МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. ПОТЕБНІ

Кафедра електроніки, інформаційних систем
та програмного забезпечення
(повна назва кафедри)

Кваліфікаційна робота

другий магістерський
,(рівень вищої освіти)

на тему *Дослідження та розробка мікроелектронної системи для оцінки рівня стомленості людини*

Виконав: студент (ка) *II* курсу, групи *8.1763*

Спеціальності *176 Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва спеціальності)

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

Т.М. Дем'яненко
(ініціали та прізвище)

Керівник *доцент кафедри ЕІСПЗ, доцент, к.т.н.*
Верьовкін Л. Л.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Рецензент *завідувач кафедри електричної інженерії та кіберфізичних систем, професор, д.т.н.*
Коваленко В. Л.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

Запоріжжя
2024

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІНЖЕНЕРНИЙ НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ
ім. Ю.М. ПОТЕБНІ

Кафедра *електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення*
Рівень вищої освіти *другий (магістерський)*
Спеціальність 176 *Мікро- та наносистемна техніка*
(код і назва)

Освітня програма *Мікроелектронні інформаційні системи*
(код і назва)

Спеціалізація _____

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри *ЕІСПЗ*
Критська Т.В.
“ *10* ” *грудня* 20 *24* року

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

Дем’яненко Тимуру Михайловичу
(прізвище, ім’я, по батькові)

1. Тема роботи *Дослідження та розробка мікроелектронної системи для оцінки рівня стомленості людини*

керівник роботи *Верьовкін Леонід Леонідович*
(прізвище, ім’я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ЗНУ від *“30” вересня 2024 року №1483-с*

2. Строк подання студентом роботи *10 грудня 2024 року*

3. Вихідні дані до роботи *Для формування імпульсів на обох рівнях обрати схеми генераторів на таймері КР1006ВИ1*

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити): *Аналіз методів, що використовуються для контролю функціонального стану людини. Розробка електронного пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини. Техніко-економічне обґрунтування. Охорона праці та техногенна безпека.*

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов’язкових креслень)
Структурно-функціональна модель зорового аналізатора. Епюри вхідних і вихідних сигналів імітаційної моделі Структурна схема пристрою для діагностики критичної частоти злиття мигтінь. Схема електрична принципова пристрою світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата завдання прийняв
I	*Верьовкін Л. .Л., доцент*	
II	*Верьовкін Л. Л., доцент*	
III	*Верьовкін Л. Л., доцент*	
IV	*Верьовкін Л. Л., доцент*	

7. Дата видачі завдання *28.02.2024 року*

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістра	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	*Аналіз методів, які використовуються для контролю функціонального стану людини*	*25.09.2024*	
2	*Дослідження методу критичної частоти злиття мигтінь*	*04.10.2024*	
3	*Розробка імітаційної моделі для дослідження зорового сприйняття світлових імпульсів*	*25.10.2024*	
4	*Схемотехнічне моделювання світлостимулятора для діагностики КЧЗМ*	*09.11.2024*	
5	*Розробка пристрою світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора*	*16.11.2024*	
6	*Техніко - економічне обґрунтування розробки електронного приладу для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини*	*23.11.2024*	
7	*Охорона праці та техногенна безпека*	*30.11.2024*	
8	*Оформлення пояснювальної записки*	*04.12.2024*	
9	*Рецензування, нормоконтроль, підписання роботи*	*10.12.2024*	
10	*Оприлюднений захист магістерської роботи*	*14.12.2024*	

Студент _____ *Дем'яненко Т.М*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник роботи (проекту) _____ *Верьовкін Л.Л.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено

Нормоконтролер _____ *Верьовкін Л.Л.*
(підпис) (прізвище та ініціали)

Реферат

Дипломна робота містить 85 сторінок, 39 рисунків, 19 таблиць, 26 джерел літератури.

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

Ціль роботи – розробка портативного електронного приладу, що є проводити діагностику критичної частоти злиття мигтінь зорового аналізатора.

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, SPlan 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 напряму фазової траєкторії.

Результаті впроваджень – електронний прилад пройшов випробовування на кафедрі ЕІСПЗ.

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

ДІАГНОСТІКА, БІНОКУЛЯРНІЙ ЗІР, КОЛІР, ЧУТЛИВІСТЬ, ТЕСТ, ОПТОТИП, МІКРОЗБОРКА, СХЕМА, ТОПОЛОГІЯ

Дипломну роботу виконано на кафедрі електроніки, мікроелектронних систем та програмного забезпечення з 02.09.2024 р. по 10.12.2024 р.

Зміст

Стор.

Вступ 6
1 Аналіз методів, що використовуються для контролю функціонального стану людини …… 8
1.1 Дослідження методу критичної частоти злиття мигтінь 10
1.2 Розробка імітаційної моделі для дослідження зорового сприйняття світлових імпульсів……... 12
1.3 Вживання методу критичної частоти злиття мигтінь у клінічній практиці…….. 21
1.3.1 Діагностична світлоімпульсна стимуляція …….. 22
2 Розробка електронного пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини ……. 29
2.1 Обґрунтування вибору світлодіодів для діагностики КЧЗМ ……. 33
2.2 Схемотехнічне моделювання світлостимулятора для діагностики КЧЗМ ……. 36
2.2.1 Аналіз схемного використання таймера КР1006ВИ1……... 36
2.2.2 Генератор імпульсів частотою 0,1…60 гц …… 40
2.2.3 Приймач на ІЧ променях …… 41
2.3 Пристрій індикації критичної частоти злиття мигтінь ……... 45
2.4 Пульт керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора …… 46
2.5 Пристрій світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора …… 50
2.6 Методика проведення дослідження критичної частоти злиття мигтінь 54
2.7 Аналіз функціонування пристрою для визначення КЧЗМ ……. 56
3 Техніко - економічне обґрунтування розробки електронного приладу для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини …….. 59
3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення приладу для психо-

фізіологічної оцінки рівня стомленості людини …… 59
3.2 Розрахунок витрат на виготовлення пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини …….. 63
4 Охорона праці та техногенна безпека ……. 66
4.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів ……. 66
4.2 Заходи з поліпшення умов праці …….. 68
4.3 Виробнича санітарія ……... 71
4.4 Електробезпека ……... 72
4.5 Пожежна безпека. Техногенна безпека …… 74
4.6 Розрахунок захисного заземлення …… 75
Висновки та рекомендації ……... 79
Перелік посилань …….. 80
Додаток А …….. 84

Вступ

Функціональний стан (ФС) людини служить характеристикою резервних можливостей організму і якості їх регулювання. Інтерес до проблеми ФС людини обумовлений тим, що несприятливі ФС збільшують ціну трудової діяльності, знижують якість роботи, обмежують досягнення спортсменів, створюють загрозу здоров'ю, а також можуть мати ряд неприйнятних соціально-економічних наслідків.

Для контролю ФС людини разом з іншими методами широко застосовуються електрофізіологічні. Серед них найбільш поширені: шкірно-гальванічна реакція, вперше описана в 1889 р. вченим І.Р. Тархановим як біопотенціал шкіри; електрокардіографія, з параметрів якої найчастіше використовується частота серцевих скорочень (ЧСС); електроенцефалографія, що відрізняється більшою інформативністю в оцінці ФС організму.

Використовуються для контролю ФС організму також інформація про стан біологічно активних точок меридіанів тіла людини, метод електротермометрії, електромагнітне випромінювання украй високих частот. Останнім часом стали застосовуватися фотометричні методи, які дозволяють контролювати ряд функцій організму людини, у тому числі системи центрального і периферичного кровообігу і дихання.

