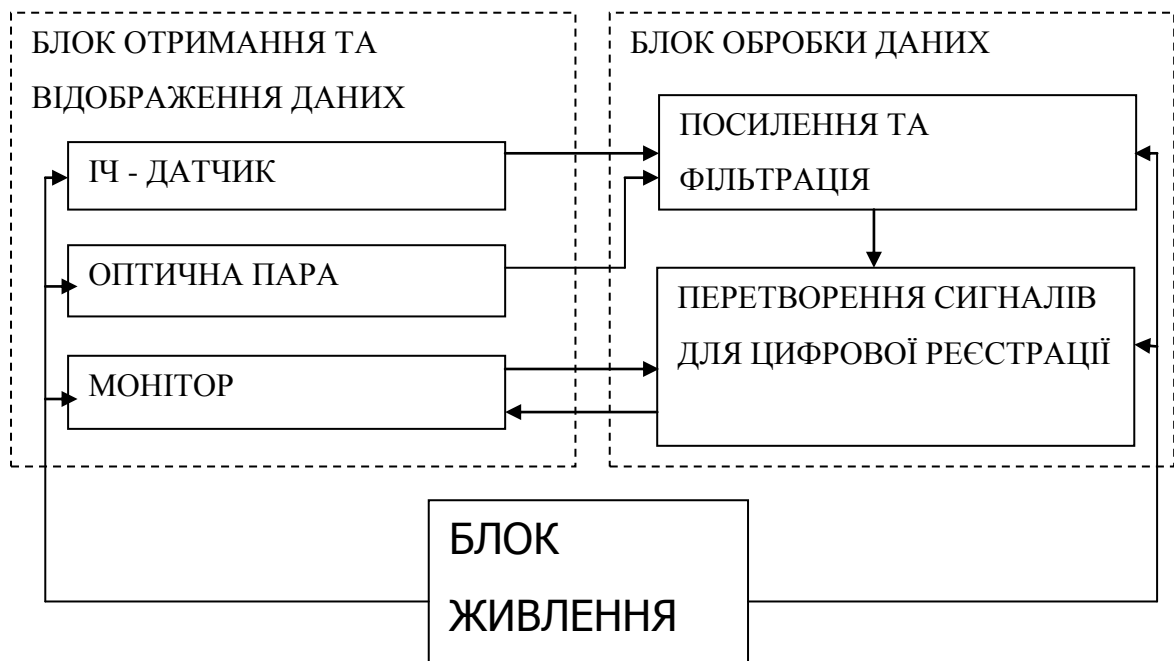


Рисунок 2.1 – Структурна схема пристрою для контролю фізичного стану людини

Блок отримання та відображення сигналів приймає декілька видів сигналів : інфрачервоні хвилі, світлові хвилі та частоту. Відповідно для прийому даних про температуру тіла людини обрано інфрачервоний датчик, так як він надає можливість отримати ці дані безконтактним методом, в тому числі під час руху. Для прийому даних використовується оптична пара, в якій світлодіод зеленого кольору, який буде максимально відбиватись від стінок судин червоного кольору. Для отримання даних про зір обрано монітор, який і відображає всю інформацію замість звичних світло-діодів, щоб не збільшувати габарити пристрою.

Отримані дані про тиск, пульс і температуру потрапляють до блоку посилення та фільтрації для запобігання спотворення сигналів через зовнішні фактори. Далі ці дані і дані частоти миготіння монітору передаються до відповідного свого типу сигналу аналогового цифрового перетворювача, та надходять до монітора для відображення оброблених даних зрозуміло для користувача.

## 2.2 Температурний ІЧ-датчик MLX90614

Для вимірювання температури було обрано пірометричний метод, а отже для отримання сигналу необхідний ІЧ-датчик. Одним із найпоширенішим у використанні є MLX90614. Зовнішній вигляд датчика і типове підключення зображені на рисунку 2.2

Перевагами цього датчика є невеликі розміри, низька вартість, промислове калібрування в широкому діапазоні температур, а саме від  $-40^{\circ}$  до  $125^{\circ}$  С для температур датчика і від  $-70^{\circ}$  до  $380^{\circ}$  С для вимірюваного тіла; достатньо висока точність  $0,02^{\circ}$  С при калібруванні на медичний прилад; цифровий інтерфейс сумісний з SMBus; налаштований вихід ШИМ для безперервного зчитування; є режим енергозбереження.

Висока точність і роздільна здатність досягаються завдяки вбудованим низькому підсилювачу шуму, 17-бітному АЦП та потужному DSP-блоку. За замовчуванням POR – це інтерфейс SMBus.

MLX90614 побудований із двох мікросхем, розроблених і виготовлених в Melexis: термопілевий детектор Infra Red MLX81101 і дільник сигналу ASSP MLX 90302.

Оптичний фільтр (довгохвильовий прохід), який відсікає видимий і близький інфрачервоний світловий потік, інтегрований в корпус для захисту від прямих сонячних променів.

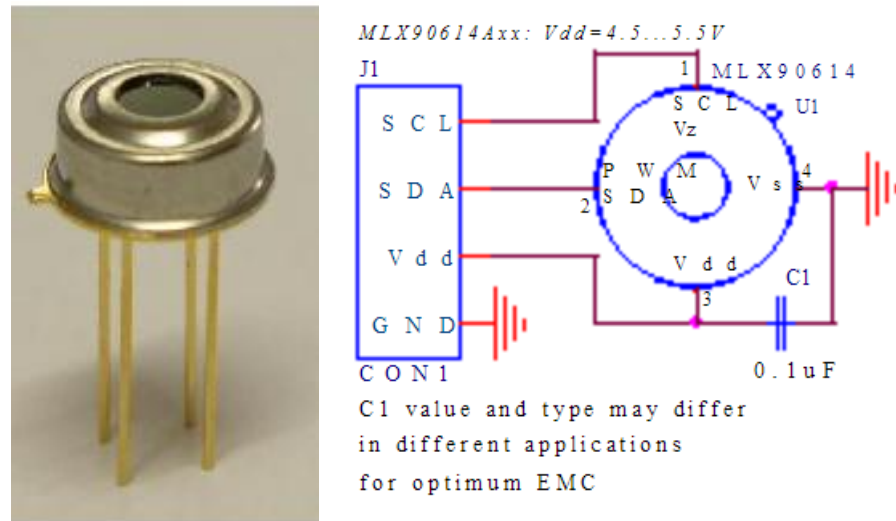


Рисунок 2.2 – Загальний вигляд та типове підключення MLX90614 в схему

VSS – основа, SCL – послідовний тактовий вхід для дводротового зв'язку, для підключення до зовнішнього біполярного транзистора на цьому виводі 5,7 В стабілітрон; PWM – цифровий ввід – вивід; VDD – зовнішня напруга живлення. VSS – основа, SCL – послідовний тактовий вхід для дводротового зв'язку, для підключення до зовнішнього біполярного транзистора на цьому виводі 5,7 В стабілітрон; PWM – цифровий ввід – вивід; VDD – зовнішня напруга живлення.

Таблиця 2.1 – Абсолютні максимальні оцінки для MLX90614

Напруга живлення	17 В
Робоча напруга живлення	5 В
Зворотня напруга	0,4 В
Діапазон робочих температур	-40° - 105° С
Діапазон температур зберігання	-40° - 125° С
Чутливість до ОУР	2кВ
Постійний струм в SLC	2мА
Постійний струм живлення	25 мА
Струм джерела постійного струму	25мА
Постійний струм зажиму, вивід SDA	25мА
Постійний струм зажиму, контакт SCL	25мА

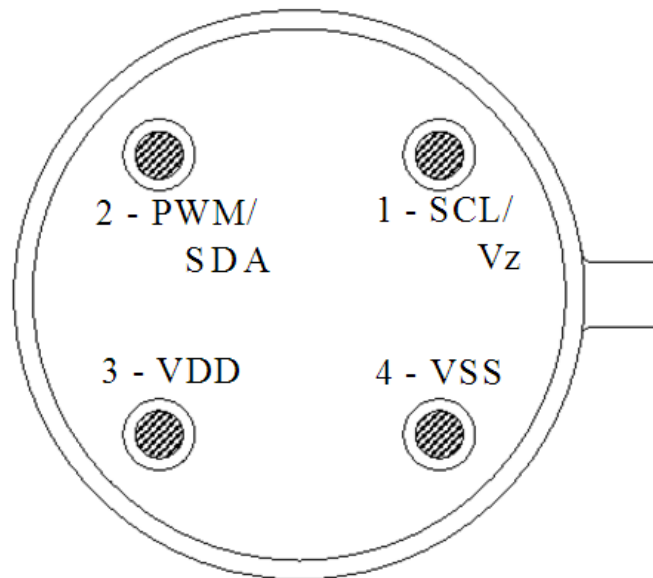


Рисунок 2.3 – Вид згори MLX90614

VSS – основа, SCL – послідовний тактовий вхід для дводровового зв'язку, для підключення до зовнішнього біполярного транзистора на цьому виводі 5,7 В стабілітрон; PWM – цифровий ввід – вивід; VDD – зовнішня напруга живлення.

Робота MLX90614 контролюється внутрішнім станком(рис.2.4), який контролює вимірювання і обчислення температур об'єкта і навколишнього середовища і здійснює наступну обробку температури, щоб вивести її через вихід ШІМ (PWM) або сумісний інтерфейс SMBus. ASSP підтримує 2 ІЧ – датчика. Вихід датчика підсилюється малошумним подрібнювачем з низьким

рівнем зсуву з програмованим підсиленням, перетвореним в єдиний бітовий потік і подається на процесор цифрових сигналів(ПЦС) для подальшої обробки. Сигнал обробляється запрограмованими ( за допомогою EEPROM) фільтрами низьких частот для подальшого зменшення ширини смуги вхідного сигналу для досягнення бажаної продуктивності шуму та швидкості оновлення. Вихідний сигнал фільтру є результируючим і доступний в АЦП. Доступні три різні комірки: одна для вбудованого датчика температури і 2 для інфрачервоних датчиків.

Дані температури можна обчислити двома способами: зчитування осередків оперативної пам'яті, призначених для цієї мети через 2-дротовий інтерфейс(роздільна здатність  $0,02^{\circ}\text{C}$ , фіксований діапазон) або через цифровий вихід широко імпульсної модуляції (10-бітова роздільна здатність, діапазон, що можна налаштовувати)

На останньому етапі циклу вимірювання вимірювані дані температури переміщуються до потрібного виходу і обчислені дані завантажуються в регістри стану машини широко імпульсної модуляції, які створюють постійну частоту з робочим циклом, що представляє вимірювані дані.

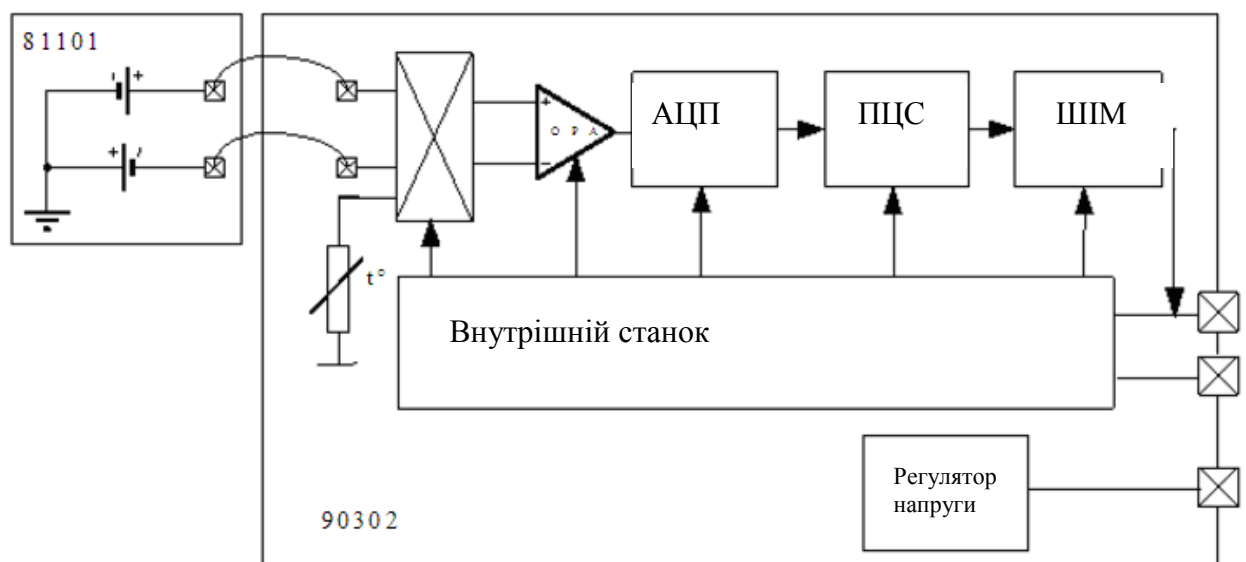


Рисунок 2.4 – Блок схема MLX90614



### 2.3 Мікроконтролер для вимірювання температури ATtiny2313 MCU

Наступна обробка даних знятих з датчика MLX90614 виконується за допомогою мікроконтролера ATtiny2313 MCU. Мікроконтролер ATtiny2313 з'єднується з датчиком шиною SMBus. ATtiny2313A – економічні восьми розрядні КМОП-мікроконтролери, виконані на основі покращеної RISC-архітектури AVR. Завдяки виконанню більшості інструкцій за один цикл синхронізації цей мікроконтролер досягає продуктивності приблизно 1 млн. операцій в секунду на кожний МГц тактової частоти, тим самим дозволяючи оптимізувати співвідношення енергоспоживання та продуктивності.

Ядро AVR об'єднує в собі набір інструкцій з 32 робочими регістрами спільного призначення. Всі 32 регістри напряму підключені до АЛП(арифметико-логічний пристрій), що дозволяє зазначати в одній інструкції два різних регістри і виконувати цю інструкцію за один машинний цикл. Також архітектура AVR на відміну від CISC мікроконтролерів володіє більшою ефективністю завдяки десятикратному перевищенню продуктивності.

ATtiny2313 містять в собі наступні вузли: 2/4 кбайм внутрішньо системно-програмованої Flash-пам'яті, 128/256 EEPROM, 128/256 байт статичного ОЗП, 4 канали ШІМ, вбудований аналоговий компаратор, 18 універсальних ліній вводу-виводу, 32 робочих регістри спільного призначення, однодротовий інтерфейс вбудованої системи налагодження, два таймери-лічильники з режимами порівняння, внутрішнє і зовнішнє переривання, послідовний програмований інтерфейс пристрою. Синхронно/асинхронної прийомо-передачі, універсальний послідовний інтерфейс з детектором умови старту, програмований вартовий таймер з внутрішнім генератором, а також три економічних режимів, що налаштовуються.

У режимі IDLE припиняє роботу ЦПУ, але, при цьому продовжують працювати статичне ОЗП, таймер-лічильник, а також системні переривання. У режимі POWER-DOWN зберігається вміст регістрів, а генератори зупиняються, викликаючи відключення всіх вбудованих функцій аж до наступного

переривання або апаратного скидання. У режимі STANDBY включеним залишається тільки кварцовий генератор, а всі інші вузли не діють. Це дозволяє домогтися швидкого відновлення активної роботи при збереженні електропоживання на низькому рівні.

Мікроконтролер випускається за розробленою Atmel технологією незалежної пам'яті високої ємності. Вбудована Flash-пам'ять дозволяє перепрограмувати пам'ять програм безпосередньо на платі через послідовний інтерфейс SPI у внутрішньсхемному режимі або за допомогою звичайного програматора незалежної пам'яті.

Щоб максимально поліпшити характеристики, в AVR використовується Гарвардська архітектура - з роздільною пам'яттю і шинами програм і даних (рис. 2.5). Інструкції в пам'яті програм виконані з однорівневою конвеєрною обробкою даних. Поки одна інструкція виконується така інструкція вже передчасно обрана з пам'яті програм. Така концепція дозволяє інструкціям виконуватися за кожен такт генератора. Пам'ять програм являє собою вбудовану флеш-пам'ять з можливістю перепрограмування.

Регістровий файл швидкого доступу містить 32 8-бітових регістра загального призначення з часом доступу за один такт. Це дозволяє АЛП виконувати операції за один такт системної частоти. У типовій операції арифметико-логічного пристрою, два операнда виводяться від реєстрового файлу, операція виконується, а результат зберігається назад в регістровий файл - і все це за один такт.

Шість з 32 регістрів можуть використовуватися як три 16-розрядних непрямих регістра показчика адреси для простору даних - дозволяють ефективну адресацію. Один з цих показчиків адреси може бути використаний як показчик адреси для перегляду таблиць у ФЛЕШ-пам'яті програм. Ця функція додана 16-бітним регістром X, Y і Z, описаним далі.

АЛП підтримує арифметичні і логічні операції між регістрами і між константами і регістрами. Операція з одним регістром так само може бути

виконана в АЛП. Після арифметичної операції реєстр статусу оновлюється для відображення інформації про результат обчислення.