Виходячи з домінуючої ролі центральної нервової системи (ЦНС), при дослідженні ФС людини в першу чергу необхідно контролювати стан ЦНС. Динаміка параметрів, що характеризують її стан, відображує індивідуальні особливості процесів регулювання в організмі в ході адаптації до навантаження.

Об'єктивні методи дослідження ЦНС, засновані на реєстрації електрофізіологічних сигналів, малопридатні в умовах виробничої діяльності, при заняттях фізичною культурою і спортом, при масових обстежень. У цих цілях використовуються психофізіологічні методи оцінки характеристик зорового

аналізатора (ЗА), оскільки в зоровому акті бере участь більше половини кори головного мозку.

Широко використовуваною часовою характеристикою зорового аналізатора (ЧХЗА) є критична частота світлових мигтінь (КЧЗМ) – частота переходу від видимості мигтінь до відчуття їх суб'єктивного злиття. Метод КЧЗМ застосовується в офтальмології, в офтальмоергономіці, в експериментальній психології, у фізіології і гігієні праці і спорту.

У зв'язку з вищевикладеним, актуальним є: розробка способів оцінки часу відновлення, часу зорового сприйняття і часу відчуття; розробка способів оцінки КЧЗМ, які забезпечують підвищення точності оцінки; розробка методу і способів оцінки диференціальної чутливості до частоти світлових мигтінь (ДЧЗМ); розробка алгоритмічного і програмно-технічного забезпечення оцінки цих ЧХЗА; розробка способів контролю ФС і стомленості людини.

1 Аналіз методів, що використовуються для контролю функціонального стану людини

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 патології.

Високий рівень статичних та динамічних зорових навантажень на очі людини, що виявляються в різних сферах його діяльності, призводить до захворювань, в більшості випадків пов'язаним з функціональним порушенням акомодаційного 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 практичну життя нових інформаційних технологій, що передбачають можливість довготривалого отримання відеоінформації. Згідно з даними НДІ очних хвороб РАН на березень 2016 року, в Україні близько 85% людей у віці від 14 до 45 років, діяльність яких пов'язана із зоровим напругою, 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 акомодаційного апарату ока, які 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.

Дослідження відомих вітчизняних та зарубіжних фахівців-офтальмологів Кравкова С.В., Ананіна В.Ф., Розенблюма Ю.З., Волкова В.В., Дашевського А.І., Грегорі Р.Л., Глассера А., Кауфмана П. в галузі впливу зорових навантажень на очі людини показали, що в більшості випадків фізіологічним порушень схильний виконавчий елемент акомодаційного апарату ока - циліарна (акомодаційна) м'яза.

Для дослідження працездатності циліарної м'язи в умовах зорового навантаження традиційно застосовуються оптичні автоматизовані і ручні методи. Однак вони не дозволяють з високою діагностичною точністю визначити функціональний стан циліарної м'язи при акомодації. Це пов'язано з тим, що ручні тести передбачвють активну участь обстежуваного в оцінці кінцевих результатів, де може виявлятися елемент суб'єктивізму, а прикладні можливості існуючих зарубіжних офтальмологічних апаратно-програмних засобів, таких як лазерні акомодометри, авторефрактометри і кератографи, обмежуються морфометричними вимірюваннями або непрямим визначенням оптичних параметрів циліарної м'язи при акомодації.

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 акомодаційного апарату і достовірно дозволяють судити про стан органів зору в цілому (в умовах процесу акомодації). До теперішнього часу зроблені спроби даних вчених в частині практичного дослідження амплітудно-часових параметрів біопотенціалів циліарного м'яза у зв'язку з відсутністю чіткої методики реєстрації та відповідної апаратури її проведення були безуспішними. При цьому аналіз відомих електрографічних методів, зокрема методу реоофтальмографії, виявив ряд суттєвих недоліків, які значно обмежують його застосування для електродіагностики циліарної м'язи.

1.1 Дослідження методу критичної частоти злиття мигтінь

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 мелькає джерело світла і повідомити, коли в міру збільшення частоти миготіння світло для нього стане постійним. 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 КЧСМ в найбільш ранимих при глаукомі точках зони Бьерума В.А.Захаров і І.В. Волкова (1983) створили спеціальний прилад - глауко-аналізатор.

Існування зорової інерції у вигляді послідовного образу дозволяє оку сприймати періодично затухаюче джерело світла як безперервно світиться, якщо частота мигтіння зростає до певного рівня. Найменша частота, необхідна для цього, називається критичною частотою злиття мигтіння.

КЧЗМ не залежить від гостроти зору, рефракції, розміру зіниці, але для центральної зони сітківки вона вища, ніж для периферії. У літературі представлені різні нормативи для цієї функції. Так, більшість авторів встановили, що для фовеальній області КЧСМ становить 40 - 55 Гц, для парафовеальних вона зростає до 55 - 60 Гц, а на крайній периферії знижується до 35 - 40 Гц. З метою визначення КЧСМ для так званих проблискових джерел світла з яскравістю L_0 не вище 103 кд/м^2 В.В. Волков і співавтори (1989), беручи до уваги дослідження С.В. Кравкова (1950), рекомендують використовувати формулу:

$$V_{kp} = 12 \lg L_0 + 35,$$

де L_0 - яскравість мигтючого джерела, кд/м^2. Формула справедлива за умови, що тривалість проблиску займає половину періоду миготіння. V_{kp} зменшується зі зменшенням глибини модуляції, тобто відносини різниці максимальної та мінімальної яскравості до середньої яскравості. Е.Е. Сомов і

В.А. Маревска (1982) запропонували для оцінки зорового стомлення використовувати модифіковану авторами методику визначення КЧЗМ. Спочатку визначають мінімальний час (у мілісекундах) сприйняття проблискового світлового стимулу, а потім, збільшуючи частоту його пред'явлення, знаходять показник КЧЗМ, який і розглядають як критерій оцінки зорового стомлення.

А.В. Луізов (1983) пропонує враховувати феномен інерції зору при розрахунку інформаційної пропускної здатності зорової системи. На думку А.І. Богословського (1962), методика дослідження КЧЗМ заслуговує більшої уваги клініцистів, ніж це було досі, і її потрібно використовувати не тільки при електрофізіологічних дослідженнях. КЧЗМ може порушуватися при ураженні будь-якого відділу зорово-нервової системи ока.

Критична частота злиття мигтіння - мінімальна частота періодично мигтючого джерела світла, при якій миготіння перестають помічатися.

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 мерехтіння. 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. Області 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.

1.2 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, які 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, які описуються.

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).

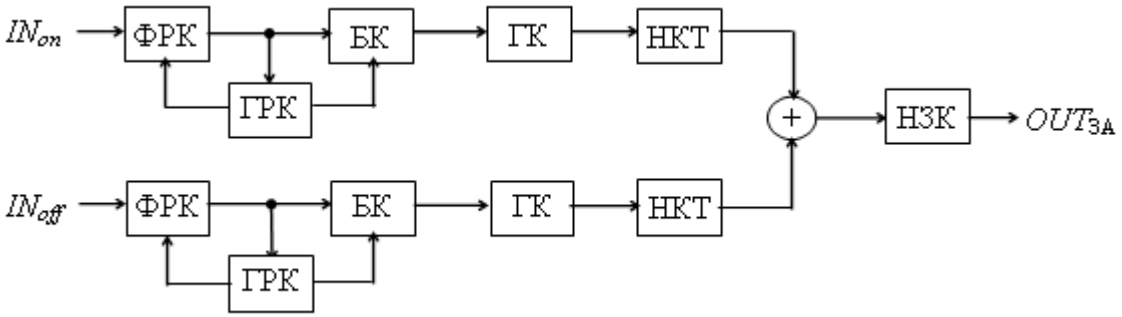
Зорове сприйняття світлових імпульсів розглядається для умов діяльності з нормативним рівнем освітленості, тому вплив паличкових біполярних кліток, що працюють при низькому рівні освітленості, не враховується.

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 елементу затримки ЕЗ з функцією активації f «жорстка» сходинка:

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

де $U_{эз}$ – сигнал на виході елементу затримки; $U_{пор\ гк}$ – пороговий рівень збудження гангліозної клітки.



IN_{on} – вхідний сигнал on-каналу;

IN_{off} – вхідний сигнал off-каналу;

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

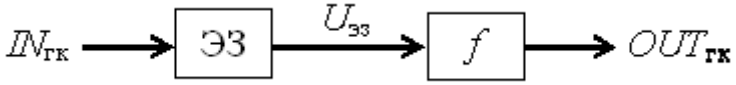


Рисунок 1.2 - Модель гангліозної клітки

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.

Приймемо 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_{ϕ} – амплітуда випадкового коливального процесу; ω - кутова частота випадкового коливального процесу; p – щільність вірогідності розподілу; σ_{ϕ} і μ_{ϕ} – дисперсія і математичне чекання амплітуди випадкового коливального процесу; σ_{ω} і μ_{ω} – 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).

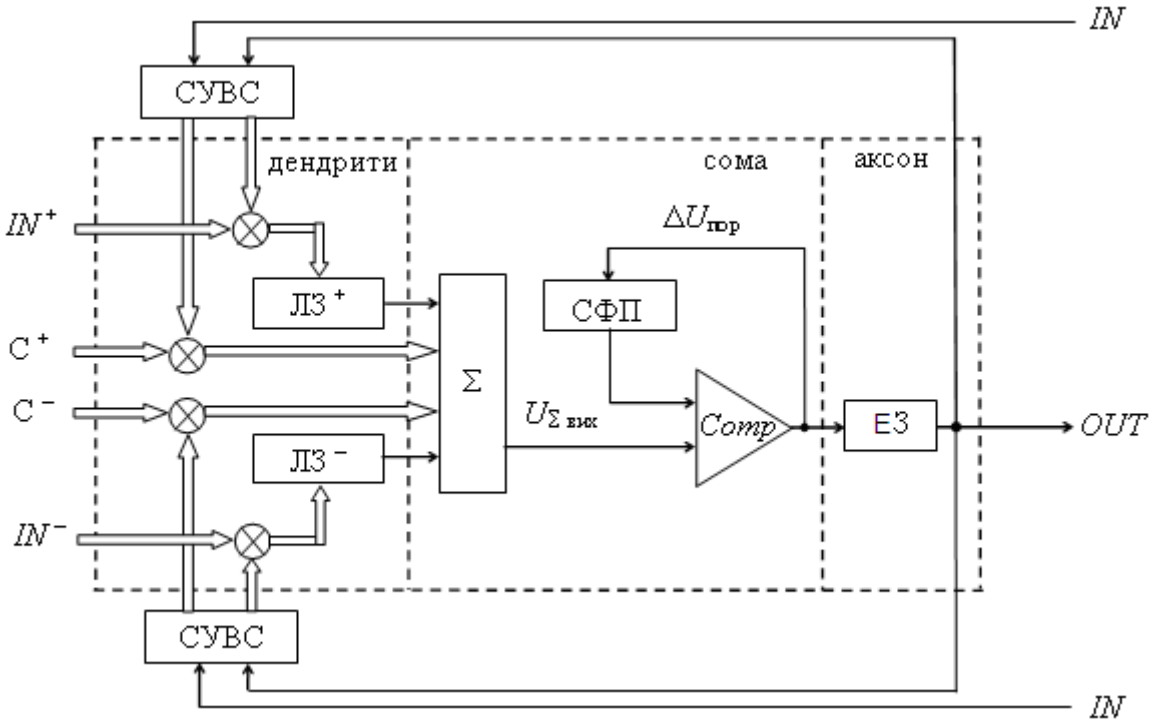


Рисунок 1.3 - Структурно-функціональна модель нейрона

IN^{+} – входи збуджуючих сигналів дендриту; IN – входи гальмівних сигналів дендриту; C^{+} – входи збуджуючих сигналів соми; C^{-} – входи гальмів-

них сигналів соми; СУВС – схема управління вагами синапсів; ЛЗ $^{+}$ – лінія затримки, що відображає затримку в еквівалентному дендриті збуджуючих сигналів; ЛЗ – лінія затримки, яка відображає затримку в еквівалентному дендриті гальмівних сигналів; $\sum$ – суматор збуджуючих і гальмівних сигналів; СФП – схема формування порогу спрацьовування нейрона; $U_{\sum вих}$ – сигнал на виході суматора, викликаний дією вхідних сигналів; $\Delta U_{пор}$ – величина зміни порогу спрацьовування нейрона; Comp – аналоговий компаратор, який виробляє порівняння сигналу на виході суматора з порогом спрацьовування нейрона; ЕЗ – елемент затримки, який відображає затримку в аксоні нейрона; IN – впливаючий сигнал нейрона верхнього рівня; OUT – вихідний сигнал нейрона.

Умова збудження нейрона має вигляд:

$$OUT = \begin{cases} 1, & U_м > U_{пор}; \\ 0, & U_м \le U_{пор}, \end{cases} \qquad (1.5)$$

Величина потенціалу, викликана дією вхідних сигналів:

$$U_{\sum вых}(t) = \sum_{i=1}^{n} w_i^{+} IN_i^{+}(t - t_i) + \sum_{j=1}^{m} w_j^{-} IN_j^{-}(t - t_j) + \sum_{p=1}^{g} w_p^{+} c_p^{+}(t) +$$

$$+ \sum_{r=1}^{h} w_r^{-} c_r^{-}(t); \quad t_i = s_i / v; \quad i = 1, 2, \ldots, n; \quad t_j = s_j / v; \qquad (1.6)$$

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

де w_i^{+} – вага синаптичного зв'язку із збуджуючим медіатором; t_i – час проходження сигналу IN_i^{+} по дендриту; n – число входів дендрита; $IN_i^{+}(t - t_i)$ – вхідний збуджуючий сигнал у момент часу $(t - t_i)$; w_j^{-} – вага синаптичного зв'язку з гальмівним медіатором; $IN_j^{-}(t - t_j)$ – вхідний гальмівний сигнал у момент часу $(t - t_j)$; t_j - час проходження сигналу IN_i^{+} 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 галь-

мівних входів соми; s_i – довжина путі сигналу IN_i^+ по дендриту; v – швидкість проходження сигналу;. s_j – довжина дороги сигналу IN_j^- по дендриту.

Пороговий рівень збудження нейрона при дії вхідних сигналів:

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

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

Тоді умова збудження нейрона має вигляд:

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

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 *τ*, що повторюються через інтервал часу *T*.