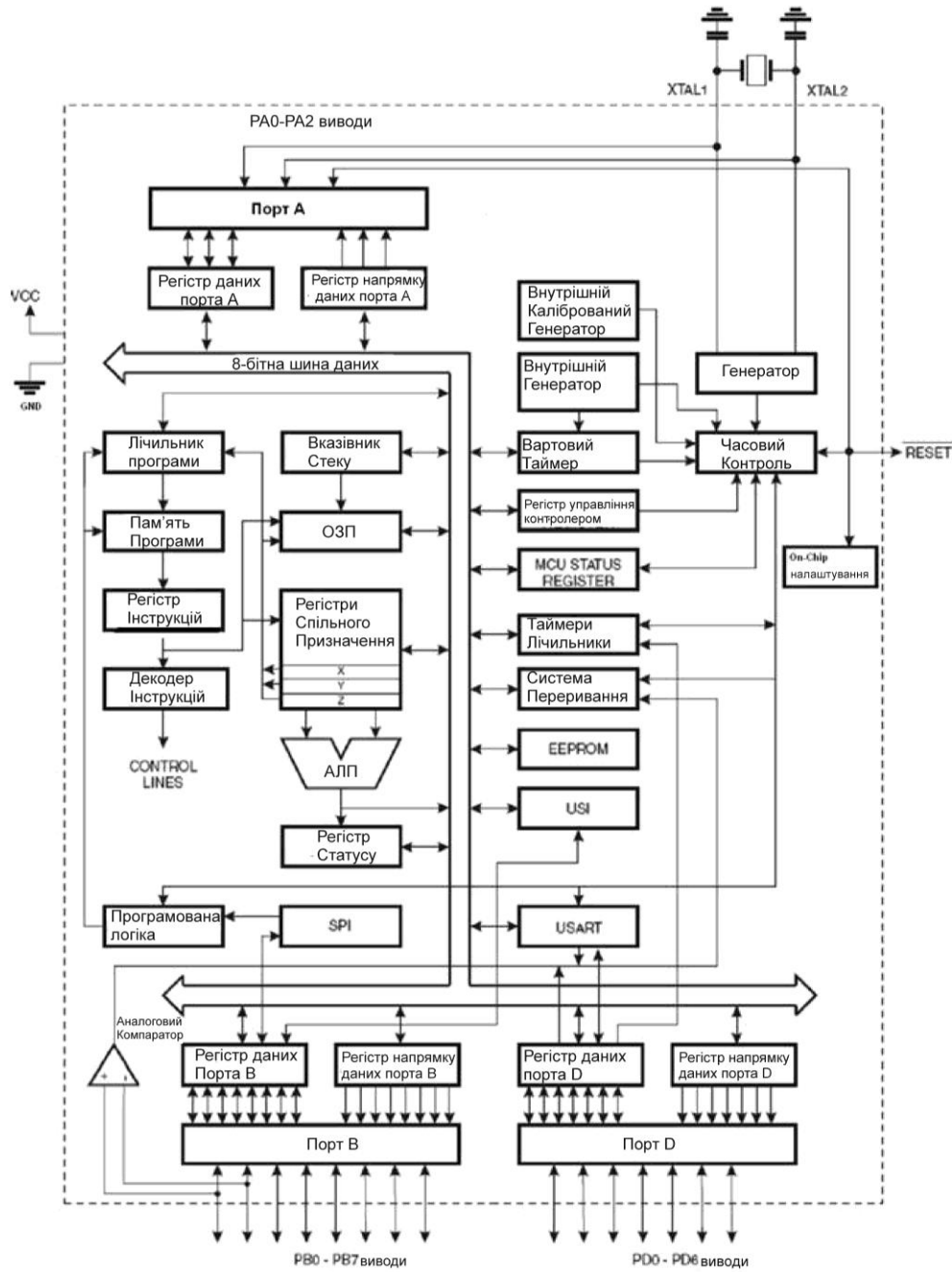


Рисунок 2.5 – Блок-діаграма мікроконтролера ATtiny2313 MCU

Процес виконання програми забезпечує умовний і безумовний перехід, а також виклик інструкцій здатних прямо адресуватися по всьому адресного простору. Більшість AVR-інструкцій мають 16-бітний формат слова. Кожна адреса пам'яті програм містить 16- або 32-бітну інструкцію.

Під час виконання переривань і викликів підпрограм адреса повернення лічильника програм зберігається в стек. Стек фактично розташований в просторі даних ОЗП і отже обмежений тільки розмірами місцевого ОЗП. Всі програми користувача повинні ініціалізувати (калібрувати / визначати / встановлювати) SP-Показчик стека в підпрограмі обробки скидання контролера до виклику підпрограм і виконання переривань. Показчик стека доступний для читання / запису в області введення / виведення. Дані ОЗП можуть бути легко доступні через п'ять різних режимів адресації підтримуваних в AVR архітектурі.

Простір пам'яті в AVR архітектурі розподілено лінійно і поділено на різні галузі використання.

Модуль переривань має регістр управління розташований в області пам'яті і використовується в комбінації з прапором глобального переривання, розташованому в регістрі статусу. Всі переривання мають власний вектор переривання в таблиці переривань. Кожне переривання має пріоритет відповідно до таблиці переривань. Найперший за рахунком вектор переривань в таблиці переривань, що має наймолодшу адресу, має найвищий пріоритет.

Область пам'яті введення / виводу містить 64 адреси виконуючих функцію регістрів управління для периферійних пристроїв / функцій ЦПП і інших функцій введення / виводу. Область пам'яті введення / виводу може бути адресована безпосередньо або як область даних розміщена послідовно в регістровому файлі від адреси 0x20 до 0x5F.

На основі мікроконтролера ATtiny2313 MCU і датчика MLX90614 побудовано спільну схему систем для вимірювання температури людини (рис. 2.6).

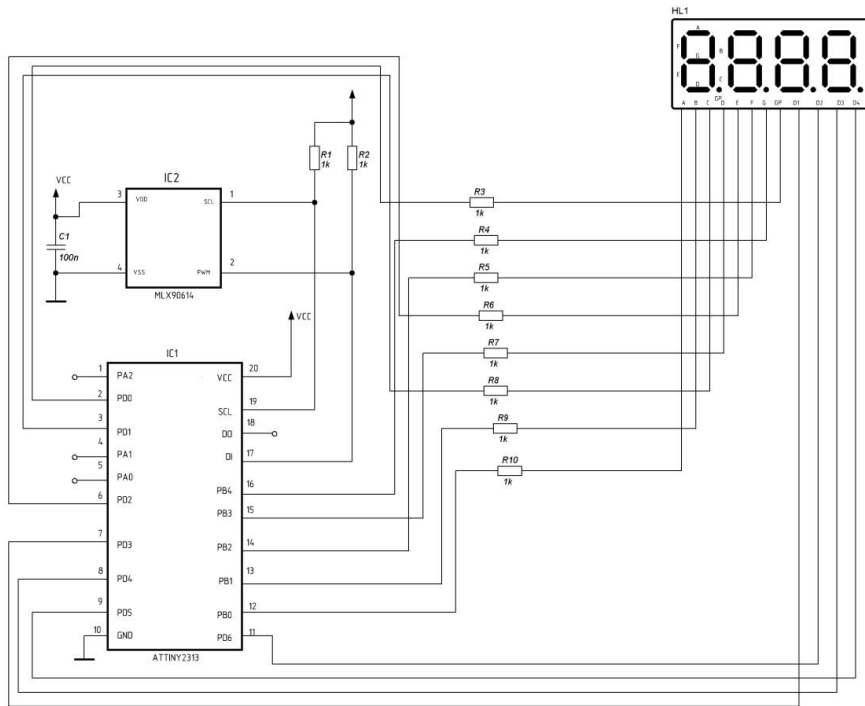


Рисунок 2.6 - Структурна схема для вимірювання температури

## 2.4 Модуль контролю зорової системи

Для аналізу роботи акомодативного зорового м'язу обрано метод критичної частоти злиття миготінь. Для реалізації цього методу використовуються дві мікросхеми-таймери NE555, мікросхеми K155ЛА3, K155ЛА4, лічильник СВ4029 та в якості об'єкту, що відображає необхідні миготіння – монітор (рис. 2.7).

Перший таймер задає серію імпульсів з певною частотою, змушуючи лічильник додавати значення на одиницю. Сигнал проходить через дешифра-тор і задає певний режим миготіння, обираючи необхідну пару резисторів для 2 таймера, який безпосередньо змушує монітор миготіти.

Таймер NE555 являє собою високостабільний контролер, здатний виробляти точні часові затримки і (в залежності від конкретного завдання і елементів зовнішнього кола, що задає час) періодичні коливальні сигнали

(імпульси). Внутрішній устрій NE555 включає в себе п'ять функціональних вузлів, які можна бачити на логічній діаграмі (рис. 2.8).



Рисунок 2.7 – Блок схема модулю реалізації КЧЗМ

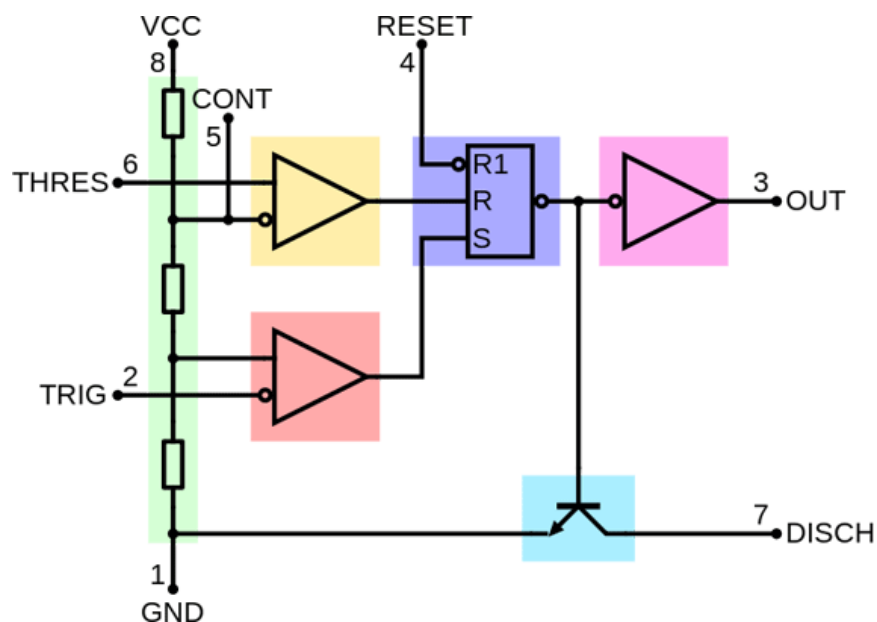


Рисунок 2.8 – Логічна діаграма таймера NE555

Входи керуючої напруги (вивід 5), вхід запуску (вивід 2) і вхід скидання (вивід 4) дозволяють, відповідно, запускати або скидати прилад в початковий стан. Коли дана інтегральна схема включена в режимі формування

тимчасових затримок, їх тривалість точно задається за допомогою зовнішнього резистора і конденсатора.

Точність даних часових інтервалів залежить від параметрів резистора (відхилення опору при зміні температури - нагріванні) і значення температурного коефіцієнта ємності ТКЕ конденсатора. Для оптимальної стабільності бажано, щоб в такому пристрої застосовувався конденсатор з малим струмом витоку і резистор з відхиленням від номіналу не більше 5%. Запуск і скидання мікросхеми виконуються за негативними фронтами вхідних сигналів.

Режим використання таймеру NE555 для утворення миготінь наступний. Входи обох компараторів з'єднані і підключені до об'єднання резистора R2 і конденсатора (рис. 2.9).

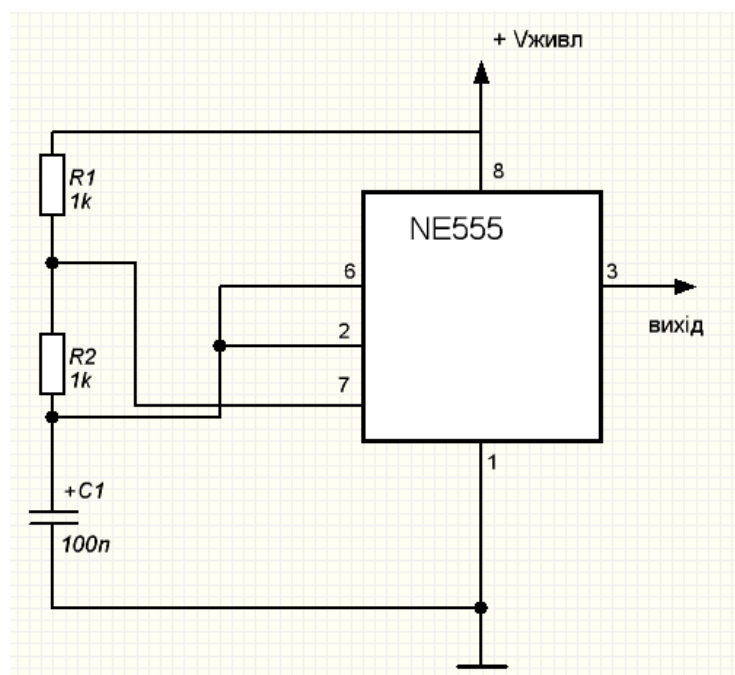


Рисунок 2.9 – Підключення NE555 в режимі мультивібратора

Вивід 7 включений між резисторами. Конденсатор заряджається через резистори R1 і R2. Якщо подати живлення на схему, другий компаратор перемикає внутрішній тригер і встановлює на виході таймера високий рівень. Транзистор закривається і конденсатор починає заряджатися через резистори R1 і R2. Коли напруга на конденсаторі сягає  $2/3$  напруги живлення, перший компаратор в свою чергу перемикає тригер і вимикає вихід таймеру

– напруга на виході стає близькою нулю. Транзистор відкривається і конденсатор починає заряджатися через резистор  $R_2$ . Як тільки напруга на конденсаторі опуститься до  $1/3$  напруги живлення, другий компаратор знову переключить тригер і на виході мікросхеми знову буде високий рівень і так по колу.

В результаті на виході буде отримано послідовність прямокутних імпульсів. Частота імпульсів залежить від величин  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $C$ . Вона обчислюється за формулою 2.1.

$$f = \frac{1}{\ln 2 \cdot C \cdot (R_1 + 2R_2)} \quad (2.1)$$

Значення  $R_1$  і  $R_2$  представляються в Омах,  $C$  – в Фарадах, частота отримується в Герцах. Час між початком кожного наступного імпульсу називається періодом  $T$ . Період складається із часу самого імпульсу  $t_1$  і проміжку між імпульсами –  $t_2$ .  $T = t_1 + t_2$ .

$t_1$  і  $t_2$  обчислюються наступним чином:

$$t_1 = \ln 2 \cdot (R_1 + R_2) \cdot C \quad (2.2)$$

$$t_2 = \ln 2 \cdot R_2 \cdot C \quad (2.3)$$

Таким чином можна обчислити резистори і конденсатори для кожного режиму.

Таблиця 2.2 – Режимы роботи модулю КЧЗМ

	Режим	Інтервал частоти
1	Норма	40-45 Гц
2	Втома	35-40 Гц
3	Неврит ретикулярний	15-35 Гц
4	Тяжкі форми хвороб ока	12-16 Гц

$$f_1 \approx 40 \text{ Гц}$$



$$f = \frac{1}{T}$$

$$R_2 = 1 \cdot 10^3 \text{ Ом}$$

$$C = 10 \text{ мФ}$$

$$t_2 = \ln 2 \cdot R_2 \cdot C = 0,60,006931 \text{ с}$$

$$t_1 = T - t_2 = \frac{1}{40} - 0,006931 = 0,017875901 \text{ с} \approx 0,018 \text{ с}$$

$$\begin{aligned} t_1 = \ln 2 (R_1 + R_2) \cdot C \rightarrow R_1 + R_2 &= \frac{t_1}{\ln 2 \cdot C} \rightarrow R_1 = \frac{t_1}{\ln 2 \cdot C} - R_2 \\ &= \frac{0,017875901}{0,693 \cdot 10^{-2}} - 10^3 = 1,578947368 \text{ Ом} \end{aligned}$$

$$\frac{1}{R_1} = \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_{11}} \rightarrow \frac{1}{R_{11}} = \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \rightarrow R_{11} = \frac{1}{\frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2}} = 2 \text{ Ом}$$

$$t_{12} = T - t_2 = \frac{1}{35} - 0,006931 = 0,021784626 \text{ с}$$

$$R_{12} = \frac{t_{12}}{\ln 2 \cdot C} - R_2 = \frac{0,021784626}{0,693 \cdot 10^{-2}} - 10^3 = 2,142857143 \text{ Ом}$$

$$R_{122} = \frac{1}{\frac{1}{R_{12}} - \frac{1}{R_2}} = 3 \text{ Ом}$$

$$t_{13} = T - t_2 = \frac{1}{25} - 0,006931 = 0,032924491 \text{ с}$$

$$R_{13} = \frac{t_{13}}{\ln 2 \cdot C} - R_2 = \frac{0,032924491}{0,693 \cdot 10^{-2}} - 10^3 = 3,75 \text{ Ом}$$

$$R_{133} = \frac{1}{\frac{1}{R_{13}} - \frac{1}{R_2}} = 7,5 \text{ Ом}$$

$$t_{14} = T - t_2 = \frac{1}{15} - 0,006931 = 0,05891751 \text{ с}$$

$$R_{14} = \frac{t_{14}}{\ln 2 \cdot C} - R_2 = \frac{0,05891751}{0,693 \cdot 10^{-2}} - 10^3 = 7,5 \text{ Ом}$$

Таким чином для режимів використовуються наступні пари резисторів.

Таблиця 2.3 – Номінали резисторів для забезпечення необхідних режимів миготіння

Режим	R1, Ом	R2, Ом
Норма	7,5	$1 \cdot 10^3$
Втома	7,5	$1 \cdot 10^3$
Неврит ретибульбарний	3	$1 \cdot 10^3$
Тяжкі форми хвороб ока	2	$1 \cdot 10^3$

Кожний резистор вмикається до схеми на певний такт через ключ. Щоб вмикався певний режим відбувається наступна побудова дешифратора. Спочатку проведено кодування режимів.

Таблиця 2.4 – Кодування дешифратора

ABC	F1	F2	F3	F4
000	0	0	0	0
001	1	0	0	0
010	1	1	0	0
011	1	1	1	0
100	1	1	1	1
101	1	1	1	0
110	1	1	0	0
111	1	0	0	0

$$F1 = \overline{ABC} + \overline{AB}\overline{C} + \overline{A}BC + \overline{A}\overline{B}C + A\overline{B}\overline{C} + AB\overline{C} + ABC$$

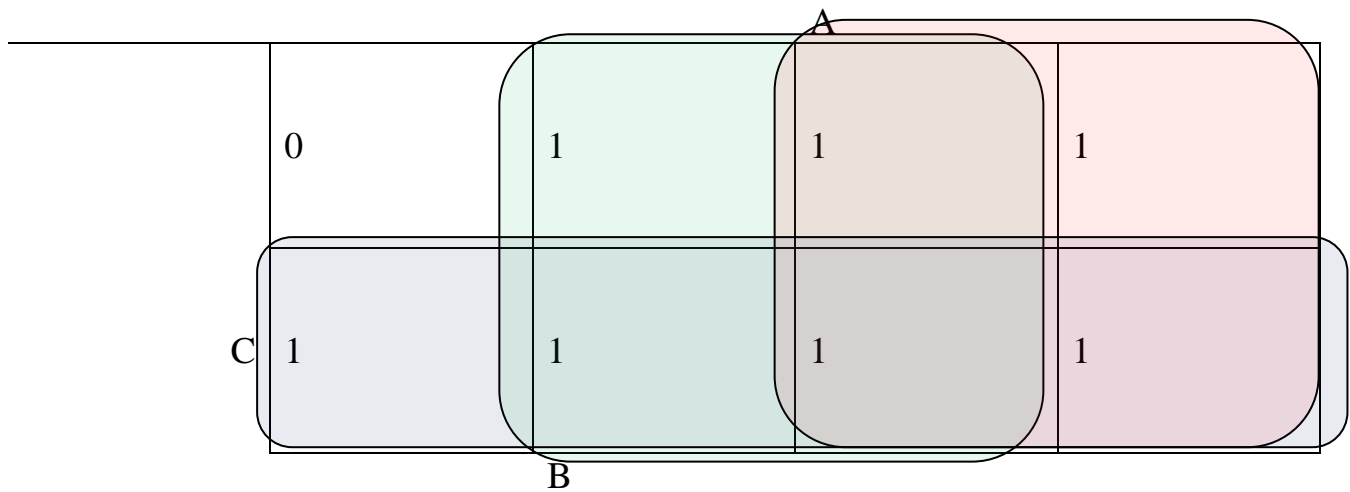
$$F2 = \overline{A}\overline{B}\overline{C} + \overline{A}B\overline{C} + \overline{A}\overline{B}C + \overline{A}BC + A\overline{B}\overline{C}$$

$$F3 = \overline{A}BC + \overline{A}\overline{B}C + A\overline{B}C$$

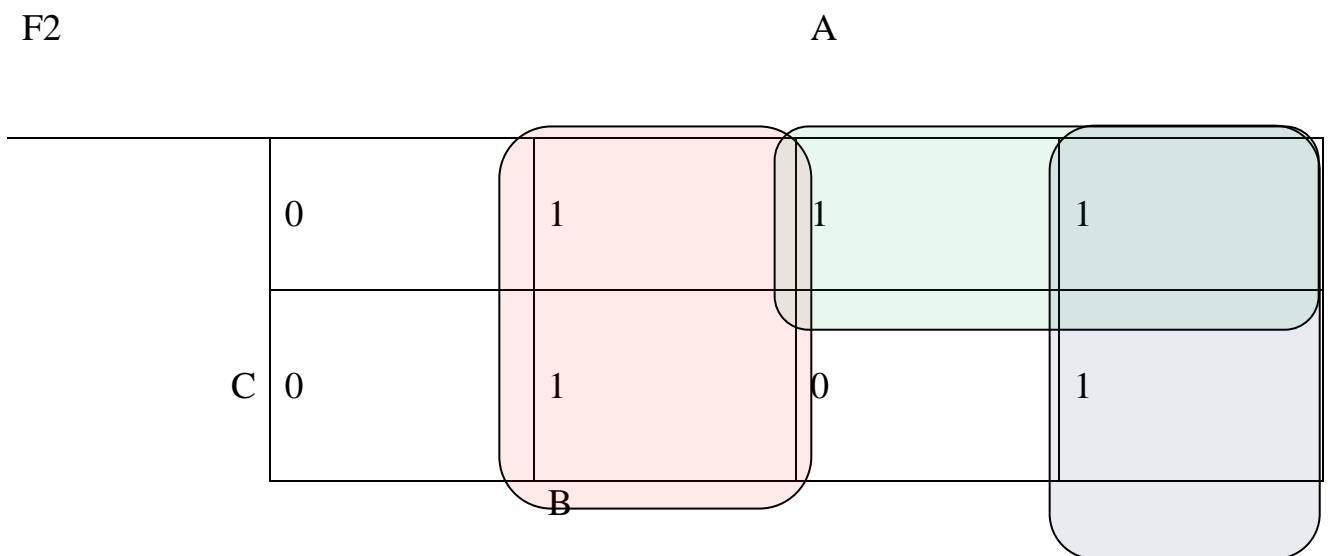
$$F1 = \overline{ABC}$$

Для кожного рівняння режиму побудовані відповідні карти Карно для подальшого спрощення цих рівнянь.

F1



F2



F3

		A		
	0		0	1
		0		
C	0	1		1
		B		

F4

		A		1
	0	0	0	
C	0	0	0	0
		B		

За картами Карно отримано наступні рівняння:

$$F1 = C + A + B = \overline{\overline{C + A + B}} = \overline{\overline{A} \overline{B} \overline{C}}$$

$$F2 = AB + A\overline{B} + A\overline{C} = \overline{\overline{AB + A\overline{B} + A\overline{C}}} = \overline{\overline{A} \overline{B} \cdot \overline{A} \overline{B} \cdot \overline{A} \overline{C}}$$

$$F3 = A\overline{C} + \overline{A}BC = \overline{\overline{A\overline{C} + \overline{A}BC}} = \overline{\overline{A} \overline{C} \cdot \overline{A} \overline{B} \overline{C}}$$

$$F4 = \overline{ABC} = \overline{\overline{\overline{ABC}}}$$

Далі побудовано логічну схему у віртуальному просторі EWB (рис. 2.13). Для наочної перевірки справності замість резисторів використано світло діоди. Схема працює справно тож на її основі можна побудувати структурну схему пристрою(рис. 2.14), використовуючи К155ЛА3, що складається із чотирьох логічних елементів 2І-Ні і К155ЛА4, що складається із трьох логічних 3І-Ні. (рис. 2.10)

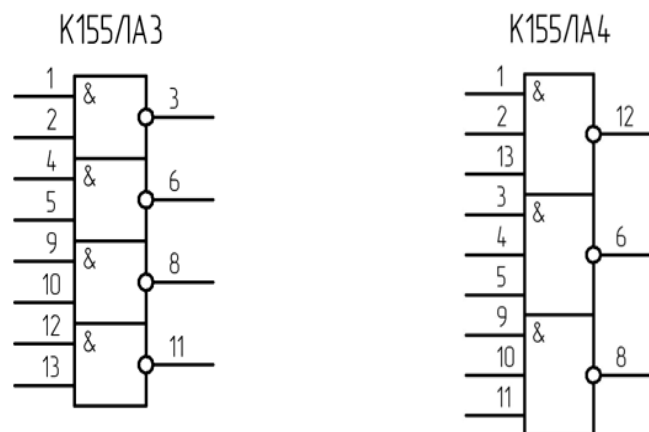


Рисунок 2.10 – Мікросхеми К155ЛА3 і К155ЛА4

В якості лічильника, як зазначалося раніше використовується готова мікросхема CD4029(рис.2.11, рис.2.12)



Рисунок 2.11 – Мікросхема CD4029

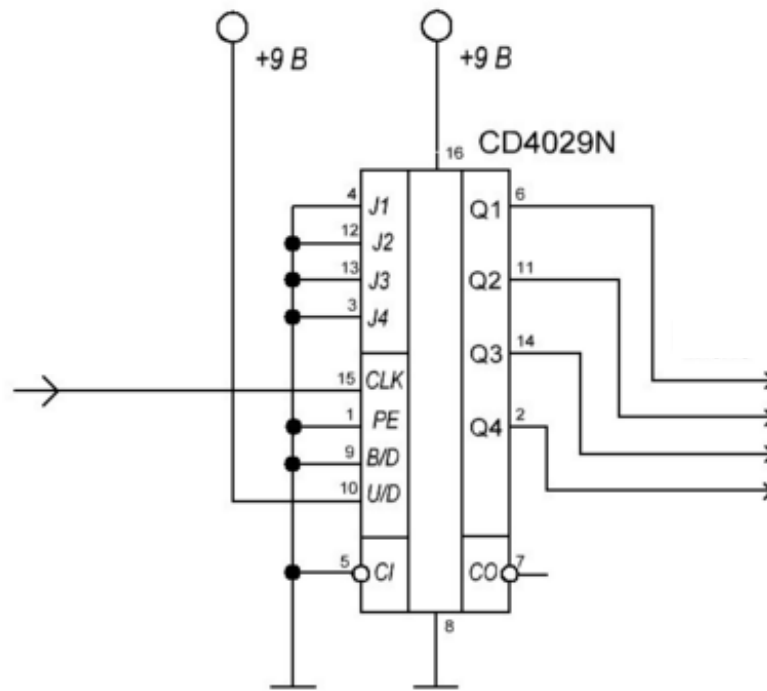


Рисунок 2.12 – Схема підключення лічильник

## 2.5 Модуль контролю серцево-судинної системи

Стан серцево-судинної системи можна охарактеризувати параметрами поширення пульсової хвилі. Пульсова хвиля пов'язана з поширенням систолічного піку по судинному руслу. Для цього необхідно одночасно реєструвати систолічну складову на серце, наприклад, за допомогою кардіографа і на кінцівці за допомогою фотоплетізмографії. Це покаже затримку поширення хвилі між серцем і обраною кінцівкою, а для відстеження систолічної складової між ними використовується доплерівський спектроаналізатор сигналів кровотоку. Таким чином, при одночасному використанні трьох пристроїв можна визначити, як поширюється хвиля крізь усе судинне русло. На даний момент не існує вітчизняних комплексних пристроїв, що містять в собі доплерівський спектроаналізатор сигналів кровотоку, кардіограф і фотоплетізмографію, і дозволяють вимірювати параметри поширення пульсової хвилі.

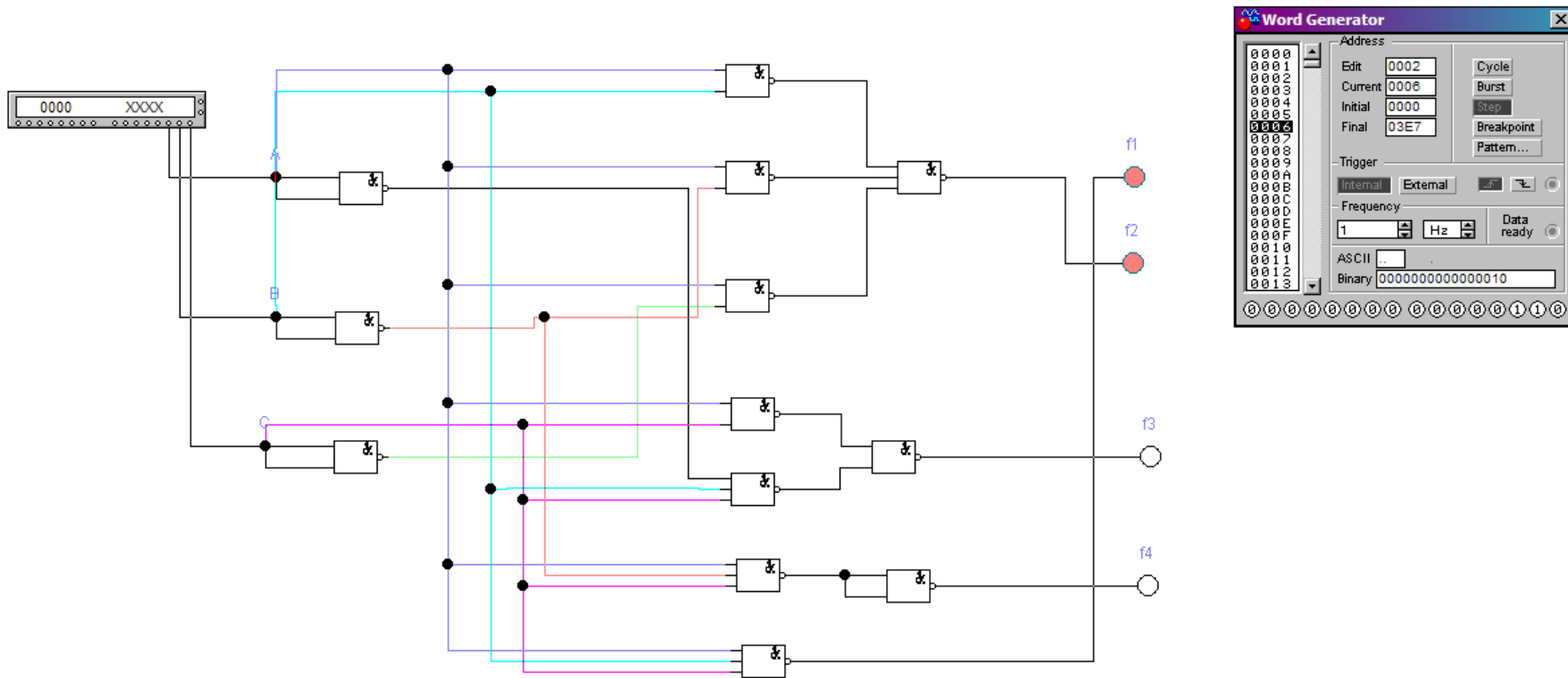


Рисунок 2.13 – Логічна схема для задання режиму миготіння модулю КЧЗМ

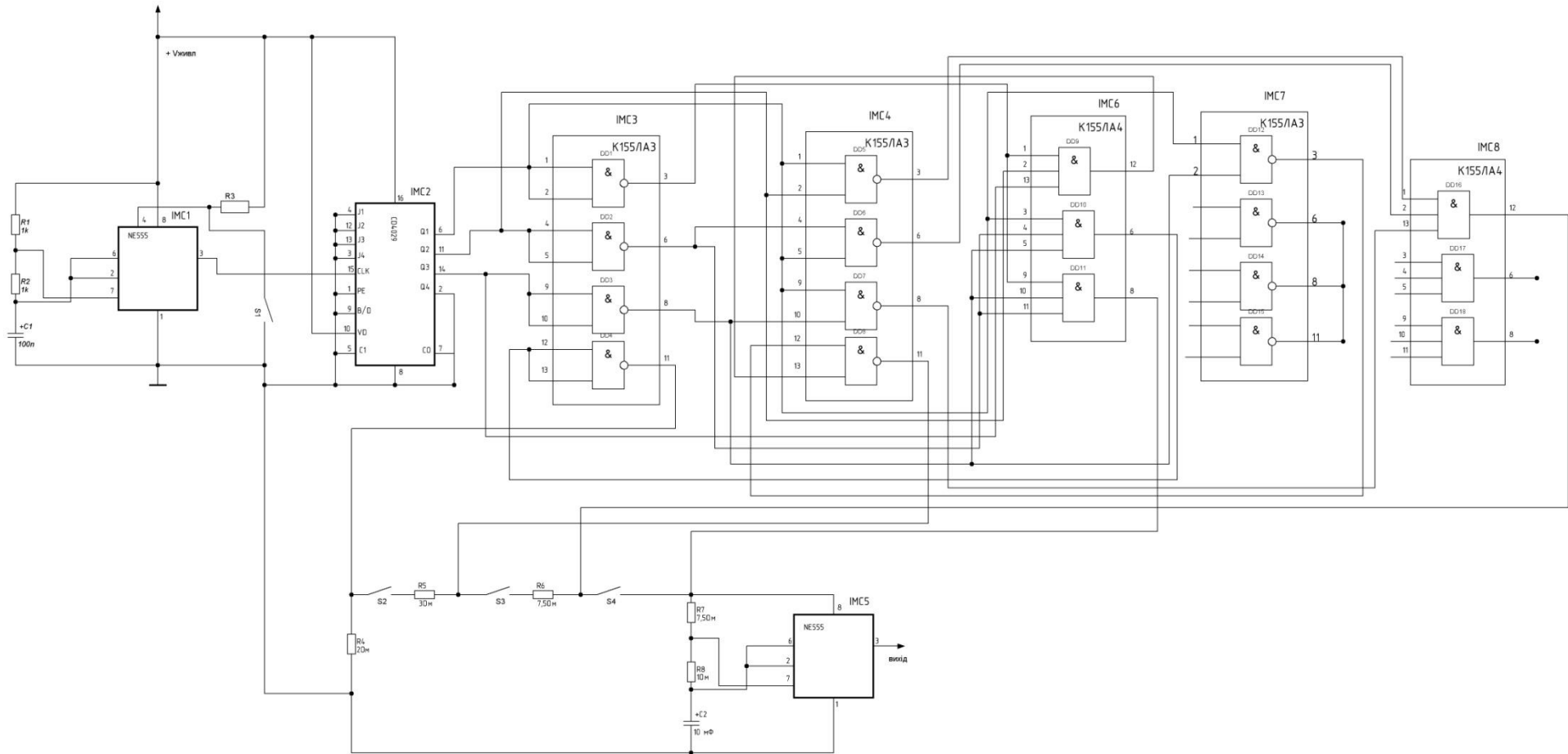


Рисунок 2.14 – Структурна схема для дослідження зорової системи методом КЧЗМ



Метод фото плетизмографії суттєво відрізняється від інших існуючих. В його основі лежить принцип денситометрії. Денситометрія - це розділ фізичної оптики, який вивчає проникнення і поглинання світла різними середовищами. Денситометрія, або фототензометрія, розвивається медиками в основному за двома напрямками: визначення периферичного кровообігу монохроматичним світлом - фотоплетизмографія і вивчення вмісту кисню в крові діхрометрическим світлом - оксигеметрія. Встановлено, що інтенсивність світла, відбитого або розсіяного шкірою, є функцією кількості міститься в ній крові. Оскільки коефіцієнт поглинання інфрачервоного світла кров'ю значно вище, ніж тканиною, фотоплетизмографія реєструє лише зміни змісту крові. При цьому розсіювання світла відбувається в основному за рахунок відображення від поверхні еритроцитів.

Закон Бугера-Ламберта-Бера добре застосовується для визначення кисневої насиченості розчину, але він не застосовується для тканин і судин через ефектів розсіювання. Тим не менше, використання цього закону дозволяє розвинути розуміння поглинання світла, при його проходженні через живу тканину і принцип, за яким працює фотоплетизмографія. Закон Бугера-Ламберта-Бера описує загасання сигналу, що проходить через монотонну середу, що містить поглинаючий матеріал. Якщо монохроматичне падаюче світло з інтенсивністю  $I_0$  входить в середовище, частина цього світла проходить через середовище, в той час як інша його частина поглинається. Інтенсивність світла  $I$ , що проходить через матеріал, експоненціально зменшується зі збільшенням відстані, згідно з формулою 2.4

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.4)$$

Де  $\varepsilon(\lambda)$  – це коефіцієнт поглинання або поглинаюча здатність середовища на певній довжині хвилі,  $c$  - концентрація поглинаючої речовини, що міститься в середовищі, і  $d$  - оптичний шлях світла в середовищі. Закон Бугера-Ламберта-Бера ґрунтується на тому припущенні, що сума минулого і поглиненого світла дорівнює падаючому світлу. Це припущення не враховує фізичних процесів відбиття світла від поверхні середовища і розсіювання світ-

ла в середовищі. Прозорість середовища  $T$ , що містить поглинаючу речовину визначається як відношення величини потоку випромінювання  $I$ , що пройшов без зміни напрямку через шар середовища одиничної товщини, до величини потоку випромінювання  $I_0$ , який перебуває в цю середу в вигляді паралельного пучка (тобто при виключенні впливу поверхонь розділу).

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (2.5)$$

Не розсіяне поглинання ( $A$ ) цього процесу визначається як негативний натуральний логарифм від прозорості середовища:

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd \quad (2.6)$$

Поглинання іноді називають оптичною щільністю середовища.