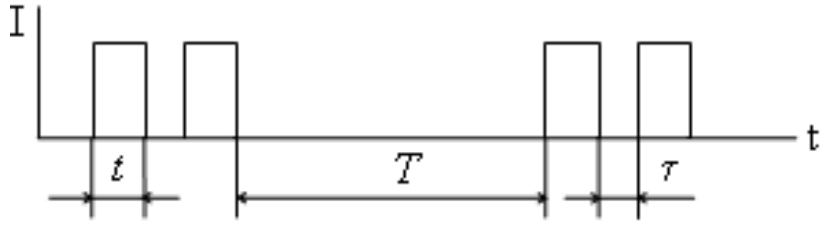
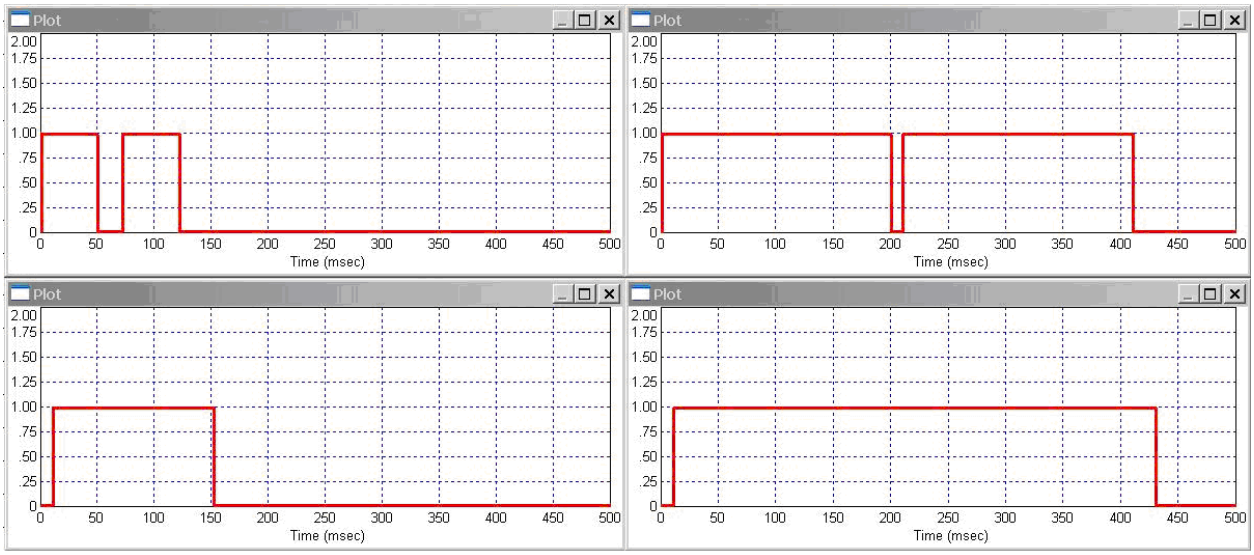


Рисунок 1.4 – Часова діаграма послідовності парних імпульсів

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



а б

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.

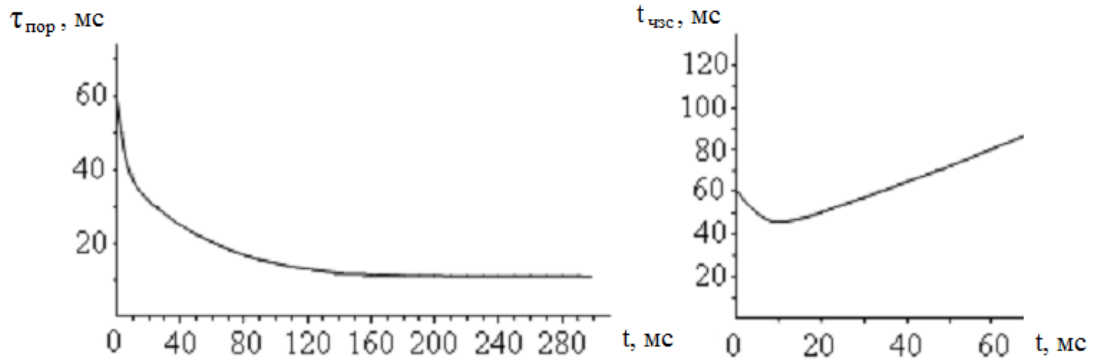


Рисунок 1.6 - Графік залежності порогового міжімпульсного інтервалу і часу зорового сприйняття від тривалості імпульсів ($T_{чзс\ min}$ = 40,7 мс при t = 9,7 мс)

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 кусочно-лінійна апроксимація (рис. 1.7 б), при цьому значення КЧЗМ знаходяться усередині смуги переходу фільтру від граничної частоти ($\omega_П$, рівною FКЧЗМ min – мінімальному значенню КЧЗМ (рис. 1.7 в), до граничної частоти $\omega_З$ смуги затримання, рівною FКЧЗМ max – максимальному значенню КЧЗМ (рис. 1.7 в).

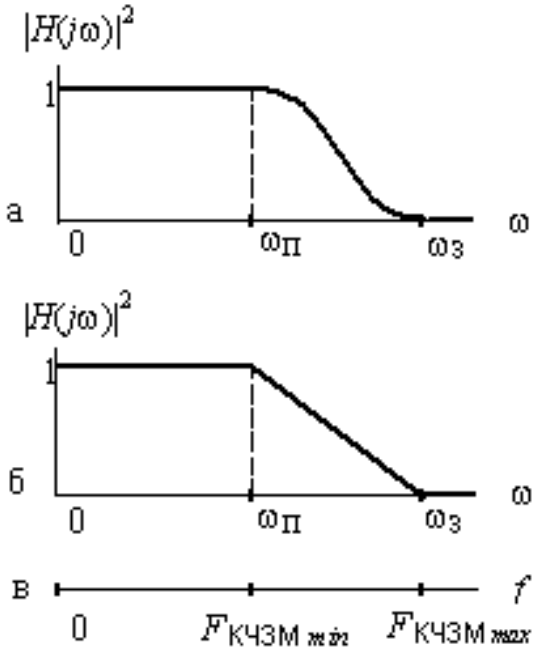


Рисунок 1.7 – Модель сприйняття світлових мигтінь

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

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

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

$$n_{\text{бат}} \ge \lg((10^{0,1A_{min}} - 1)/\varepsilon^2)/2\lg\Omega_{\text{з}} \text{ – для фільтра Баттерворта;} \qquad (1.10)$$

$$n_{\text{чеб}} \ge \operatorname{Arch}\sqrt{(10^{0,1A_{min}} - 1)/\varepsilon^2} / \operatorname{Arch}\Omega_{\text{з}} \text{ – для фільтра Чебишева,} \qquad (1.11)$$

де A_{min} – мінімальне робоче ослабіння в смузі затримання; ε – коефіцієнт нерівномірності ослабіння в смузі пропускання; $\Omega_З = \omega/\omega_з$ – нормована частота.

Для опису розрізнення частот світлових мигтінь запропонована модель у вигляді смугового фільтру (рис. 1.8 а), шматково-лінійна апроксимація АЧХ фільтру представлена на рисунку 8 б. Значення ДЧЗМ, отримані в серії оцінок, знаходяться усередині смуг переходу фільтру, ширина смуги пропускання цього фільтру дорівнює мінімальному значенню ДЧЗМ в серії отриманих оцінок $\Delta F_{\text{ДЧСМ min}} = F_{\text{В min}} - F_{\text{Н max}}$, 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. 8 в).

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

За кількісну оцінку варіаційного розмаху значень ДЧЗМ прийнятий порядок фільтру, який для фільтрів Баттерворта і Чебишева обчислюється по відповідних формулах (1.10) і (1.11), де нормована частота $\Omega_З$ смугового фільтру визначається по формулі (1.13).