Закон Бугера-Ламберта-Бера можна поширити на випадок наявності декількох поглиначів. Тоді результуюче поглинання світла  $A_t$  в середовищі з  $n$  поглинаючими речовинами це сума їх незалежних поглинань:

$$A_t = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_id_i \quad (2.7)$$

Таким чином, закон Бугера-Ламберта-Бера дозволяє визначити невідомі концентрації  $n$  різних речовин в гомогенноому середовищі, якщо виміряне поглинання світла на  $n$  різних довжинах хвиль і відомі коефіцієнти поглинання речовин.

Гемоглобін є головним поглиначем світла в людській крові на довжинах хвиль, використовуваних в фотоплетізографії. Поглинаючі характеристики гемоглобіну змінюються зі зміною його структури (наявності зв'язків) і зі зміною довжини падаючого світла. Хоча окислений і вільний гемоглобін поглинає більшу частину світла, що проходить через кров, вони не є єдиними видами гемоглобіну присутніми в людській крові. Гемоглобін може комбінуватися з іншими речовинами, такими як монооксид вуглецю або гідроген сульфід, які змінюють його забарвлення.

Хімічні зв'язки різних видів гемоглобіну змінюють його фізичні властивості. На рисунку 2.15 показані коефіцієнти поглинання оксигемоглобіну, відновленого гемоглобіну, метгемоглобіну і карбоксигемоглобіна на довжинах хвиль, які представляють інтерес.

Плетизмограф складається з трьох основних вузлів: плетизморецептора, трансформуючого або підсилюючого механізму і реєструючої апаратури. Плетизморецептор (датчик) знаходиться безпосередньо на досліджуваній частині тіла, другий вузол передає, підсилює або трансформує механічні коливання в електричний сигнал, а реєструюча апаратура відзначає їх у вигляді безперервної кривої.

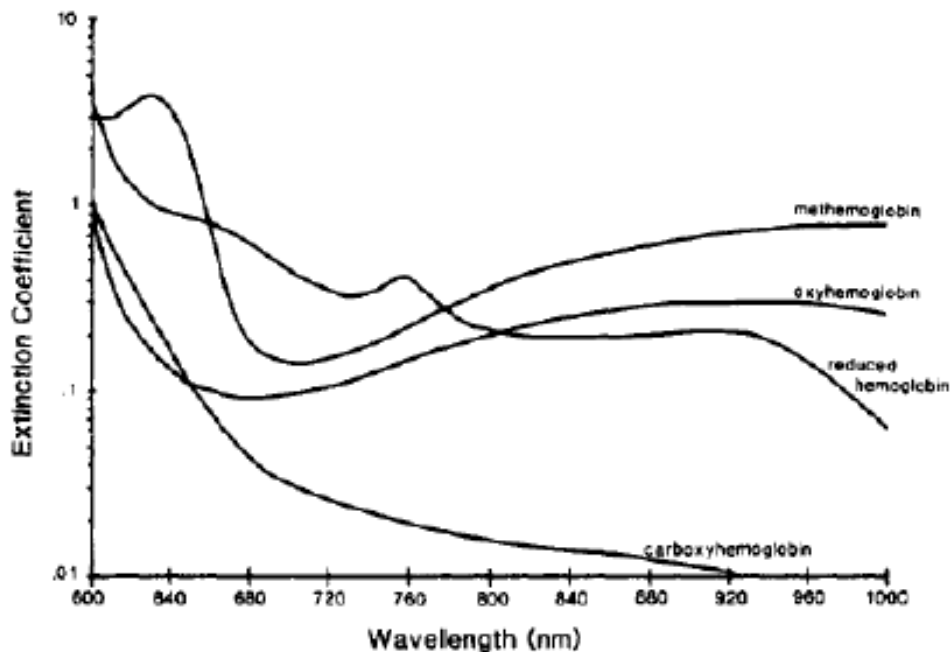


Рисунок 2.15 – Коефіцієнти поглинання для чотирьох найпоширеніших видів гемоглобіну: оксигемоглобін, відновлений гемоглобін, карбоксигемоглобін і метгемоглобін на довжинах хвиль, що представляють інтерес для пульсоксиметрії

Перші фотоплетизмографи представляли собою досить громіздкі прилади. До широкого поширення кремнієвої технології вони виготовлялися на лампах. Як датчики використовувалися фотоелементи, як випромінювачів застосовувалися лампи з різними фільтрами, світло передавалося громіздкими

хвилеводами. Реєструючими пристроями були з'єднані самописці і мікроампервольтметри.

З розвитком напівпровідникової технології пристрої стали виготовляти на транзисторах, як датчики стали використовувати фотодіоди, а замість випромінювачів світла і світловодів - світлодіоди, що зробило фотоплетизмографи значно більш компактними і мобільними, також знизивши енергоспоживання, що сприяло їх автономності.

Фотоплетизмографія відстежує зміни в поглинанні світла викликаних пульсацією крові. Так як відстежується тільки змінна компонента сигналу, поглинання світла венозною кров'ю або тканиною враховується в її постійній складовій.

Фотодіод генерує струм, пропорційний падаючому на нього світла. Аналоговий підсилювач перетворює цей струм в напругу. Так як зміни в напрузі через пульсації в артеріях досить малі, в порівнянні з постійною складовою сигналу, постійна компонента сигналу повинна бути обчислена з усього сигналу за допомогою демодулятора. Змінна частина цього сигналу проходить через фільтр низьких частот, для того щоб позбутися від електромагнітних перешкод. Потім сигнал проходить через програмовану схему посилення, після якої перетворюється в аналого-цифровому перетворювачі. Далі цифровий код надходить в мікропроцесор. Алгоритм обробки сигналів також здійснює деяку фільтрацію шумів (зменшення шумів).

В даний час найпростіші фотоплетизмографи виготовляються на аналогових схемах, що містять в основному операційні підсилювачі і ЦАП. Кодований сигнал з ЦАП передається в комп'ютер, де відбувається подальша обробка інформації. При реалізації такого пристрою, виникає багато складнощів з вибором оптимальних параметрів окремих каскадів і фільтрацією шумів, що виникають через зовнішніх перешкод. Найбільш сучасні фотоплетизмографи виготовляються на підставі вже готових рішень у вигляді інтегральних мікросхем. В інтегральній мікросхемі, як правило, реалізовані підсилювачі сигналу, пристрої виділення тільки змінної складової сигналу, різні

фільтри, АЦП і ЦАП. З одного боку до мікросхеми підключається датчик, що складається з випромінювачів і фотодетектора, з іншого боку - цифровий інтерфейс, для передачі оцифрованої інформації.

В даній роботі використовується мікросхема AFE4490, виробництва компанії Texas Instruments, так як вона є найбільш сучасним і закінченим пристроєм. AFE4490 це повністю інтегрований аналоговий front-end, який ідеально підходить для цілей пульсоксиметрії. Пристрій складається з низькочастотного приймаючого каналу з 22-х бітовим аналого - цифровим перетворювачем, керованих каналів для випромінюючих світлодіодів, і двох діагностичних схем для визначення неполадок в колії сенсора або кола світлодіодів. У пристрої застосовується налаштовуваний контролер часу, який дозволяє користувачеві мати повний контроль над тимчасовими характеристиками пристрою. Для спрощення вимог, що пред'являються до таймера, і відомості можливих відхилень до мінімуму, інтегрований осцилятор, який функціонує від зовнішнього кристалу.

Мікросхема AFE4490 є повністю інтегрованим аналоговим фронтендом, призначеним для застосування в пульсоксиметрії. Вона має можливість для користувача настройки таймера і послідовностей імпульсів.

Мікросхема має:

- інтегрований світлодіодний драйвер (H-Bridge, Push, or Pull) з 110 dB динамічним діапазоном всього спектра і програмованим струмом світлодіода в діапазонах 50mA, 75mA, 100mA, 150mA і 200mA з 8-бітовим дозволом;
- низьку потужність споживання (менше 2.3 мВт при живленні від 3 В + середній струм світлодіода);
- програмований час роботи від 50 мкс + час виходу в робочий режим до 4 мс;
- незалежні джерела струму для першого і другого світлодіодів;
- підсилювач ток-напруга з сімома роздільними настройками резисторів і конденсаторів зворотного зв'язку для обох світлодіодів;

- приймає канал з широким динамічним діапазоном 13,5 біт без шумів (при струмі фотодіода в 5 мкА);
- аналогову схему віднімання перешкод зовнішнього освітлення з налаштованим від'ємником струмом від 1 мкА до 10 мкА;
- інтегрований цифровий вимірювач рівня зовнішнього освітлення і схема його виключення;
- інтегровані схеми діагностики помилок (схема виявлення обриву або короткого замикання в ланцюгах фото- або світлодіодів, схема визначення підключення або відключення кабелю);

Функціональна блок-схема мікросхеми AFE4490 наведена на рисунку 2.16

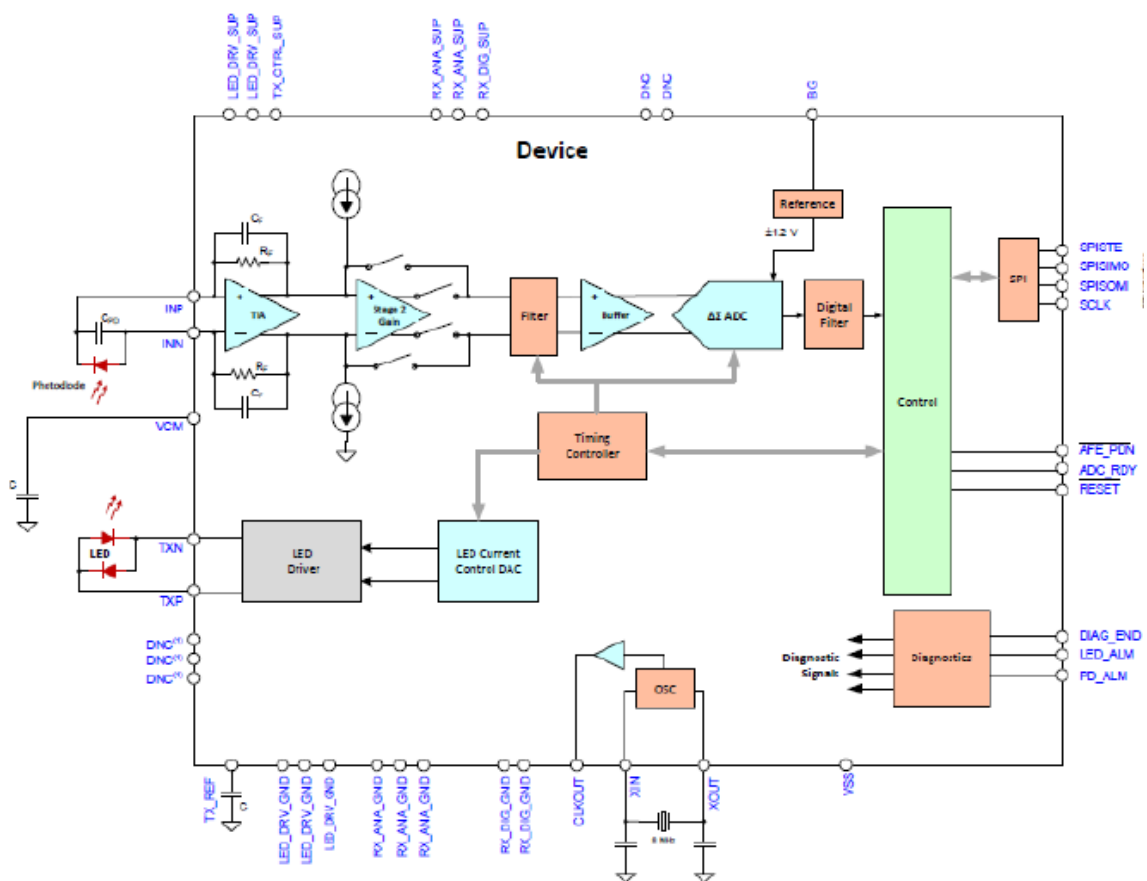


Рисунок 2.16 – Функціональна блок-схема мікросхеми AFE4490

Входом приймального пристрою, як показано на рисунку 2.17 є диференційний трансімпедансний підсилювач струм-напруга (I-V), який конвертує струм фотодіода в відповідну напругу. Резистор зворотного зв'язку під-

силувача ( $R_f$ ) є програмованим для підтримування широкого діапазону струмів фотодіода. Доступні значення опору: 1 МОм, 500 кОм, 250 кОм, 100 кОм, 50 кОм і 10 кОм.

$R_f$  резистор і конденсатор зворотного зв'язку  $C_f$  утворюють фільтр низьких частот для вхідного сигналу. Конденсатор зворотного зв'язку є також програмованим.

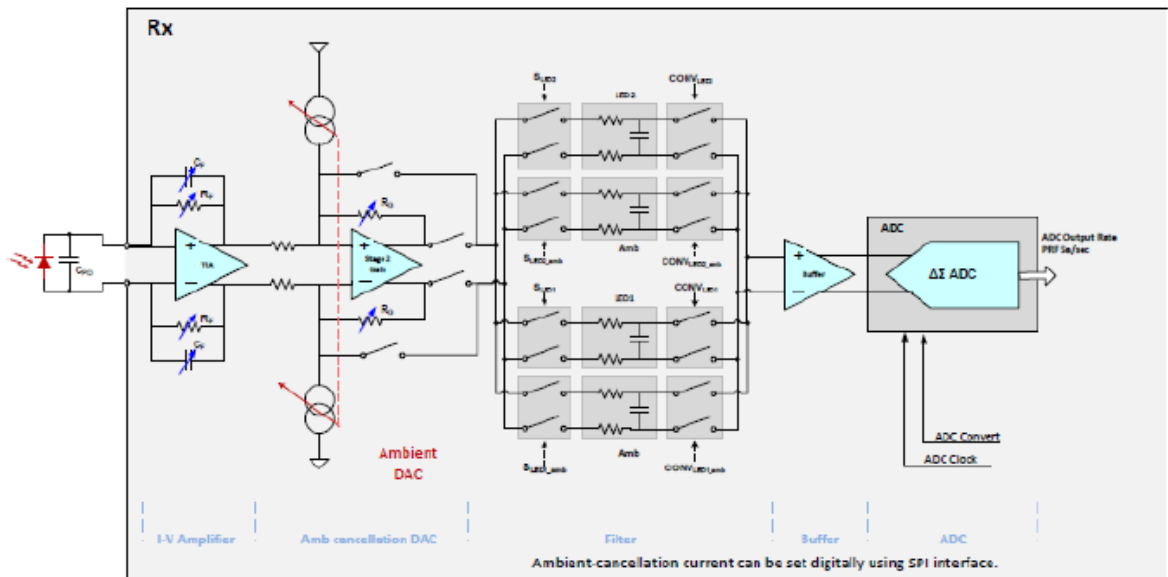


Рисунок 2.17 – Побудова приймаючого каналу

Вихідна напруги I-V підсилувача включає в себе необхідний сигнал. Для того, щоб прибрати досить постійний рівень перешкоди від зовнішнього освітлення використовують схему віднімання постійного рівня, який встановлюється за допомогою ЦАП зовнішнім процесором після вимірювання сигналу від зовнішнього освітлення (при вимкнених світлодіодах).

Використовуючи встановлене значення, схема центрує приймальний змінний сигнал біля середньої точки підсилувача ( $\pm 0.9$  V), що значно розширює діапазон наступного каскаду посилення. Сигнал диференціального виходу на цьому етапі  $V_{diff}$  подається виразом:

$$V_{diff} = 2 \cdot (I_{pleth} \cdot \frac{R_f}{R_1} \cdot I_{AMB} \cdot \frac{R_f}{R_1} - I_{cancel}) \quad (2.8)$$

Де  $R_1 = 100$  кОм,  $I_{PLETH}$  = фотодіодна струмова складова потрібного сигналу,  $I_{AMB}$  = фотодіодний струм компонентів зовнішнього освітлення та

$I_{\text{CANCEL}}$  = оберений струм ЦАП (визначається зовнішнім процесором в діапазоні віднімається струмів до 10 мкА з кроком 1 мкА.). Значення RG програмується і забезпечує значення посилення 0 dB, 3,5 dB, 6 dB, 9,5 dB і 12 dB.

Посилений сигнал потім пропускається через низькочастотний фільтр (ширина смуги 500 Гц) і буферизується до перетворення 22-бітовим сигма-дельта АЦП. Вхід буферного підсилювача розділений на чотири канали з пристроями вибірки-зберігання. Канал для часу, коли включений LED1, після його виключення, включений LED2 і після його виключення. Коли LED1 включений, вихід підсилювача фільтрується і зберігається на конденсаторі CLED1.

Аналогічно з іншими каналами сигнал зберігається на конденсаторах CLED1\_amb, CLED2 і CLED2\_amb.

Тривалість вибірки визначається часом  $R_x$ , який повинен задовольняти нерівність 2.9 і і програмується для кожного сигналу незалежно. Вибірка може початися після стабілізації виходу підсилювача струм-напруга (з урахуванням часів налаштувань світлодіодів). Час вибірки  $R_x$  використовується для всього динамічної кола обчислень. Мінімумально можливий час це 50 мкс:

$$R_f \cdot C_f \leq \frac{R_x}{10} \quad (2.9)$$

Єдиний 22-х бітний сигма-дельта АЦП перетворює збережені сигнали LED1 і LED2, і сигнали зовнішнього освітлення послідовно по команді модуля таймера. Кожна конвертація займає максимум 25% від періоду повторення (ПП) і видає один цифровий код на виході АЦП.

Модуль таймера забезпечує різні часові фронти. Фронти і спади імпульсів 11 сигналів і час ПП налаштовуються записом відповідних значень в регістри модуля таймера. Модуль використовує одиничний 16 бітний лічильник (працює від 4 МГц тактування) для установки таймерного-базису.

Всі сигнали таймера встановлюються щодо періоду повторення. Таким чином, регістр для порівняння порівнює значення 16-бітного лічильника з ві-



дноним значенням встановленим в регістрі ПП. Кожний раз коли значення 16-бітного лічильника одно опорного значенням в ПП регістрі, лічильник обнуляється. Для 11 сигналів, фронти і спади можуть бути програмно позиціоновані щодо періоду повторення.

Кожний сигнал використовує роздільні модулі тимчасових компараторов, які порівнюють значення зі заздалегідь встановленим значеннями для фронтів і спадів. Коли значення тимчасового компаратора стає рівним значенню для фронту тоді виставляється вихідний сигнал. Коли значення стає рівним значенню спаду, тоді вихідний сигнал скидається. З тактуванням імпульсами 4МГц дозвіл положення межі становить 0,25 мкс.

На виході АЦП доступні чотири інформаційних коду (LED1, LED2, зовнішнє освітлення LED1, зовнішнє освітлення LED2) з тим же періодом, що і частота ПП. За АЦП цифровий блок вираховує сигнал від зовнішнього освітлення, який додатково видає цифрові значення (LED2 - зовнішнє освітлення LED2, LED1 - зовнішнє освітлення LED1).

Внутрішній генератор виробляє тактовий сигнал використовуючи зовнішній кварц на частоту 8 МГц. Ділив-навпіл (divide-by-2) блок конвертує 8 МГц тактирование в 4 МГц, яке використовується AFE для управління таймерні модулями, АЦП і діагностиками. 4-х МГц тактування може бути використано для зовнішнього мікроконтролера.

Частина схеми, що відповідає за управління випромінюючими світлодіодами, включає в себе драйвер і цифрову схему регулювання струму з дозволом в 8 біт.(рис 2.18)

Схема використовує опорні джерела напруги для червоного і інфрачервоного світлодіодів, які можуть бути виставлені незалежними одне одному. Максимальний струм світлодіода залежить від значення опорної напруги. За замовчуванням після перезавантаження це значення дорівнює 0,75 В, що відповідає струму світлодіода 150 мА. Мінімальна опорна напруги вибирається з урахуванням падіння напруги на світлодіоді, роз'єми, проводах і опорного напруги світлодіода. Можливі дві різні схеми включення світлодіодів - одно-

мостова схема, яка використовує два виводи, і двотактова схема з паралельним включенням світлодіодів і загальним анодом.

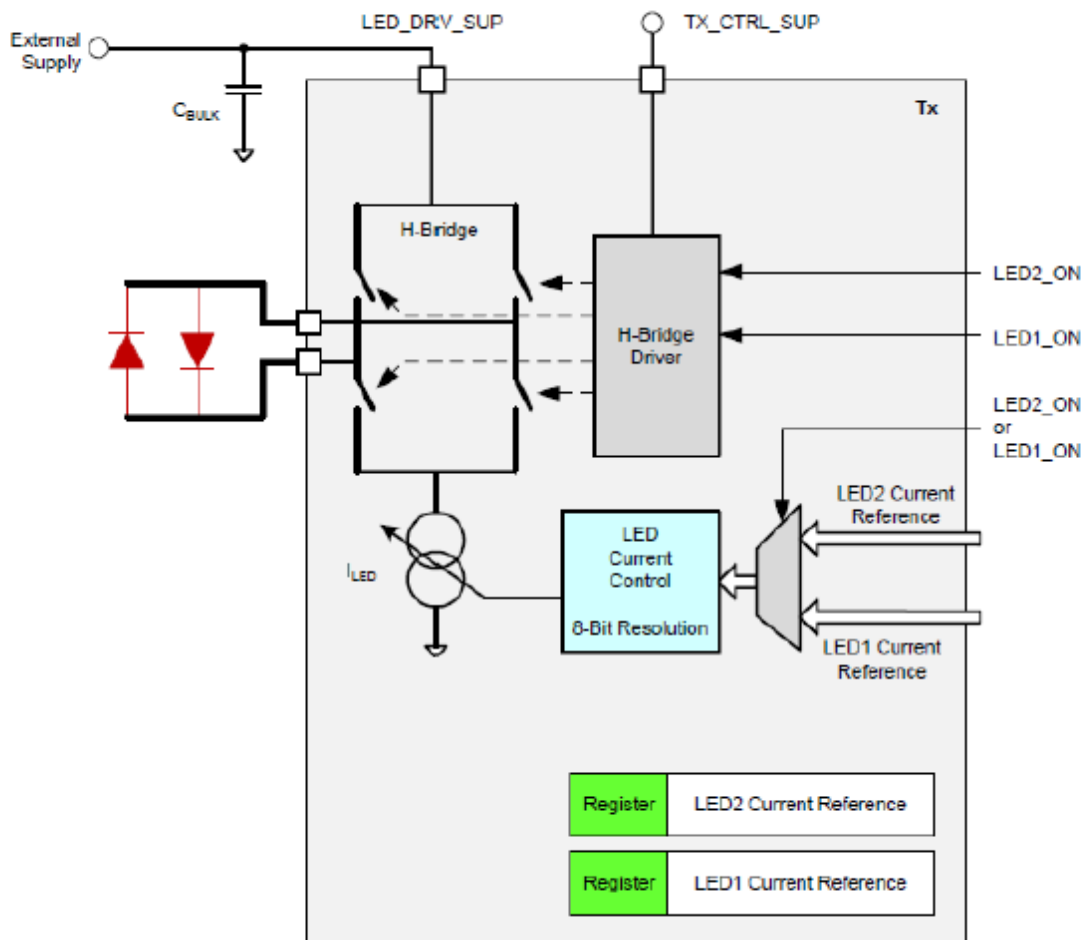


Рисунок 2.18 – Повномостова схема включення світлодіодів

В мікросхемі AFE4490 вбудований інтегрований модуль діагностики помилок підключення, який по команді зовнішнього процесора проводить діагностичний цикл і записує стан ліній підключення фото- і світлодіодів в регістр діагностики. Таким чином, можна виявити обрив або коротке замикання в цих лініях.

Крім аналогової фільтрації, яка в мікросхемі AFE4490 реалізується через низькочастотний фільтр (ширина смуги 500 Гц) перед входом АЦП, в мікросхемі також реалізована цифрова фільтрація результатів вимірювання методом усереднення.

Режим усереднення може усереднювати різні вибірки АЦП і зменшувати шум, для того, щоб поліпшити динамічний діапазон, оскільки час конвертації АЦП зазвичай коротше, ніж 25% від періоду повторення.

У режимі роботи з усередненням все цифрові вибірки АЦП накопичуються і усереднюються. При наступному фронті імпульсу скидання АЦП, середнє значення (22-біт) записується у вихідні регістри послідовно:

- на 25% сигнал скидання, усереднене записується в регістр 2Ah (LED2)
- на 50% сигнал скидання, усереднене записується в регістр 2Bh (Викл.)
- на 75% сигнал скидання, усереднене записується в регістр 2Ch (LED1)
- на наступних 0% сигнал скидання, усереднене записується в регістр (Викл.).

Вміст регістрів 2Ah мінус 2Bh записується в регістр 2Eh і вміст регістрів 2Ch мінус 2Bh записується в регістр 2Fh.

Однак фільтрація методом усереднення не рятує від випадкових викидів, які можуть значно погіршити залежності і внести похибки в алгоритм розпізнавання серцевого ритму.

Тому в якості цифрової пост обробки сигналу використовувався медіанний фільтр. Цей фільтр широко використовується в цифровій обробці сигналів і зображення для зменшення випадкових шумів. Алгоритм цього фільтра наступний:

Всередині обраного вікна здійснюється сортування значень в порядку зростання (спадання). Значення, що знаходиться в середині надходить на вихід фільтра. Для спрощення цифрової обробки в якості вхідного вікна береться непарна кількість значень, щоб не обчислювати алгебраїчне середнє двох центральних значень при парній кількості значень у вікні. Так як постійна частина сигналу може з плином часу змінюватися, наприклад через рух, то для того, щоб сигнал містився всередині вікна розгортки необхідно прив'язуватися до змінної частини сигналу. Для цього був розроблений алгоритм пошуку необхідної змінної частини сигналу.

Його сутність наступна. Визначаються два поруч розташованих мінімуму. Припустимо вдруге виконується цикл, описаний далі. Для цього порівнюється поточний елемент масиву з самого початку максимально можливим значенням  $\min$ . Якщо поточний елемент менше цього значення, то в змінну  $\min$  записується поточне значення елемента і обнуляється лічильник. Максимум записується в змінну  $\max$  з точністю до навпаки. При записи мінімального значення обнуляється лічильник і номер поточного елемента записується в  $HRC$ . Якщо подальше поточне значення не є мінімальним, то лічильник збільшується на один. Так відбувається до тих пір, поки значення лічильника не перевищить 20. Це пов'язано з тим, що оскільки мінімум відповідає систолі, при максимально можливому пульсі і частоті вибірки в 30 мс відстань між двома мінімумами не повинно бути менше 20 кроків. Як тільки лічильник перевищує значення 20 відбувається його обнулення і паралельно процесу масштабування обчислюється пульс. Пульс обчислюється, як різниця, значень  $HRC$  і  $HRCO$ , причому значення  $HRCO$  було отримано при попередньому виконанні циклу, коли був знайдений перший мінімум. Щоб отримати значення пульсу в ударах в хвилину, цю різницю множимо на 0,03 с (частота вибірки) і кількість секунд в хвилині (60) ділимо на цю помножену різницю.

Щоб графік містився в вікно розгортки необхідно масштабувати кожен елемент масиву. Для цього знаходимо  $\delta$  - різниця максимуму і мінімуму, які ми визначили вище. Після чого визначається значення, відповідне постійної частини сигналу, яке необхідно відняти з елементів масиву, як:

$$offset = \min - \delta \cdot 0,1 \quad (2.10)$$

Далі визначається коефіцієнт, на який необхідно помножити кожний елемент масиву:

$$scale = highplot / (\delta \cdot 1,1) \quad (2.11)$$

Коефіцієнти 0,1 і 1,1 необхідні для того, щоб залишити невеликий відступ від краю вікна розгортки.

### 3 Техніко - економічне обґрунтування розробки схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ

#### 3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ

Топологічний аналіз показує, що схема може бути реалізована у вигляді малогабаритного мікромодуля і виконана за сучасною маловитратною технологією тонкоплівкових гібридних мікроборок, або за технологією печатних плат на фольгованому текстоліті. Обидві технології передбачають, що всі елементи будуть навісними, а напиленням на підкладці, або травленням поверхні виконується лише струмопровідний шар.

Для вибору технології виготовлення схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ проаналізуємо ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2) [24].

Таблиця 3.1 - Можливі варіанти технологій виробництва пристрою

Технологія		Короткий опис
A	Технологія печатних плат на фольгованому текстоліті	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано травленням фольгованого текстоліту.
B	Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді товстих композитних плівок.
C	Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді тонких плівок провідних та резистивних матеріалів.
D	Тонкоплівкових гібридних мікроборок	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано у вигляді тонких плівок.

Таблиця 3.2 - Шкала відносної важливості

Інтенсивність відносної важливості	Визначення
1	рівна важливість
3	помірна перевага
5	сильна перевага
7	значна перевага
9	дуже сильна перевага
2,4,6,8	проміжні судження

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.3.

Встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв (табл. 3.3) [24].

У матриці прийняті наступні позначення:  $i$  – номер критерію; при порівнянні 6-ох критеріїв (табл. 3.3)  $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6$ ;  $X_i$  - локальний пріоритет, тобто відносна вага  $i$ -го критерію в глобальному критерії:

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}$	$X_i$
1. Швидкодія	1	1/3	3	1/7	1/5	3	0,664	0,073
2. Завадостійкість	3	1	3	1/3	1/7	3	1,042	0,116
3. Споживання	1/3	1/3	1	1/5	1/7	3	0,460	0,051
4. Площа	7	3	5	1	1/5	7	2,297	0,254
5. Сумісність	5	7	7	5	1	5	4,277	0,473
6. Вартість	1/3	1/5	1/3	1/7	1/5	1	0,293	0,033
$\Sigma$							9,033	1,00

Далі аналогічно складаємо 6 матриць попарних порівнянь альтернатив стосовно кожного критерію (табл. 3.4 - 3.9). Оскільки тепер порівнюються 4 технології по одному критерію, то  $i = 1, 2, 3, 4$ .

$$X_i = \frac{\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}}{\sum_{i=1}^4 \sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}},$$

де  $\sum$  - сума по стовпці  $\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$ .

Таблиця 3.4 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	3	1/5	1	3	1,16	0,19
B	5	1	7	7	3,96	0,65
C	1/3	1/7	1	1/2	0,39	0,07
D	1/3	1/7	2	1	0,56	0,09
	$\Sigma$				6,07	1,00

Таблиця 3.5 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «завадостійкість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	5	1	1/3	1,14	0,21
B	1/5	1	1/5	1/7	0,48	0,09
C	1	5	1	1/3	1,56	0,29
D	3	7	3	1	2,20	0,41
	$\Sigma$				5,37	1,00

Таблиця 3.6 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «споживання»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X <sub>i</sub>
A	1	5	1/5	1/7	0,61	0,09
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/3	1,85	0,29
D	7	9	3	1	3,71	0,58
	Σ				6,41	1,00

Таблиця 3.7 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «площа»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X <sub>i</sub>
A	1	5	3	5	0,99	0,21
B	1/5	1	1/3	1/2	0,24	0,05
C	1/3	3	1	3	2,03	0,43
D	1/5	2	1/3	1	1,47	0,31
	Σ				4,73	1,00

Таблиця 3.8 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «сумісність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X <sub>i</sub>
A	1	5	1/3	1/5	0,76	0,13
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,04
C	5	7	1	1/2	2,41	0,41
D	3	9	2	1	2,47	0,42



$\Sigma$	5,88	1,00
----------	------	------

Таблиця 3.9 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «вартість»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	$X_i$
A	1	3	5	6	3,08	0,56
B	1/3	1	3	4	1,41	0,26
C	1/5	1/3	1	2	0,60	0,11
D	1/6	1/4	1/2	1	0,38	0,07
	$\Sigma$				5,47	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт (табл. 3.10) [24].

З порівняння глобальних пріоритетів різних технологій видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта реалізації схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ з використанням технології печатних плат на фольгованому текстоліті.

Таблиця 3.10 - Глобальний пріоритет для кожної альтернативи

Пріоритети	№1	№2	№3	№4	№5	№6	Глобальний
Вага	0,073	0,116	0,051	0,254	0,473	0,033	
Печатних плат на фольгованому текстоліті	0,07	0,29	0,29	0,43	0,41	0,11	0,360
Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	0,65	0,09	0,04	0,05	0,04	0,26	0,100
Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	0,19	0,21	0,09	0,21	0,13	0,56	0,176
Тонкоплівкових гіб-	0,09	0,41	0,58	0,31	0,42	0,07	0,364

ридних мікроборок							
-------------------	--	--	--	--	--	--	--

За допомогою методу аналізу ієрархій проведене порівняння чотирьох типів технологій реалізації схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ за наступними критеріями: 1) швидкодія; 2) завадостійкість; 3) споживана потужність; 4) площа, займана на кристалі; 5) сумісність; 6) вартість. Найбільший локальний пріоритет у критерію «сумісність» (табл. 3.3). За даними таблиці 3.9 локальний пріоритет за критерієм «вартість» є найвищим для технології печатних плат на фольгованому текстоліті. Проте найбільший глобальний пріоритет мають технологія тонкоплівкових гібридних мікроборок та печатних плат на фольгованому текстоліті. Саме технологія печатних плат на фольгованому текстоліті й буде використовуватися для виготовлення схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ.

### 3.2 Розрахунок витрат на виготовлення схеми світлостимулятора для діагностики КЧЗМ

Витрати на матеріали і напівфабрикати вказані в таблицях 3.11 – 3.12. Витрати на матеріали і напівфабрикати склали 174,75 грн.

Таблиця 3.11 - Розрахунок вартості покупних виробів

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
1	2	3	4	5
Мікросхема КР1006ВИ1	шт.	1	5,90	5,90
Мікросхема К176ИЕ4	шт.	2	3,10	6,20
Мікросхема К176ЛА7	шт.	1	1,05	1,05
Мікросхема К561ЛП2	шт.	2	1,40	2,80
Мікросхема К561ТМ2	шт.	2	1,40	2,80

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
1	2	3	4	5
Транзистор КТ3102	шт	10	0,65	6,50
Індикатор АЛС324А	шт.	2	1,80	3,60
Світлодіод Н5Т8RGBW - D2	шт.	2	24,20	48,40
Лазерний діод	шт.	1	12,20	12,20
Конденсатор К70- 7	шт.	20	0,40	8,00
Резистор МЛТ 0,125	шт.	20	0,25	5,00
Діоди КД 103	шт.	6	0,15	0,90
Вмикач	шт.	3	3,00	9,00
Розсіювач	шт.	4	1,50	6,00
Корпус	шт.	2	34,50	34,50
Разом				152,85

Таблиця 3.12 - Розрахунок вартості полуфабрикатів

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Всього витрат, грн.
1	2	3	4	5
Фольгований склотекстоліт двосторонній	шт.	1	8,00	8,00
Світлофільтри	шт.	2	1,50	3,00
Травильник	уп.	1	4,90	4,90
Батареї, 1,5 В	шт.	4	1,50	6,00

Разом		21,90
-------	--	-------

## 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА ТЕХНОГЕННА БЕЗПЕКА

### 4.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів

Для виконання дипломного проекту та усіх супроводжуючих процесів використовувалась 219 аудиторія академії, тобто вся робота виконувалась із використанням персонального комп'ютера. Робочі місця, обладнані персональними комп'ютерами, повинні відповідати вимогам «Правил охорони праці під час експлуатації електронно-обчислювальних машин», затверджених Наказом Державного комітету України з промислової безпеки, охорони праці та гірничого нагляду від 26.03.2010 року № 65 (Правила), та «Державних санітарних правил і норм роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин», затверджених постановою Головного державного санітарного лікаря України від 10.12.98 N 7 (ДСанПіН 3.3.2-007-98). Зазначені нормативно-правові акти встановлюють санітарно-гігієнічні вимоги до приміщення, в якому розташоване робоче місце, власне до робочого місця, освітлення, рівнів вібрації і шуму, мікроклімату в приміщенні тощо.

Будівлі та приміщення, де розміщені робочі місця з ЕОМ, мають бути не нижче другого ступеня вогнестійкості. Для всіх будівель і приміщень повинно бути визначено клас зони згідно з НПАОП 40.1-1.01-97. Відповідне позначення повинно бути нанесено на вхідних дверях кожного приміщення. Не дозволяється розташування приміщень з робочими місцями у підвалах і цокольних поверхах. Неприпустимим є розташування приміщень категорій А і Б, а також виробництв з мокрими технологічними процесами поряд з приміщеннями, де розташовуються робочі місця, а також над ними чи під

ними. При цьому площа приміщення має бути не менше 6,0 кв. м. із розрахунку на одне робоче місце, а об'єм – не менше 20,0 куб. м.