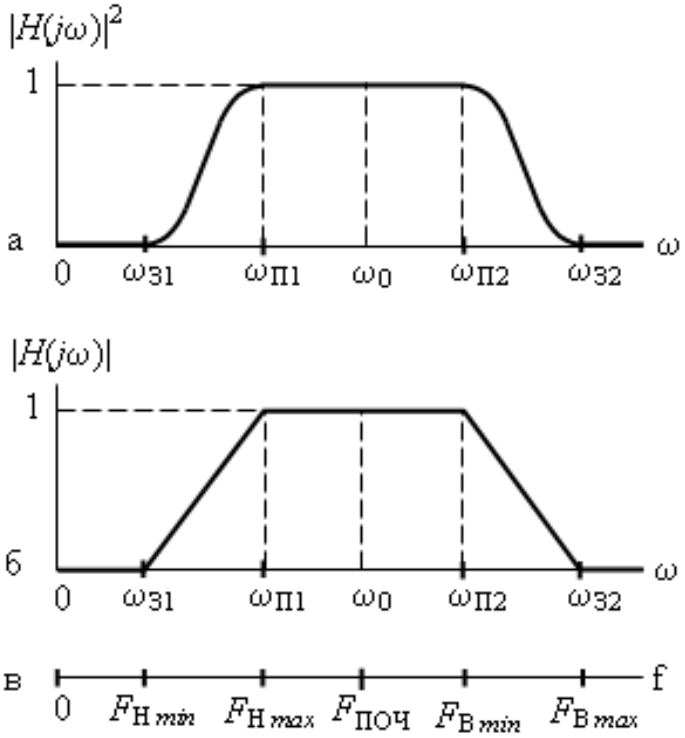


Рисунок 1.8 – Модель розрізнення частоти світлових мигтінь

$$|H(j\omega)|^2 = \begin{cases} 0, & 0 \le \omega \le \omega_{з1}, \\ & \omega/(\omega_{п1} - \omega_{з1}) - \omega_{з1}/(\omega_{п1} - \omega_{з1}),\ \omega_{з1} < \omega < \omega_{п1}; \\ 1, & \omega_{п1} \le \omega \le \omega_{п2}, \\ & \omega_{з2}/(\omega_{з2} - \omega_{п2}) - \omega/(\omega_{з2} - \omega_{п2}),\ \omega_{п2} < \omega < \omega_{з2}; \\ 0, & \omega \ge \omega_{з2}. \end{cases} \quad 1.12)$$

$$\Omega_З = (\omega_{З2} - \omega_{З1})/(\omega_{П2} - \omega_{П1}). \quad (1.13)$$

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

1.3 Вживання методу критичної частоти злиття мигтінь у клінічній практиці

В даний час хроматичну імпульсні світлостимуляцію застосовують для діагностики методом КЧЗМ і для лікування різних захворювань сітківки і зо-

рового нерва (ЗН). Проте в літературних джерелах немає вказівок на можливість проведення диференціальної діагностики на підставі даних КЧЗМ.

Для розуміння фізіологічних процесів, лежачих в основі роботи високочастотного каналу зорового сприйняття хроматичних стимул-реакцій в нормі і при патології ЗН і сітківки, необхідно досліджувати:

- залежність КЧЗМ при монохроматичній стимуляції від віку здорової людини;

- характер зміни КЧЗМ на стимуляцію “зелене і червоне світло“ при початковій інволюційній макулодистрофії (МД) сітківки;

- ефективність вживання імпульсної світлостимуляції для відновлення зорової функції при атрофії зорового нерва (АЗН), МД і дисплейній астенії (ДА).

Згідно Міжнародної класифікації [11] зорові розлади мають чотири міри тягаря, для визначення яких нарівні з параметрами, що характеризують гостроту і поле зору, входить КЧЗМ.

1.3.1 Діагностична світлоімпульсна стимуляція

У дорослих і дітей КЧЗМ в нормі складає 41-45 Гц [12]. Проте слід зазначити, що за даними Голубцова К. В. із співавторами (1997), а також роботи [13], 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°) КЧЗМ складає 40-45 Гц, для парацентральної зони (10° - 20°) – 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 парацентральній 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.

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

При бінокулярній фіксації точки медіальні частини монокулярних полів зору накладаються один на одне, утворюючи загальне поле зору [14].

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
Ретібульбарний 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

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°, і можуть декілька змінюватися залежно від умов зорового акту. Латеральні частини полів зіру (скроневі напівлунія) 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.

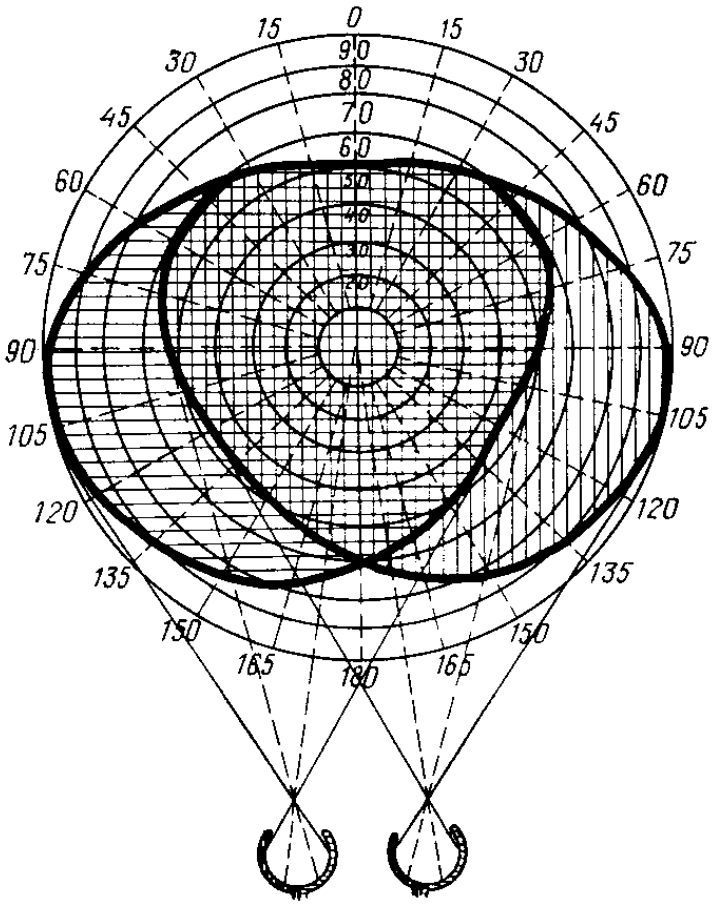


Рисунок 1.9 - Бінокулярне поле зору

Визначення КЧЗМ проводять за допомогою приладів "КЧЗМ - Д", "Веселка - 3ДЛ" і апаратного програмного комплексу "Віртуальна Офтальмологічна Інтернет Клініка".

«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 ± 20 нм, по каналу зеленого – 520 ± 20 нм, по каналу синього – 450 ± 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 «Веселка - 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 «Веселка - 3ДЛ»

Прилад генерує кольорові світлові імпульси різної частоти і довжини хвилі (по каналу червоного – 650 ± 20 нм, по каналу зеленого – 525 ± 20 нм, по каналу синього – 450 ± 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 встановлю-

ється з наступних значень: 1, 2, 3, 4 або 5 хвилин. Джерелами світлових імпульсів в апаратному програмному комплексі «Віртуальна Офтальмологічна Інтернет Клініка» служать кольорові світлодіоди» розташовані в центральній зоні напроти кожного ока (рис. 1.12). Діаметр світлового джерела – 10 мм, зона засвітлення сітківки – 60°, 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 повторюють 2–3 рази і враховують лише ті дані, які збігаються при повторному дослідженні (рис.1.13).