Віконні прорізи приміщень для роботи з персональними комп'ютерами мають бути обладнані регульованими пристроями (жалюзі, завіски, зовнішні козирки. Для внутрішнього оздоблення приміщень з персональними комп'ютерами слід використовувати дифузно-відбивні матеріали з коефіцієнтами відбиття для стелі 0,7-0,8, для стін 0,5-0,6. Покриття підлоги повинне бути матовим з коефіцієнтом відбиття 0,3-0,5. Поверхня підлоги має бути рівною, неслизькою, з антистатичними властивостями. Забороняється для оздоблення інтер'єру приміщень з персональними комп'ютерами застосовувати полімерні матеріали (деревинно-стружкові плити, шпалери, що миються, рулонні синтетичні матеріали, шаруватий паперовий пластик тощо), що виділяють у повітря шкідливі хімічні речовини. Полімерні матеріали для внутрішнього оздоблення приміщень з персональними комп'ютерами можуть бути використані при наявності дозволу органів та установ державної санітарно-епідеміологічної служби. Приміщення можуть обладнуватись шафами для зберігання документів, магнітних дисків, полицями, стелажми, тумбами тощо з урахуванням вимог до площі приміщень.

Заземлені конструкції (батареї опалення, водопровідні труби, кабелі із заземленим відкритим екраном), мають бути надійно захищені діелектричними щитками або сітками з метою недопущення потрапляння під напругу. Приміщення мають бути оснащені системою автоматичної пожежної сигналізації і вогнегасниками відповідно до вимог чинного законодавства України. Проходи до засобів пожежогасіння мають бути вільними. Крім того приміщення мають бути оснащені аптечками першої медичної допомоги.

При розміщенні робочих столів з персональними комп'ютерами слід дотримувати:

відстань між бічними поверхнями персональних комп'ютерів 1,2 м.;

відстань від тильної поверхні одного персонального комп'ютера до екрана іншого – 2,5 м.

За потреби особливої концентрації уваги під час виконання робіт суміжні робочі місця операторів необхідно відділяти одне від одного перегородками висотою 1,5 — 2 м.

Конструкція робочого місця користувача персонального комп'ютера має забезпечити підтримання оптимальної робочої пози офісного працівника. Конструкція робочого столу має відповідати сучасним вимогам ергономіки і забезпечувати оптимальне розміщення на робочій поверхні використовуваного обладнання (дисплея, клавіатури, принтера) і документів. Висота робочої поверхні робочого столу має регулюватися в межах 680-800 мм, а ширина і глибина – забезпечувати можливість виконання операцій у зоні досяжності моторного поля (рекомендовані розміри: 600-1400мм, глибина – 800-1000мм).

Робочий стіл повинен мати простір для ніг заввишки не менше ніж 600мм, завширшки не менше ніж 500мм, завглибшки (на рівні колін) не менше ніж 450мм, на рівні простягнутої ноги не менше ніж 650мм. Робочий стілець має бути підйомно-поворотним, регульованим за висотою, з кутом і нахилу сидіння та спинки і за відстанню від спинки до переднього краю сидіння поверхня сидіння має бути плоскою, передній край – заокругленим. Регулювання за кожним із параметрів має здійснюватися незалежно, легко і надійно фіксуватися. Шаг регулювання елементів стільця має становити: для лінійних розмірів – 15-20мм, для кутових – 2-5 градусів. Зусилля регулювання має не перевищувати 20Н. Висота поверхні сидіння має регулюватися в межах 400-500мм, а ширина і глибина становити не менше ніж 400мм. Кут нахилу сидіння — до 15 градусів вперед і до 5 градусів назад. Висота спинки стільця має становити (300+20) мм, ширина — не менше ніж 380 мм, радіус кривизни горизонтальної площини — 400мм. Кут нахилу спинки має регулюватися в межах 1-30 градусів від вертикального положення. Відстань від спинки до переднього краю сидіння має регулюватися в межах 260-400мм.

Для зниження статичного напруження м'язів верхніх кінцівок слід використовувати стаціонарні або змінні підлокітники завдовжки не менше ніж 250мм, завширшки 50-70мм, що регулюються за висотою над сидінням у межах 230-260мм і відстанню між підлокітниками в межах 350-500мм. Поверхня сидіння і спинки стільця має бути напівм'якою з нековзним, повітронепроникним покриттям, що легко чиститься і не електризується. Робоче місце має бути обладнане підставкою для ніг завширшки не менше ніж 300мм, завглибшки не менше ніж 400мм, що регулюється за висотою в межах до 150мм і за кутом нахилу опорної поверхні підставки до 20 градусів. Підставка повинна мати рифлену поверхню і бортик по передньому краю заввишки 10мм.

Робочі місця слід розташовувати відносно світових прорізів так, щоб природне світло падало переважно з лівого боку. Монітор має розташовуватися на оптимальній відстані від очей користувача, що становить 600-700мм, але не ближче ніж за 600мм з урахуванням розміру літерно-цифрових знаків і символів. Розташування екрана монітору має забезпечувати изручність зорового спостереження у вертикальній площині під кутом +30 градусів до нормальної лінії погляду працівника. Клавіатуру слід розташовувати на поверхні столу на відстані 100-300 мм від краю, звернутого до працюючого. У конструкції клавіатури має передбачатися опорний пристрій (виготовлений із матеріалу з високим коефіцієнтом тертя, що перешкоджає мимовільному її зсуву), який дає змогу змінювати кут нахилу поверхні клавіатури у межах 5-15 градусів. Висота середнього рядка клавіш має не перевищувати 30мм. Поверхня клавіатури має бути матовою з коефіцієнтом відбиття 0,4. Розташування пристрою введення — виведення інформації має забезпечувати добру видимість монітору, зручність ручного керування в зоні досяжності моторного поля і за висотою – 900-1300мм, за шириною 400-500мм. Під матричні принтери потрібно підкладати вібраційні килимки для гасіння вібрації та шуму.

Щодня перед початком роботи необхідно очищати монітор від пилу та інших забруднень. Після закінчення роботи персональний комп'ютер і периферійні пристрої повинні бути відключені від електричної мережі. У разі виникнення аварійної ситуації необхідно негайно відключити персональний комп'ютер і периферійні пристрої від електричної мережі.

Не допускається:

- виконувати обслуговування, ремонт та налагодження персонального комп'ютеру та периферійних пристроїв безпосередньо на робочому місці оператора;
- зберігати біля персонального комп'ютеру та периферійних пристроїв папір, будь-які носії інформації (диски, флешки тощо), запасні блоки, деталі тощо, якщо вони не використовуються для поточної роботи;
- відключати захисні пристрої, самочинно проводити зміни у конструкції та складі персонального комп'ютеру та периферійних пристроїв або їх технічне налагодження;
- працювати з матричним принтером за відсутності вібраційного килимка та зізнятою (піднятою) верхньою кришкою.

Таблиця 3.1 – Оптимальні мікрокліматичні показники згідно з СН 4088-86

Пора року	Категорія робіт	Температура повітря, град. С	Відносна вологість повітря, %	Швидкість руху повітря, м/с
		оптимальна	оптимальна	оптимальна
Холодна	легка-1 а	22 - 24	40 - 60	0,1
	легка-1 б	21 - 23	40 - 60	0,1



Тепла	легка-1 а	23 - 25	40 - 60	0,1
	легка-1 б	22 - 24	40 - 60	0,2

Приміщення для роботи з персональними комп'ютерами мають бути обладнані системами опалення, кондиціонування повітря, або припливно-втяжною вентиляцією. У приміщеннях на робочих місцях мають забезпечуватись оптимальні значення параметрів мікроклімату: температури, відносної вологості й рухливості повітря у відповідності до ГОСТ 12.1.005-88, СН 4088-86.

Рівні позитивних і негативних іонів у повітрі мають відповідати санітарно-гігієнічним нормам № 2152-80.

Для підтримки допустимих значень мікроклімату та концентрації позитивних та негативних іонів необхідно передбачати установки або прилади зволоження та/або штучної іонізації, кондиціонування повітря. Приміщення, в яких встановлені персональні комп'ютери, повинні мати природне та штучне освітлення відповідно до СНиП-4-79. Природне освітлення має здійснюватись через світлові прорізи, орієнтовані переважно на північ чи північний схід і забезпечувати коефіцієнт природною освітленості (КПО) не нижче ніж 1,5%. Розраховується КПО за методикою, викладеною в СНиП П-4-79.

Таблиця 3.2 - Рівні позитивних і негативних іонів у повітрі

Рівні	Кількість іонів в 1 см куб. повітря	
	n +	n -
Мінімально необхідні	400	600
Оптимальні	1500 - 3000	3000 - 5000
Максимально допустимі	50000	50000

Штучне освітлення в приміщеннях з робочими місцями має здійснюватись системою загального рівномірного освітлення. У разі переважної роботи з документами, допускається застосування системи комбінованого освітлення (крім системи загального освітлення додатково встановлюються світильники місцевого освітлення). Зазначення освітленості на поверхні робочого столу в зоні розміщення документів має становити 300-500лк. Якщо ці значення освітленості неможливо забезпечити системою загального освітлення, допускається використовувати місцеве освітлення. При цьому світильники місцевого освітлення слід встановлювати таким чином, щоб не створювати відблисків на поверхні екрана, а освітленість екрана має не перевищувати 300лк. Як джерела світла в разі штучного освітлення мають застосовуватись переважно люмінесцентні лампи типу ЛБ. У разі влаштування відбитого освітлення у приміщеннях, де переважним чином працюють з документами, допускається застосування металогалогенних ламп потужністю 250Вт. Допускається застосування ламп розжарювання у світильниках місцевого освітлення. Система загального освітлення має становити суцільні або переривчасті лінії світильників, розташовані з боку від робочих місць (переважно ліворуч), паралельно лінії зору працюючих.

Допускається використання світильників таких класів світлорозподілу:

прямого світла — П;

переважно прямого світла — Н;

переважно відбитого світла — В.

Для загального освітлення слід застосовувати світильники серії ЛПО 3б із дзеркальними ґратами, що укомплектовані високочастотними пускорегулювальними апаратами (ВЧ ПРА). Допускається застосовувати світильники цієї серії без ВЧ ПРА тільки в модифікації «Кососвітло».

Застосування світильників без розсіювачів та екрануючих ґрат заборонено. Яскравість світильників загального освітлення в зоні кутів випромінювання від 50 до 90 градусів з вертикаллю в повздовжній та

поперечній площині має становити не більше ніж 200 кд/м<sup>2</sup>, захисний кут світильників — не менше ніж 40 градусів. Світильники місцевого освітлення повинні мати відбивач, що просвічує, із захисним кутом, не меншим ніж 40 градусів.

Слід передбачити обмеження прямої блискості від джерел природного та штучного освітлення. При цьому яскравість світлих поверхонь (вікна, джерела штучного освітлення), що розташовані в полі зору повинна бути не більше ніж 200 кд/м<sup>2</sup>. Необхідно обмежувати відбиту блискість на робочих поверхнях відносно джерел природного і штучного освітлення. При цьому яскравість відблисків на екрані ВДТ має не перевищувати 40 кд/м<sup>2</sup>, а яскравість стелі в разі застосування системи відбитого освітлення – 200 кд/м<sup>2</sup>.

Показник осліпленості у разі використання джерел загального штучного освітлення у виробничих приміщеннях має не перевищувати 20, а показник дискомфорту в адміністративно-громадських приміщеннях має бути не більше за 40. Необхідно обмежувати нерівномірність розподілу яскравості в полі зору працюючих з ВДТ. При цьому співвідношення яскравостей робочих поверхонь має бути не більшим ніж 3:1, а співвідношення яскравостей робочих поверхонь та поверхонь стін, обладнання тощо — 5:1. Коефіцієнт запасу для освітлювальних установок загального освітлення має дорівнювати 1,4. Коефіцієнт пульсації має не перевищувати 5%, що забезпечується застосуванням газорозрядних ламп у світильниках загального та місцевого освітлення з ВЧ ПРА для світильників будь-яких типів. Якщо не має світильників з ВЧ ПРА, то лампи багатолампових світильників або світильники загального освітлення, розташовані поруч, слід вмикати на різні фази трьох фазної мережі. Для забезпечення нормованих значень освітленості у приміщеннях з ВДТ ЕОМ та ПЕОМ слід чистити шибки і світильники принаймі двічі на рік і вчасно замінювати лампи, що перегоріли.

## 4.2 Заходи з поліпшення умов праці

Заходи щодо поліпшення умов і охорони праці здійснюються з метою створення безпечних і нешкідливих умов праці шляхом:

доведення до нормативного рівня показників виробничого середовища за елементами умов праці (технічні та технологічні рішення);

захисту працівників від дії небезпечних і шкідливих виробничих факторів.

Працезохоронні заходи на підприємствах плануються і запроваджуються у відповідності до спільних рекомендацій державних органів і профспілок щодо змісту розділу "Охорона праці" у колективному договорі (угоді, трудовому договорі). Орієнтовний перелік заходів, спрямованих на доведення умов і безпеки праці до нормативних вимог або підвищення існуючого рівня охорони праці на виробництві, наведено нижче:

розробка, виготовлення та встановлення нових, більш ефективних інженерно-технічних засобів охорони праці (огорожень, засобів сигналізації, контролю, запобіжних пристроїв тощо);

реконструкція системи природного та штучного освітлення з метою досягнення нормативних вимог щодо освітленості робочих місць діючого виробництва;

розробка, виготовлення і монтаж нових, реконструкція наявних вентиляційних систем та пристроїв, установок для кондиціонування повітря у приміщеннях діючого виробництва, а також у кабінах управління металургійним устаткуванням, мостовими кранами ливарних цехів тощо;

здійснення конструктивних рішень та заходів, що забезпечують на діючому устаткуванні запобігання або зниження до регламентованих рівнів шуму, вібрації, шкідливих випромінювань та інших негативних факторів;

впровадження устаткування та пристроїв, які забезпечують застосування безпечної напруги до 12 В - у приміщеннях особливо небезпечних та до 42 В - у приміщеннях з підвищеною небезпекою ураження електричним струмом;

введення в електроустаткування пристроїв для контролю стану ізоляції та засобів сигналізації або відключення електричного живлення у випадках пошкодження цієї ізоляції

виконання робіт щодо застосування сигнальних кольорів та знаків безпеки відповідно до правил і стандартів безпеки праці;

обладнання спеціальних механізмів та пристроїв, що забезпечують зручне та безпечне виконання робіт на висоті, наприклад, по ремонту, скління вікон та ліхтарів, очищенню скла, обслуговуванню освітлювальної арматури тощо;

заходи щодо усунення безпосереднього контакту працівників зі шкідливими речовинами та матеріалами, виводу людей із небезпечних зон, наприклад, шляхом запровадження засобів механізації, дистанційного управління, більш надійної герметизації устаткування тощо;

реконструкція у діючих виробництвах систем опалення з метою доведення температурного режиму до встановлених нормативів;

впровадження більш безпечних і нешкідливих засобів транспортування різних вантажів, сировини і матеріалів на заміну трудомістких операцій, наприклад, пневмотранспорту для сипучих, пилових матеріалів, трубопровідних систем для перекачування кислот, лугів до місць їх застосування тощо;

встановлення спеціальних площадок, сходів та інших засобів для безпечного виконання робіт щодо ручного зачалування контейнерів та інших пакетованих вантажів, відкривання люків залізничних напіввагонів, обслуговування запірної арматури, розташованої на висоті, тощо;

заходи щодо розширення, реконструкції санітарно-побутових приміщень з метою доведення забезпеченості ними працюючих до чинних норм, додаткове обладнання цих приміщень сучасним інвентарем і пристроями.

Основні заходи щодо поліпшення умов і охорони праці на макрорівні зводяться до наступного:

мотивації учасників виробничого процесу щодо підтримання безпеки, гігієни праці та виробничого середовища на належному рівні;

стимулювання охорони праці;

опрацювання нормативно-правової бази безпеки, гігієни праці та виробничого середовища;

прийняття законів, затвердження положень, правил та видання інформаційної літератури з охорони праці;

пропаганди досягнень з безпеки праці і виробничого середовища;

виконання науково-дослідних робіт; підготовки спеціалістів з охорони праці; спеціального навчання з питань охорони праці; технічної допомоги та контролю.

#### 4.3 Виробнича санітарія

Гігієнічна оцінка умов і характеру праці на робочих місцях виконується на основі гігієнічної класифікації праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу. Гігієнічна класифікація базується на принципі диференціації умов праці залежно від фактично визначених рівнів указаних факторів у порівнянні з санітарними нормами, правилами, гігієнічними нормами, а також з урахуванням можливого шкідливого впливу їх на стан здоров'я працівників.

Умови праці та принципи гігієнічної класифікації поділяються на чотири класи.

Оптимальні умови праці (1-й клас) — умови, за яких зберігається не лише здоров'я працівників, а й створюються передумови для підтримання високого рівня працездатності. Оптимальні гігієнічні нормативи виробничих факторів встановлені для мікроклімату і факторів трудового процесу. Для інших факторів за оптимальні умовно приймаються такі умови праці, за яких

несприятливі фактори виробничого середовища не перевищують рівнів, прийнятих за безпечні для населення.

Допустимі умови праці (2-й клас) — характеризуються такими рівнями шкідливих виробничих факторів виробничого середовища і трудового процесу, які не перевищують встановлених гігієнічних нормативів, а можливі зміни функціонального стану організму відновлюються за час регламентованого відпочинку чи до початку наступної зміни та не чинять несприятливого впливу на стан здоров'я працівників та їх потомство в найближчому і віддаленому періодах.

Шкідливі умови праці (3-й клас) — характеризуються такими рівнями шкідливих виробничих факторів, які перевищують гігієнічні нормативи і здатні несприятливо впливати на організм працівника та на його нащадків. Шкідливі умови праці за ступенем перевищення гігієнічних нормативів і вираженості можливих змін в організмі працівників поділяються на чотири ступені.

Перший ступінь — умови праці характеризуються таким рівнем шкідливих факторів виробничого середовища і трудового процесу, які, як правило, зумовлюють функціональні зміни, що виходять за межі фізіологічних коливань (останні відновлюються при тривалішій, ніж початок наступної зміни, перерві контакту зі шкідливими факторами) та збільшують ризик погіршення здоров'я.

Другий ступінь — умови праці характеризуються такими рівнями шкідливих факторів виробничого середовища і трудового процесу, які здатні спричинювати стійкі функціональні порушення, призводять у більшості випадків до зростання виробничо-зумовленої захворюваності, появи окремих ознак або легких форм професійної патології (як правило, без втрати професійної працездатності), що виникають після тривалої експозиції (10 років і більше).

Третій ступінь — умови праці характеризуються такими рівнями шкідливих факторів виробничого середовища і трудового процесу, які при-

зводять, окрім зростання виробничо-зумовленої захворюваності, до розвитку професійних захворювань, як правило, легкого і середнього ступенів важкості (з утратою професійної працездатності в період трудової діяльності).

Четвертий ступінь — умови праці характеризуються такими рівнями шкідливих факторів виробничого середовища і трудового процесу, які здатні призводити до значного зростання хронічної патології та рівнів захворюваності з тимчасовою втратою працездатності, а також важких форм професійних захворювань (з утратою загальної працездатності).

Небезпечні (екстремальні) умови праці (4-й клас) — умови праці характеризуються такими рівнями шкідливих факторів виробничого середовища і трудового процесу, вплив яких протягом робочої зміни (чи її частини) створює загрозу для життя, високий ризик виникнення важких форм професійних уражень.

Оцінка результатів лабораторних досліджень (інструментальних вимірів) проводиться шляхом порівняння фактично визначеного значення параметру з нормативним (по окремих факторах). Ступінь шкідливості і небезпечності кожного фактора виробничого середовища і трудового процесу тільки третього класу визначається за критеріями, встановленими гігієнічною класифікацією праці N 4137-86. Визначається тривалість (відсоток від тривалості робочої зміни) діє виробничого фактора. Бали встановлені по ступеню шкідливості факторів і важкості робіт, коректуються за формулою 3.1 :

$$X_{\phi} = xT, \quad (43.1)$$

де  $x$  - ступінь (бал) шкідливості фактора чи тяжкості робіт по результатах вимірів та інших оцінок;  $T$  - частина зміни, на протязі якої діє фактор, що розглядається.

При гігієнічній оцінці необхідно враховувати наступне:

- шум і вібрація оцінюються за еквівалентними рівнями;



- за наявності у повітрі робочої зони двох або більше шкідливих речовин різнонаправленої дії, кожен з яких варто враховувати самостійним чинником, для кожного необхідно проводити кількісну оцінку, а у разі двох або більше небезпечних речовин однонаправленої дії їхні відносні концентрації підсумовуються;

- оцінка умов праці за наявності двох або більше небезпечних і шкідливих виробничих чинників оцінюється по чиннику з більшим класом і ступенем.

Якщо на робочому місці відсутні шкідливі виробничі фактори й фактори трудового процесу або вони не перевищують допустимих і не віднесені до 1-го ступеня 3-го класу шкідливості й безпеки, то умови праці варто визнати відповідними гігієнічним вимогам. Наявність хоча б одного фактора виробничого середовища й трудового процесу 1-го ступеня 3-го класу шкідливості вказує на невідповідність робочого місця вимогам Гігієнічної класифікації. Запис, наприклад, робиться так: «Умови праці відносяться до 3-го класу 2-го ступеня».

#### 4.4 Електробезпека

Персональні комп'ютери, периферійні пристрої, інше устаткування (апарати управління, контрольно-вимірювальні прилади, світильники), електропроводи та кабелі за виконанням і ступенем захисту мають відповідати класу зони, мати апаратуру захисту від струму короткого замикання та інших аварійних режимів. Під час монтажу та експлуатації ліній електромережі необхідно повністю унеможливити виникнення електричного джерела горіння внаслідок короткого замикання та перевантаження проводів, обмежувати застосування проводів з легкозаймистою ізоляцією, за можливості, застосовувати негорючу ізоляцію. Лінія електромережі для живлення персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв виконується як окрема групова трипровідна мережа шляхом прокладання фазового, нульово-

го робочого та нульового захисного провідників. Нульовий захисний провідник використовується для заземлення (занулення) електроприймачів. Не допускається використовувати нульовий робочий провідник як нульовий захисний провідник. Нульовий захисний провідник прокладається від стійки групового розподільного щита, розподільного пункту до розеток електроживлення. Не допускається підключати на щиті до одного контактного затискача нульовий робочий та нульовий захисний провідники. Площа перерізу нульового робочого та нульового захисного провідника в груповій трипровідній мережі має бути не менше площі перерізу фазового провідника. Усі провідники мають відповідати номінальним параметрам мережі та навантаження, умовам навколишнього середовища, умовам розподілу провідників, температурному режиму та типам апаратури захисту.

У приміщенні, де одночасно експлуатуються понад п'ять персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв, на помітному та доступному місці встановлюється аварійний резервний вимикач, який може повністю вимкнути електричне живлення приміщення, крім освітлення.

Персональні комп'ютери і периферійні пристрої повинні підключатися до електромережі тільки за допомогою справних штепсельних з'єднань і електророзеток заводського виготовлення. У штепсельних з'єднаннях та електророзетках, крім контактів фазового та нульового робочого провідників, мають бути спеціальні контакти для підключення нульового захисного провідника. Їхня конструкція має бути такою, щоб приєднання нульового захисного провідника відбувалося раніше, ніж приєднання фазового та нульового робочого провідників. Порядок роз'єднання при відключенні має бути зворотним. Не допускається підключати персональні комп'ютери та периферійні пристрої до звичайної двопровідної електромережі, в тому числі з використанням перехідних пристроїв.

Електромережі штепсельних з'єднань та електророзеток для живлення персональних комп'ютерів та периферійних пристроїв потрібно виконувати

за магістральною схемою, по 3-6 з'єднань або електророзеток в одному колі. Штепсельні з'єднання та електророзетки для напруги 12В та 42В за своєю конструкцією мають відрізнятися від штепсельних з'єднань для напруги 127В та 220В. Штепсельні з'єднання та електророзетки, розраховані на напругу 12В та 42В, мають візуально (за кольором) відрізнятися від кольору штепсельних з'єднань, розрахованих на напругу 127В та 220В. Індивідуальні та групові штепсельні з'єднання та електророзетки необхідно монтувати на негорючих або важкогорючих пластинах. Електромереж у штепсельних розеток для живлення персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв при розташуванні їх уздовж стін приміщення прокладають по підлозі поруч зі стінами приміщення, як правило, в металевих трубах і гнучких металевих рукавах, а також у пластикових коробах і пластмасових рукавах з відводами відповідно до затвердженого плану розміщення обладнання та технічних характеристик обладнання. При розміщенні в приміщенні до п'яти персональних комп'ютерів і периферійних пристроїв допускається прокладання трипровідникового захищеного проводу або кабелю в оболонці з негорючого чи важкогорючого матеріалу по периметру приміщення без металевих труб та гнучких металевих рукавів. Не допускається в одній трубі прокладати ланцюги до 42В та вище 42В.

При організації робочих місць електромереж у штепсельних розеток для живлення персональних комп'ютерів, периферійних пристроїв і у центрі приміщення прокладають у каналах або під знімною підлогою в металевих трубах або гнучких металевих рукавах. При цьому не допускається застосовувати провід і кабель в ізоляції з вулканізованої гуми та інші матеріали, які містять сірку.

#### 4.5 Пожежна та техногенна безпека

Категорія приміщення по пожежній вибухонебезпечності згідно СНиП 2.01.02 - 85 має I ступінь вогнестійкості, а по пожежовибухонебезпеці відно-

ситься до категорії В, тобто в приміщенні зберігаються тверді горючі речовини. Клас приміщення лабораторії з пожежної безпеки відповідно до ПУЕ-85-П-110 (використовуються горючі матеріали, магнітні носії інформації).

У лабораторії можливі наступні причини виникнення пожежі: несправність електропроводки, порушення протипожежних правил і правил експлуатації приладів. Тому, відповідно до ГОСТ 12.4.009-83 в приміщенні слід встановити первинні засоби пожежогасіння. Виходячи із загальної площі приміщення і категорії приміщення з вибухопожежної та пожежної безпеки, потрібно поставити два вогнегасника з вуглекислою типу ОУ-5. Вогнегасники повинні розміщуватися на висоті не більше 1,5 м від рівня підлоги до нижнього торця вогнегасника. Їх розміщують таким чином, щоб інструктивні написи на корпусі були видні.

Також пропонується застосування сигналізації про виникнення пожежі шляхом установки датчиків КН-1, налаштованих на температуру спрацювання 70°C. Оскільки один датчик типу КН-1 здатен контролювати площу 3 м<sup>2</sup> розрахуємо кількість датчиків (К<sub>д</sub>) необхідних для приміщення лабораторії

$$K_{д} = \frac{S}{3} = \frac{20}{3} \approx 7шт \quad (4.2)$$

Для більш надійного контролю приміщення лабораторії прийнято кількість датчиків типу КН-1 яка дорівнює 8. Різні рідини використовувани при монтажних-складальних роботах (спирт, розчинники, скипидар і ін.), повинні зберігатися в закритому небиткому посуді. Посуд повинен мати написи про її вміст.

Організаційно-технічними заходами щодо забезпечення пожежної безпеки є: організація навчання персоналу правилам пожежної безпеки; розробка заходів щодо дій робітників на випадок виникнення пожежі. Важливою мірою щодо забезпечення пожежної безпеки є організація пожежної охорони приміщення, яка передбачає профілактичний і оперативне обслуговування. Оскільки в лабораторії працює 4 людини, тому в разі виникнення пожежі

при евакуації робочого персоналу використовується вхідні двері, згідно плану евакуації (рис. 4.1).

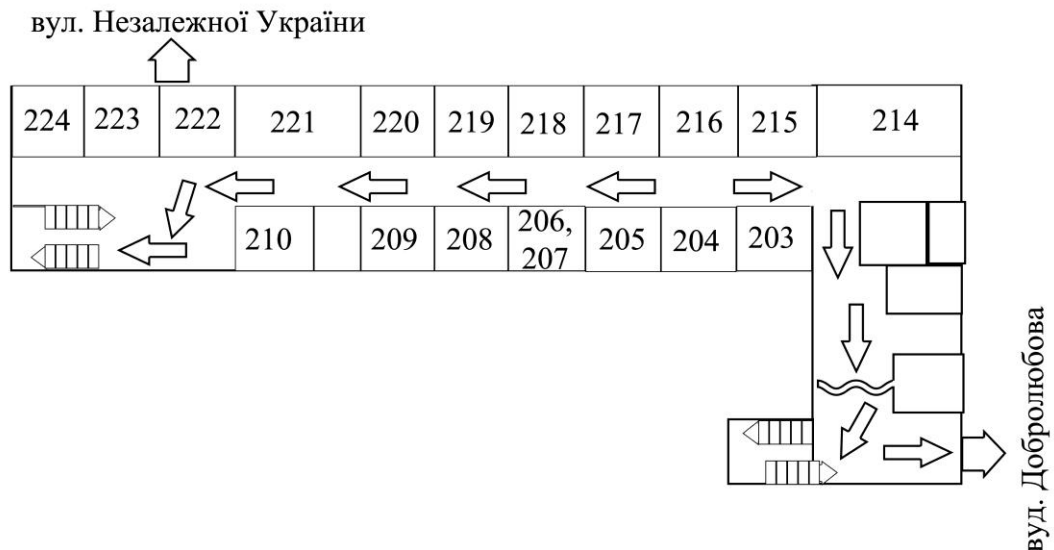


Рисунок 4.1 – План евакуації на випадок пожежі

Оскільки в розробленому приладі не використовуються високі напруги, прилад не має в своєму складі генераторів надвисокої частоти, ультразвукових випромінювачів, джерел радіаційного випромінювання міри захисту від вищевказаних впливів не потрібні.

#### 4.6 Визначення стану виробничого середовища при роботі з комп'ютерною технікою

Відомо, що робота працівників, пов'язаних з електронно-обчислювальними машинами (ЕОМ) та супутньою технікою, відноситься до професій з нервово-емоційним навантаженням. Це пояснюється впливом ряду шкідливих чинників: електромагнітні поля, статична електрика, шум, температура, складність забезпечення раціонального освітлення, перенапруження аналізаторів, монотонність праці, гіподинамія, тощо. В статті досліджено

основні параметри мікроклімату приміщень і шуму, наведено пропозиції по їх покращенню, що суттєво оздоровляє умови праці фахівців з ЕОМ.

Для оцінки стану виробничого середовища приміщень з ЕОМ проводилось дослідження основних параметрів мікроклімату: температури, відносної вологості та швидкості руху повітря, у різних за призначенням приміщенні комп'ютерного залу ЗІІ ЗНУ з використанням стандартної вимірювальної апаратури. Характеристика приміщення: загальна площа – 71,9 м<sup>2</sup>; загальний об'єм – 194,1 м<sup>3</sup>; кількість комп'ютерів – 12 шт.; кількість принтерів – 6 шт.; кількість робітників – 24 особи; площа на робітника – 5,99 м<sup>2</sup>; об'єм на робітника – 16,18 м<sup>3</sup>. Згідно загальних санітарних норм (НПАОП 0.00-1.28-10) в приміщеннях не повністю забезпечена необхідна площа на одне робоче місце (не менше 6 м<sup>2</sup>): в комп'ютерному залі ЗДІА 5,99 м<sup>2</sup>, відповідно менше на 0,16%, а необхідний об'єм (не менше 20 м<sup>3</sup>) не виконується на 19% (16,18 м<sup>3</sup>). В цілому ускладнюється можливість підтримки необхідного мікроклімату. Результати виміру параметрів мікроклімату наведено у таблиці 4.3

Таблиця 4.3 – Параметри клімату приміщення

Точки замірів	Час замірів	Температура за Цельсієм	Відносна вологість, %	Швидкість руху повітря, м/с
1	Ранок	29,8	49	0,1
	День	28	66	0,1
	Вечір	30,8	48	0,1
2	Ранок	28,6	49	0,1
	День	27,4	64	0,1
	Вечір	31	46	0,1
3	Ранок	29,8	50	0,1
	День	29,2	60	0,1
	Вечір	31	46	0,1

Аналіз одержаних даних свідчить про необхідність підвищення загальних санітарно-технічних вимог до повітря робочої зони. Для легкої категорії важкості праці і теплого періоду року оптимальні параметри мікроклімату складають: температура 22-24 °С [17], відносна вологість – 40-60 % [16]. Визначено перевищення температури на 5,4-6,4 °С, а відносній вологості на 8,0-12,4% [16]. Що стосується швидкості руху повітря, то за нормативної величині 0,2-0,5 м/с [16] суттєво пониження її значень було зафіксовано в комп'ютерному залі ЗІІ ЗНУ в 2 рази.

Для нормалізації мікроклімату виконувались розрахунки системи кондиціонування повітря для видалення надлишкової теплоти та вологи. Величину сумарного виділення теплоти визначали за формулою:

$$Q_{\Sigma} = Q_{z.o.} + Q_{v.o.} + Q_{c.p.} + Q_{in} + Q_{obl} + Q_{sh.o.} + Q_l + Q_{n.p.}, \quad (3.3)$$

де  $Q_{z.o.}$   $Q_{v.o.}$  - теплота, що надходить через зовнішні непрозорі та внутрішні огороження відповідно, кВт/год.;  $Q_{c.p.}$  - теплота сонячної радіації, кВт/год.;  $Q_{in}$   $Q_{obl}$   $Q_{sh.o.}$  - теплота, яка надходить від інфільтрації, виробничого обладнання та штучного освітлення відповідно, кВт/год.;  $Q_r$   $Q_{np}$  - теплота, яку виділяють робітники та нагрівальні прилади відповідно, кВт/год. Значення загального виділення вологи обчислювали з використанням рівняння:

$$W = W_{t.o.} + W_{z.p.} + W_{sh.p.} + W_{in}, \quad (43.4)$$

де  $W_{t.o.}$  - волога, яку виділяє обладнання під час виконання технологічних процесів, кг/год.;  $W_{z.p.}$  - волога від змочених поверхонь, кг/год.;  $W_{sh.p.}$   $W_{in}$  - волога, яку виділяє шкіра робітників, та надходить із зовнішнім повітрям за інфільтрації відповідно, кг/год.

Для асиміляції шкідливих виділень в приміщеннях необхідно забезпечити подавання певної кількості повітря, в тому числі: - для нейтралізації надлишку теплоти  $GQ$  :

$$(3.5)$$

де  $\Delta t$  - нормоване підвищення внутрішньої температури над її зовнішнім рівнем, °C;

- для нейтралізації виділень вологи  $G_W$  :

$$G_W = \frac{w}{d_d - d_n}$$

де  $d_d, d_n$  - вміст вологи внутрішнього та припливного повітря відповідно, кг/год.

Вибір кондиціонера здійснено за найбільшою розрахунковою величиною  $G_Q$  и  $G_W$  . Виконані розрахунки дозволили встановити, що необхідно додатково обладнати дисплейний зал ЗП ЗНУ двома автономними кондиціонерами типу «Mitsubishi Heavy SRK40HG-S».

Отже, результати досліджень мікроклімату робочої зони приміщення з відео- дисплейною технікою за умов комп'ютерного залу ЗП ЗНУ показали необхідність підвищення загальних санітарно-технічних вимог до повітря робочої зони. Запропоновано додаткове оснащення приміщень сучасними кондиціонерами з визначеними параметрами. Комплексний підхід до вирішення існуючих проблем з покращенням параметрів мікроклімату приміщень дозволить суттєво підвищити продуктивність розумової праці при роботі на комп'ютерах, і покращити умови праці.



## Висновки та рекомендації

1. Процедура визначення часу настання стомлення і переходу від стану стомлення до стану перевтоми полягає у визначенні моменту часу зміни на прямої фазовій траєкторії. Аналіз фазових траєкторій дозволяє визначити індивідуальний характер адаптації організму людини до навантаження, його працездатність і функціональний стан.

2. Виявлена різна чутливість до мерехтливого червоного і зеленого світла при дистрофії сітківки і атрофії ЗН дозволяє проводити ефективну диференціальну діагностику цих захворювань і підвищує діагностичну цінність методу визначення КЧЗМ при хроматичній стимуляції.

3. Імпульсне монохроматичне світло з адекватно підбраною частотою мигтіння як лікувальний чинник виконує роль своєрідної стимул-реакції, що запускає багато процесів відновлення активності нейрональних механізмів зорового сприйняття.

4. Розроблений пристрій відрізняється від існуючих аналогів компактністю, автономним джерелом живлення, можливістю проведення діагностики пацієнтам молодшого дошкільного віку, низькою купувальною ціною.

Рекомендується включити метод дослідження функціонального стану в систему лікувальних заходів при дисплейній астенії, макулодистрофії, АЗН різної етіології, оскільки адекватна хроматична імпульсна дія є потужним регулятором багатьох біологічних процесів в зоровій системі і у всьому організмі в цілому. При включенні ФС в комплексне лікування створюються умови для підвищення ефективності дії інших лікувальних чинників (медикаментозних, хвилевих, рефлекторних і так далі).