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



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

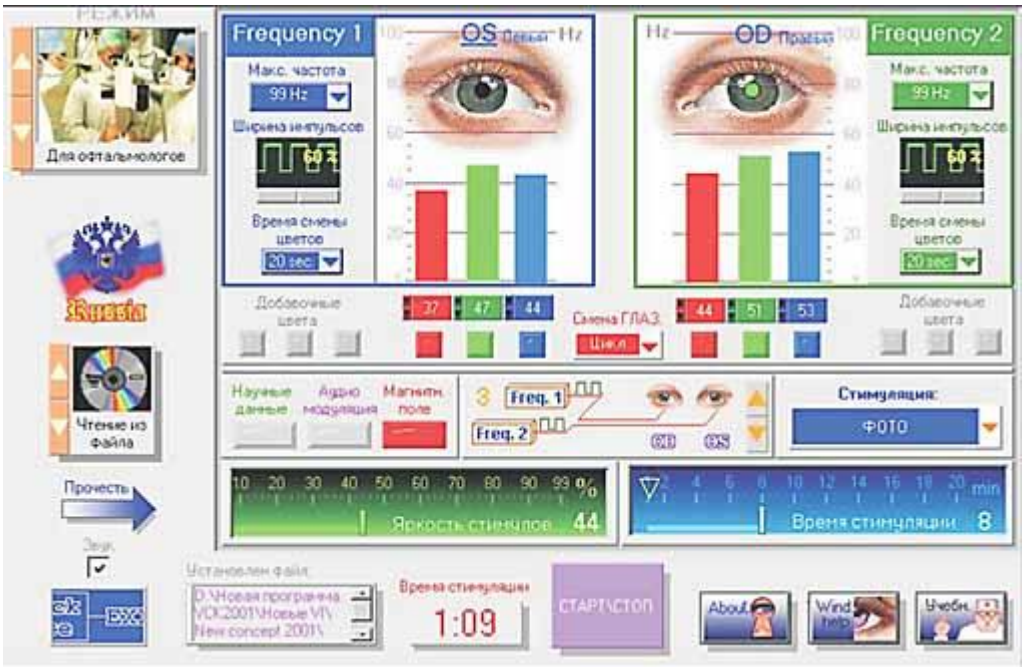


Рисунок 1.13 - Панель віртуального приладу для лікувальної фотостимуляції

Метою дипломної роботи є розробка компактного електронного приладу, що дозволяє проводити діагностику критичної частоти злиття мигтінь, для контролю функціонального стану людини.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- розробити схемну і топологічну модель приладу;

- забезпечити імпульсну дію на сітківку ока червоним, зеленим і синім кольором;

- забезпечити можливість регулювання частоти імпульсного підсвічування і фіксацію моменту злиття мигтінь;

- виконати аналіз функціонування розробленого світлоімпульсного стимулятора.

2 Розробка електронного пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини

Світлоімпульсний стимулятор, що розробляється, призначений для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини по визначенню критичної частоти злиття мигтінь. Пристрій може бути використаний для диференціальної діагностики функціонального стану сітківки і зорового нерва, патології зорового нерва.

Відомо, що зображення, нерухоме по відношенню до сітківки, людина перестає бачити через 1…3 сек, а зорове сприйняття відбувається лише в умовах зміни яскравості, колірності або положення об'єкту. Інформація про нерухомі предмети або при тривалому засвіченні передається по зоровій дорозі лише за рахунок тремора ока, яке здійснюється з частотою 30 Гц. Неадекватна тривала світлова і колірна дія - засвічення і світломузика - при погіршені функціонального стану сітківки і зорового нерва викликає порушення фотохімічних і змінних процесів в сітківці.

Світосприйняття і кольоросприйняття є тією основою, на якій будуються інші функції зору. Найважливішою з них є відмінність і пізнання форми предметів. Для його здійснення важлива не абсолютна чутливість ока до світла і кольору, а чутливість до їх змін у просторі та часі - так звана контрастна чутливість, що виражається багаточисельними кількісними стосунками, встановленими дослідними шляхами - психофізичними законами зору.

Розрізняють контрастну чутливість - просторову і часову. Часова контрастна чутливість - це частота мигтіння стимул-реакцій в одиницю часу, при якій вже відбувається феномен злиття окремих зорових відчуттів. В даний час в офтальмології все більше значення набуває використання частотно-часових показників, які розширюють інформацію, розкривають особливості характеру зору і його функціональних розладів.

КЧЗМ не залежить від гостроти зору, від рефракції і від величини зіниці. Проте встановлено, що КЧЗМ змінюється під впливом побічних подразників: звукових, нюхових, смакових і тактильних.

В офтальмології дуже часто рання діагностика патології сітківки і зорового нерва викликає скрути у зв'язку з мікросимптоматичною картиною клінічних ознак на очному дні, що наводить до діагностичних помилок. В цілях уточнення діагнозу і диференціальної діагностики доводиться проводити додатково психофізичні і електрофізіологічні дослідження, які часто важко провести дітям, а в даний час бувають дуже дорогими. В даний час віддається перевага частотно-тимчасовим методикам.

Існує спосіб діагностики міри стомлення людини, що полягає в тому, що розміщують перед очима пацієнта світлозахищену очкову оправу з вбудованими в передню панель світлодіодами, підключеними до засобу для генерації і формування імпульсів світла різної довжини хвилі, подають на світлодіоди світлові імпульси зеленого синього і червоного кольору і здійснюють діагностику функціонального стану зорової системи (рис. 2.1).



Рисунок 2.1 - Окуляри до фотостимулятора для визначення КЧЗМ

Світлові мигтіння пред'являють одночасно на обидва ока парацентрально і по різниці критичної частоти злиття мигтінь (КЧЗМ) визначають міру міжнапівкульної функціональної асиметрії мозку, по якій судять про міру стомлення обстежуваного пацієнта. Проте пропонований спосіб не дозволяє здійснювати діагностику функціонального стану зорової системи і, зокрема,

центральної зони сітківки, виключає вживання колірних стимул-реакцій і не визначає їх значущість. Спосіб не дозволяє одночасно здійснювати відновлення зорових функцій.

Вказаний спосіб важко використовувати для діагностики патології зорової системи у дітей, оскільки вони часто бояться надіти на себе сонцезахисну оправу для окулярів з вбудованими світлодіодами. Діти також не можуть дати точної відповіді на питання лікаря при діагностиці.

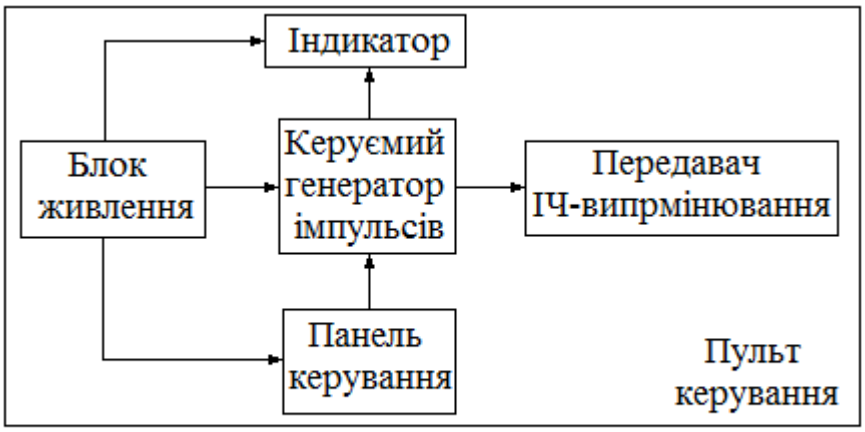
Відомий пристрій для діагностики і відновлення зорових функцій, що містить корпус, в якому розміщений генератор імпульсів, виходи якого підключені до двох світлостимуляторів, закріплених в світлозахищеному екрані, і блок живлення, який електрично пов'язаний з генератором імпульсів.