## Перелік посилань

1. Вербельская В.М. Лебенкова О.А. Особенности частотно-критической и частотно-контрастной чувствительности глаза на цвета при атрофии зрительного нерва. М. : Актуальные вопросы социальной офтальмологии. Вып. 2, 1988. С. 43-47.
2. Шамшинова А.М. Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии. М. : Наука, 1998. 416 с.
3. Хайненкен Э. Эффекты последействия и критическая частота мельканий в зависимости от возраста. К. : Когнитивная геронтология, 1994. т.2. №1. С.79–83.
4. Красноперова Н.А. Критическая частота световых мельканий как показатель развития утомления при учебной нагрузке у глухих и слабослышащих детей 6-9 лет. К. : «Дефектология». №2, 1998. С.18-21.
5. Кравков С.В. Влияние темновой адаптации на критическую частоту мельканий монохроматического света. К. : Вестник офтальмологии, 1988. Выпуск 1. № 12. С. 32-34
6. Кравков С.В. Глаз и его работа. М.-Л. : АН СССР, 1950. 531 с.
7. Роженцев В.В., Петухов И.В. Метод повышения точности и сопоставимости результатов измерений критической частоты световых мельканий. Современная техника и технологии в медицине и биологии: Материалы II научно-практической конференции. Новочеркасск, 2001. С. 52-53.
8. Кравков С.В. О влиянии слуховых раздражителей на слитие мельканий. Физиол. жур. СССР, 1935. № 19. С. 12-18.

9. Нейштадт Я.Э., Данциг И.М., Шубова Т.Б., Мкртычева Л.И. О методах определения зрительного утомления. Труды I конф. по физиол. оптике. М. : АН СССР, 1936.
10. МКБ-9: Международная статистическая классификация болезней, травм и причин смерти 9-го пересмотра. Женева, 1989.
11. Рогатина Е.В., Голубцов К.В. Критическая частота слияния мельканий в дифференциальной диагностике патологии зрительного анализатора. Вестник офтальмологии, 1997. т. 113, № 6, с. 20-21.
12. Бочкарева А.А., Ерошевский Т.И., Нестеров А.П. и др. Глазные болезни: Учебник. М. : Медицина, 1989. 416 с.
13. Солдатова А.М. «Роль свободнорадикальных, окислительно-восстановительных процессов и видимого света в патогенезе склеротической макулодистрофии и ее дифференцированное лечение». Дисс. на соиск. уч. ст. доктора мед. н., Одесса, 1992.
14. Фомин А.В., Боченков Ю.И., Сорокопуд в.А. Технология, надежность и автоматизация производства БГИС и МСБ. М. : Радио и связь, 1981. 472 с.
15. Николаев И.М., Филинюк Н.А. Микроэлектронные устройства и основы их проектирования. М. : Энергия, 1979. 271 с.
16. Нефедов А.В. Интегральные микросхемы и их зарубежные аналоги: Справочник. Том 7. М. : ИП РадиоСофт, 1999г. 640с.
17. Перельман Б.Л., Шевелев В.И. Отечественные микросхемы и зарубежные аналоги. Справочник. Киев : Наукова думка, 1998г. 376 с.
18. Терещук Р.М., Терещук К.М., Седов С.А. и др. Полупроводниковые приёмно-усилительные устройства: Справочник радиолюбителя. 4-е изд. Киев : Наукова думка, 1989. 800с.
19. Беляков В.М., Бусурин В.М., Гроховский С.С. и др. Оптоэлектроника М. : МАИ, 1986. 370 с.

20. Фомин А.В., Боченков Ю.И., Сорокопуд В.А. Технологія, надійність і автоматизація виробництва БГІС і МСБ. М. : Радио и связь, 1981. 472 с.
21. Николаев И.М., Филинюк Н.А. Микроэлектронные устройства и основы их проектирования. М. : Энергия, 1979. 271 с.
22. Белуха М.Т. Основи наукових досліджень. К. : Вища шк., 1997. 271с.
23. Кожемякін Г.Б. Рижков В.Г., Белоконь К.В. Охорона праці та техногенна безпека: методичні вказівки до виконання розділу магістерських робіт для студентів ЗДІА всіх спеціальностей денної та заочної форм навчання. Запоріжжя : ЗДІА, 2012. 48 с.
24. Горобец А.И., Степаненко А.И. Охрана труда в радиоэлектронной промышленности. К. : Техника, 1987. 345 с.
25. Ткачук К.Н. Охрана труда и окружающей среды в радиоэлектронной промышленности. К. : Вища шк., 1988. 240 с.

Додаток А

**МАТЕРІАЛИ**  
**XXIV НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ**  
**КОНФЕРЕНЦІЇ**  
**СТУДЕНТІВ, МАГІСТРАНТІВ,**  
**АСПІРАНТІВ І ВИКЛАДАЧІВ**  
**ІНЖЕНЕРНОГО ІНСТИТУТУ**  
**ЗНУ**

**Секція мікроелектронних  
інформаційних систем**

**29 листопада 2019 р.**

УДК 621.389

Мороз Олена ст.гр. МН-18-1мд ФЕЕІТ  
Хрипко С.Л., професор, доктор технічних наук – науковий керівник

## МІКРОЕЛЕКТРОННИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ КОНТРОЛЮ ФІЗИЧНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

Інженерний інститут Запорізького національного університету, кафедра МЕІС

Фізичний стан людини є однією з характеристик його здоров'я. Він характеризується ступенем готовності людини виконувати м'язові трудові навантаження різного характеру в даний конкретний відрізок часу. Ця готовність залежить від рівня його фізичних (рухових) якостей, особливостей фізичного розвитку, функціональних можливостей окремих систем організму, наявності захворювань і травм.[1]

Вирішальне значення на здоров'я людини впливає функціонування серцево-судинної, дихальної, та центральної нервової систем, органів зору та ін.

Для обстеження пацієнтів лікарі застосовують пристрої з різними методами вимірювання. Вимірювання артеріального тиску та частота пульсу проводяться з використанням фото-плетизмографії. Вимірювання температури проводиться пірометричним методом. Вимірювання функціонування органів зору у дорослих і дітей проводяться методом критичної частоти злиття миготіння. [2]

У роботі представлено розробку пристрою для контролю фізичного стану людини, а саме діагностування його основних фізичних якостей, шляхом виміру та контролю артеріального тиску, температури та зорового стану .

Пристрій складається з трьох основних модулів: отримання даних, перетворення та обробки даних та індикації. Модуль отримання даних складається з датчиків. Опто-пара призначена для виміру пульсу та тиску. ІЧ датчик для виміру температури. Для виміру стану зору використовується монітор з часовою зміною зображення.

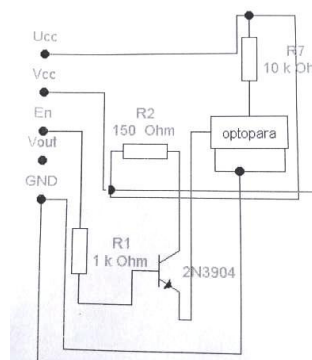


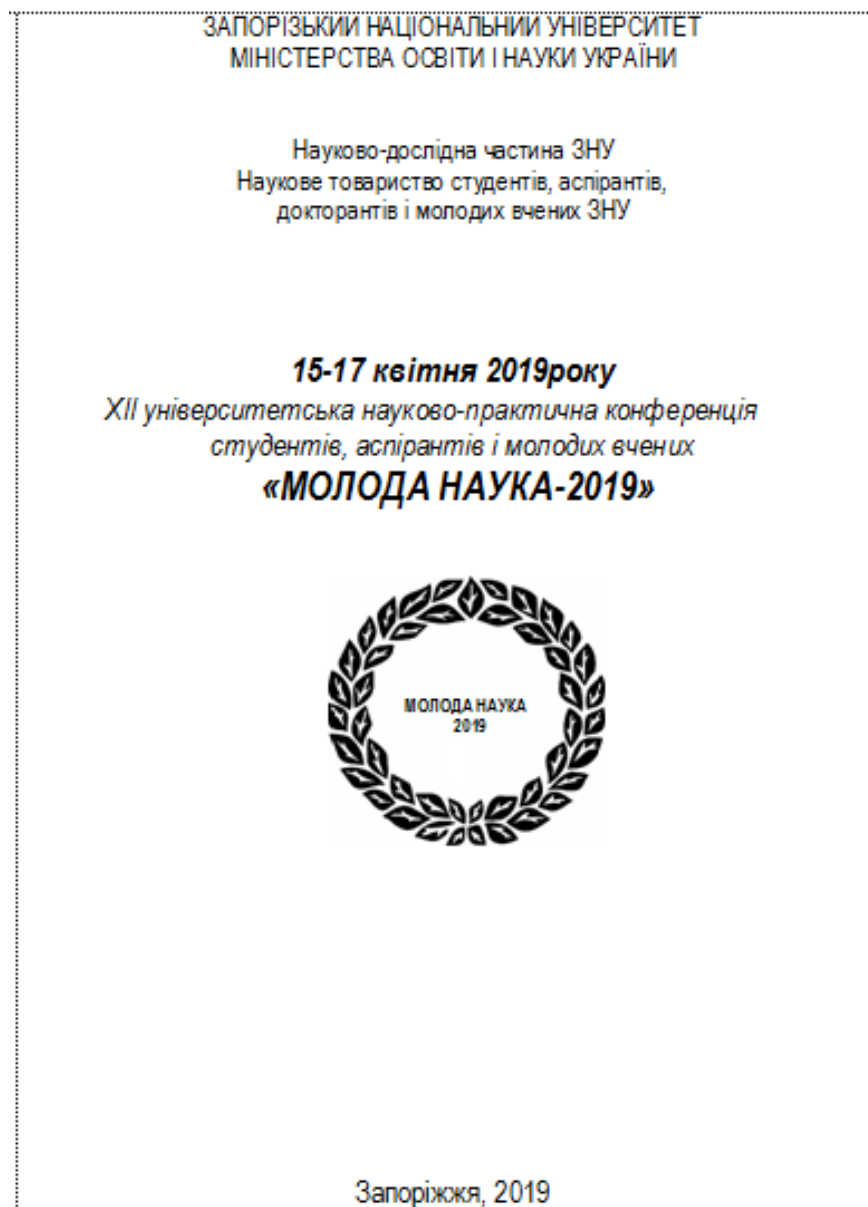
Рисунок 1 – Схема модуля отримання даних для виміру пульсу та тиску

В результаті роботи було з модельовано схему пристрою. Для того, щоб зменшити не бажані перешкоди в сигналі опто-пари було запропоновано використовувати в схемі комбінацію фільтру високої (0,7 Гц) та низької частоти (2,3 Гц). З'ясовано, що використання фільтру збільшує амплітуду сигналу на 20%.

Розроблено модуль для реєстрації слабких інфрачервоних сигналів. Досліджено схема включення фотодіода. Досліджено діапазон зміни критичної частоти злиття миготіння та встановлено, що від гостроти зору він складає 41-45 Гц.

#### Література

1. Зайнутдинова Э. М. Основы физиологии человека: Учебное пособие. Уфа. УГНТУ. 2006. 105 с.
2. Анатомія ока. Методи дослідження в офтальмології: навч. посібник для студентів мед. фак.-тів / Н.Г. Завгородня, Л.Е. Саржевська, О.М. Івахненко [та ін]. – Запоріжжя, 2017. – 76 с.



**Мороз Олена**

студент освітнього рівня магістр 1 курсу фак.-ту ЕЕІТ II  
Наук. кер: проф. Хрипко С.Л.

## **КОМБІНОВАНИЙ ПОБУТОВИЙ ЗАРЯДЖАЮЧИЙ ПРИСТРІЙ**

На сьогоднішній день сучасну людину неможливо уявити без гаджетів. Для його використання необхідний зручний зарядний пристрій (ЗП), який триматиме ці гаджети в зарядженому стані за будь-яких умов. Існують різноманітні ЗП, а саме: звичайні побутові зарядні пристрої від мережі, екологічно чисті зарядні пристрої на сонячних елементах, незалежні від мережі портативні зовнішні ЗП і навіть бездротові індукційні і безконтактні ЗП.

Метою даної роботи є розробка та дослідження побутового заряджаючого пристрою, який поєднує три типи – портативний, бездротовий і на сонячних елементах в одному комбінованому.

Пристрій на сонячних елементах складається з спеціальної панелі, яка спочатку поглинає світло (сонячну енергію), потім переробляє його, перетворюючи в електричну енергію (струм) та вбудованого джерела живлення. Портативний ЗП складається з плати керування зарядом-розрядом і однієї або кількох акумуляторних батарей (літій-іонних або літій-полімерних), зібраних в зручний для переносу ергономічний корпус. Бездротовий ЗП може бути безконтактним або індукційним. Більше перспективні зараз індукційні ЗП, тому що принцип дії зарядки передбачає використання двох котушок індуктивності: первинної котушки, як джерела, та другої котушки, як приймача. Вони створюють систему з індуктивним зв'язком, в якій живлення пристрою здійснюється за рахунок змінення струму що утворює магнітне поле та індукує наругу у вторинній котушці приймачі.

Блок схема комбінованого зарядного пристрою зображена на рисунку 1.1. На вході встановлюється сонячна панель. Безпосередньо живлення від електричної мережі здійснюється через порт. Другий блок – блок перетворення, контролю і акумулявання. Третій блок є блок бездротової індуктивної передачі заряду. Також можливо скористатись стандартним виводом USB.



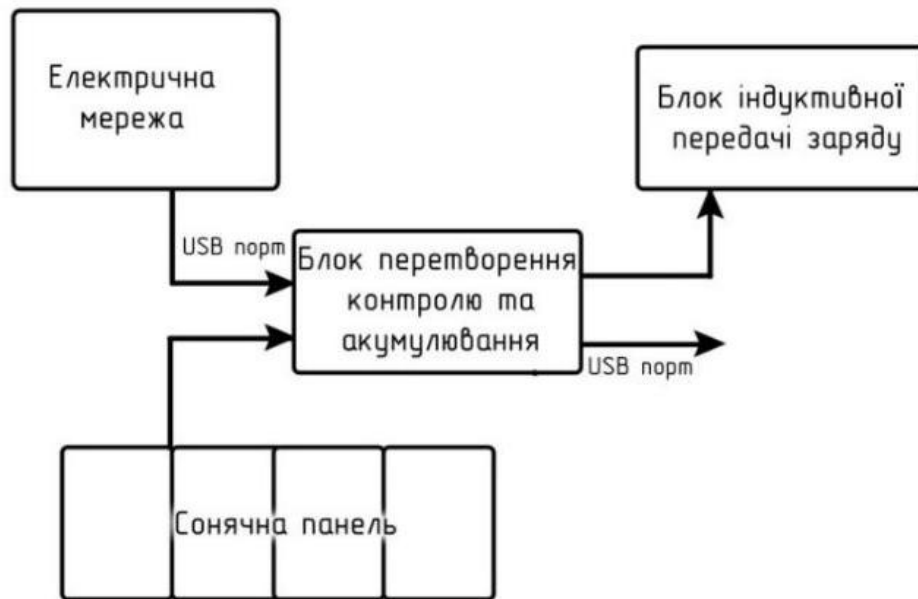


Рис. 1.1 – Блок схема комбінованого заряджаючого пристрою

За цією блок-схемою побудована принципова-електрична схема (рис.1.2).

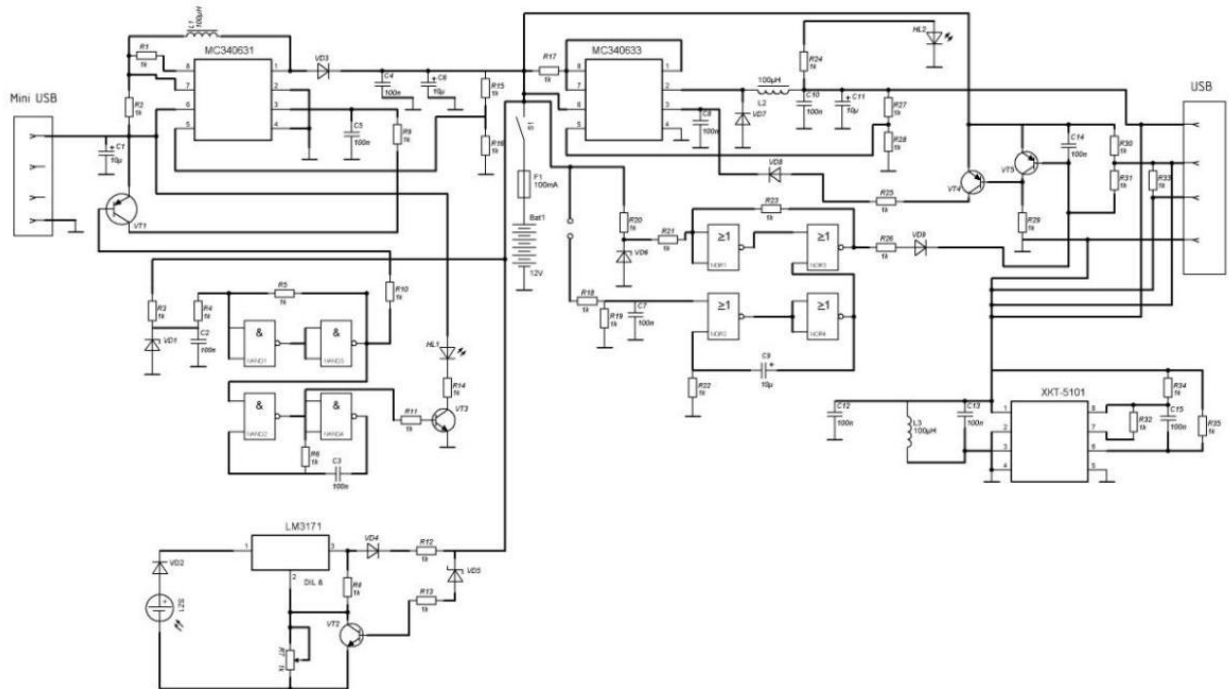


Рис. 1.2 – Принципова електрична схема

### Література

1. Кашкаров А.П. Ветрогенераторы, солнечные батареи и другие полезные конструкции, справочник. Саратов : Профобразование, 2017. 144 с.
2. Энергия Ци: индукционное зарядное устройство QiMini. [Электронный ресурс]:[Веб-сайт].–Електронні дані.–Режим доступу: <http://www.mobipukka.ru/2013/03/09/energiya-ci-indukcionnoe-zaryadnoe-ustrojstvo-qimini/> (дата звернення : 09.03.2019) – Назва з екрана.
3. Практическая электроника. Микросхема MC34063 схема включения [Электронный ресурс]: [Веб-сайт]. – Електронні дані. – Режим доступу: <http://hardelectronics.ru/mc34063.html> (дата звернення :10.03.2019)