За допомогою вказаного пристрою на обидва ока пацієнта впливають світловим випромінюванням однієї довжини хвилі, лежачої у видимої області спектру 400…700 нм, освітленістю 5…100 лк. При цьому на одно або обидва ока впливають миготливим світловим випромінюванням з частотою мигтіння 0,06…1 Гц. Вказаний пристрій має світлоізольовані окуляри, кожен з яких має світлорозсіювальний відбивач, усередині якого закріплено джерело світлового випромінювання і встановлений напроти нього з можливістю заміни світлофільтр.

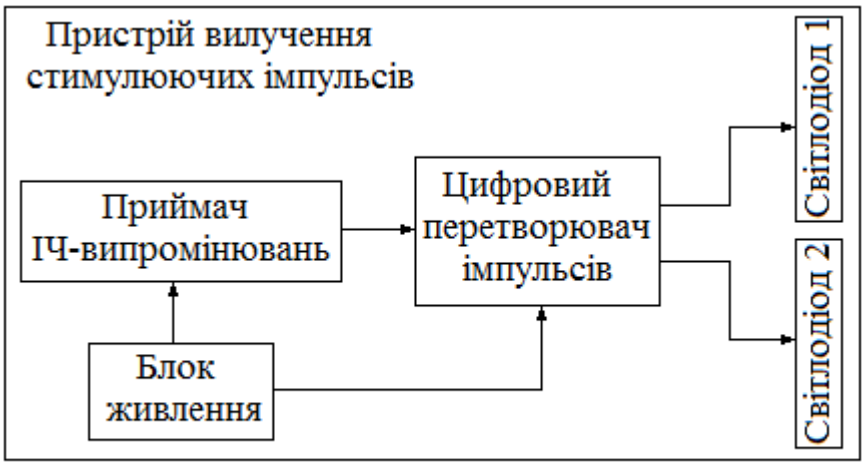
Пристрій містить також регулятор частоти мигання світлового випромінювання, регулятор яскравості світлового випромінювання, комутатор, що забезпечує задану світлову дію на кожне око, і блок живлення.

В основу пристрою, що розробляється, поставлено завдання діагностики критичної частоти злиття мигтінь (рис. 2.2).

У корпусі пристрою розміщений генератор імпульсів, виходи якого електрично пов'язані з двома світлостимуляторами, виконаними у вигляді світлодіодів, закріплених в світлозахищеному екрані і блок живлення. Генератор імпульсів, частотою 1…60 Гц виконаний на основі таймера КР1006ВИ1.



а



б

а – пульт керування;

б – пристрій випромінювання стимулюючих імпульсів.

Рисунок 2.2 – Структурна схема пристрою для діагностики критичної частоти злиття мигтінь

Пристрій містить приймач на ІК-вилученні, встановлений в корпусі, підключений до генератора і призначений для прийому і передачі даних. До генератора підключений індикатор свідчень критичної частоти злиття мигтінь для правого і лівого ока. На панелі керування з комутатором розміщені кнопка керування для включення генератора, кнопка регулювання яскравості світлової стимул-реакції, кнопка перемикання кольору світлодіодів, кнопка включення приймача на ІК-вилученні, для перемикання свідчень на індикаторі для лівого і правого ока, кнопка підключення одного зі світлостимуляторів до блоку живлення.

2.1 Обґрунтування вибору світлодіодів для діагностики КЧЗМ

Згідно теорії колірного зору Юнга-Гемгольца (1821-1894), відчуття будь-якого кольору можна отримати змішуванням спектрально чистих випромінювань червоного, зеленого і синього кольору. Ця теорія добре узгоджується із спостережуваними фактами і передбачає, що в оці є лише три типи світлочутливих приймачів. Вони відрізняються один від одного областями спектральної чутливості. Червоне світло впливає переважно на приймачі першого типа, зелений - другого, синього - третього. Складанням випромінювань таких трьох кольорів в різних пропорціях можна отримати будь-яку комбінацію збудження всіх трьох типів світлочутливих елементів, а значить і відчуття будь-якого кольору. Якщо всі рецептори збуджені однаковою мірою, ми маємо відчуття білого кольору, якщо рецептори не збуджені - чорного. З цієї причини, області червоного, зеленого і синього кольору, що накладаються, виглядають як біла пляма. Накладення червоного і синього кольору дає фіолетовий колір, зеленого і синього - бірюзовий, червоний і зелений - жовтий

Приведений далі графік (рис 2.3) показує відносну спектральну чутливість ока n до випромінювань різних довжин хвиль λ (так звана крива бачення). Крива бачення червоного кольору відповідає чутливості ока при денному світлі, а синя - при смерковому світлі.

Максимальна чутливість ока при денному світлі досягається на довжині хвилі 555 нм, а при смерковому світлі - на довжині хвилі 510 нм.

Максимальна чутливість ока в обох випадках береться за одиницю. Відмінність між цими двома кривими бачення пояснюється тим, що денне і смеркове світло сприймаються різними рецепторами ока (паличками при смерковому світлі і колбочками при денному світлі).

При цьому палички забезпечують чорно-білий зір і володіють дуже високою чутливістю. Колбочки ж дозволяють людині розрізняти кольори, але їх чутливість набагато нижча. У темноті працюють лише палички - саме тому вночі сприймане зображення сіре.

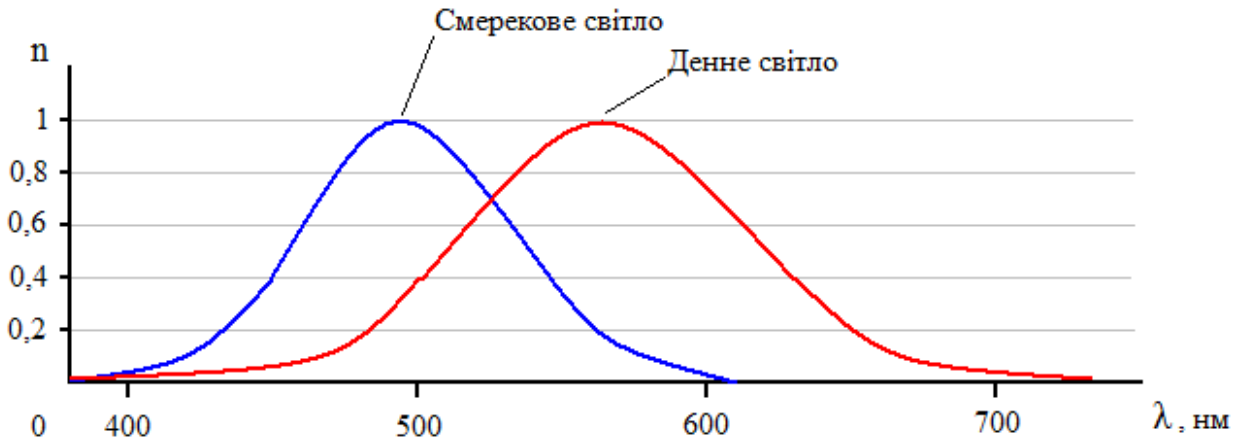


Рисунок 2.3 – Відносна спектральна чутливість ока на випромінюваннях різних довжин хвиль

Пігменти трьох типів колбочок мають списи поглинання світлових променів в області 430, 530 і 650 нм. Їх називають відповідно “синіми” або “короткохвильовими”, “зеленими” або “середньохвильовими” і “ червоними” або “довгохвильовими”.

Сонячне світло, що має широкий спектр хвиль, стимулюватиме колбочки всіх трьох типів – відчуття буде позбавлено кольору, тобто “білим”. Сприйняття кольорів є результатом неоднакового роздратування колбочок різного типа (згідно трикомпонентної теорії Юнга–Гельмгольца). Всякий колір можна отримати шляхом змішення трьох кольорових компонентів в належних пропорціях за умови, що довжини їх хвиль досить відрізняються один від одного. При розкладанні білого кольору на спектр складових його кольорів виділяють: фіолетовий (430 нм), синій (460 нм), блакитний (500 нм), зелений (520 нм), жовтий (575 нм), помаранчевий (600 нм), червоний (650 нм), пурпурний (більше 650 нм) (рис. 2.4).

Відповідно до частотного діапазону вибраний трибарвний світлодіод H5T8RGBW-D2 (табл. 2.1).

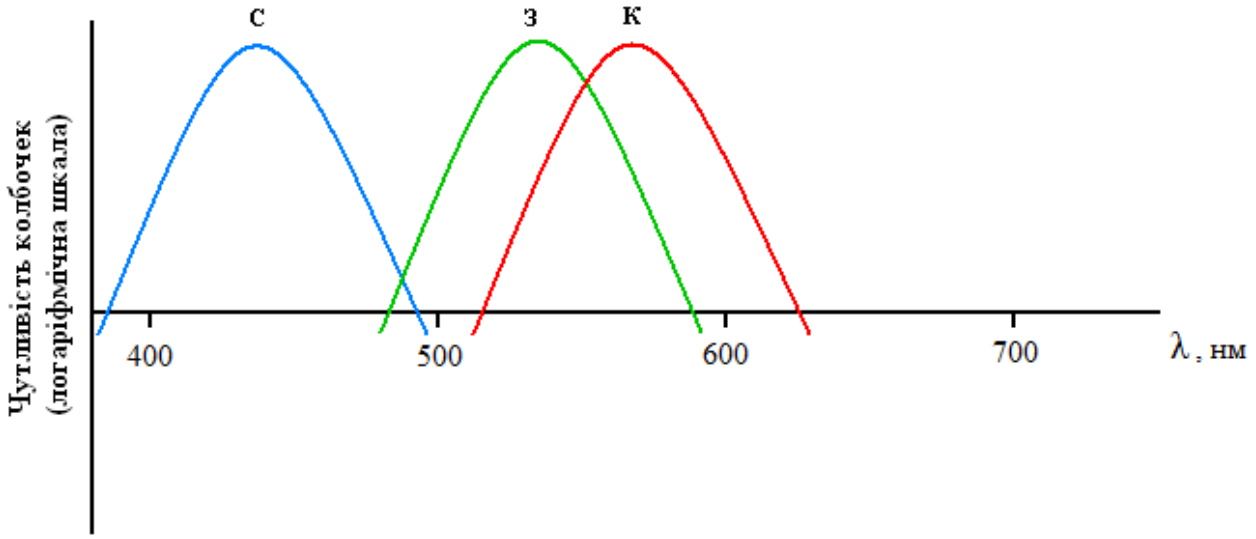


Рисунок 2.4 – Частотний діапазон сприйняття кольорів колбочковим апаратом сітківки ока

Таблиця 2.1 – Параметри світлодіода H5T8RGBW-D2

Найменування	Кольор/ матеріал	Кольор лінзи	Довжина хвилі (нм)	Оптичні характеристики			Кут світла 2Ø1/2 (°)
				Пряма напруга Vf (V)		Інтенсив-ність Iv (мм) при струмі Iv=20mA	
				Типове	Макс.		
H5T8RGBW-D2 CA = common anode CC = common cathode	Червоний GaAs/InP Зелений GaInN Синій GaInN	Прозорий	633 528 470	2,0 3,5 3,5	2,5 4,0 4,0	1000 2800 2200	±35°

2.2 Схемотехнічне моделювання світлостимулятора для діагностики КЧЗМ

2.2.1 Аналіз схемного використання таймера КР1006ВИ1

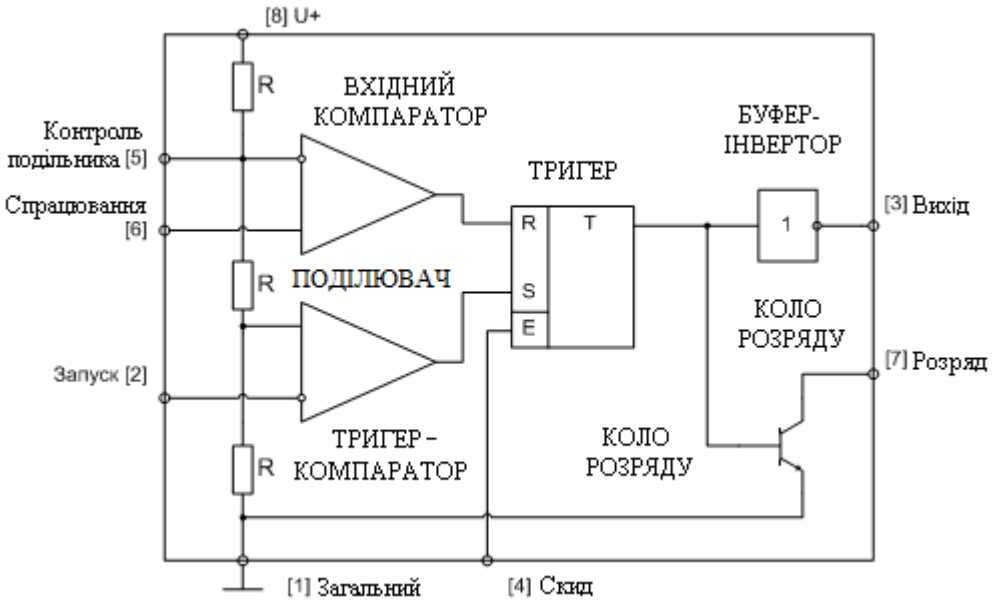
Для формування імпульсів на обох рівнях вибираємо схеми генераторів на таймері КР1006ВИ1 (аналог таймера NE555). Розроблений на початку сімдесятих років, таймер 555 випускається цілим рядом фірм у всьому світі до теперішнього часу. Схемне рішення виявилося вдалим.

Оптимальне поєднання параметрів дозволяє використовувати цю мікросхему в дуже широкому класі пристроїв [18, 19].

По розмірах і ціні він практично не відрізняється від окремого транзистора. В той же час, перетворення сигналу схемою на таймері майже виключно визначається властивостями кола зворотного зв'язку і відрізняється високою стабільністю і відтворюваністю. Крім того, завдяки характеристикам таймера реалізація різних електронних схем на його основі виявляється значно простішою, ніж на окремих транзисторах. Тому пропонується використовувати його як базовий елемент схем генераторів імпульсів, що управляють.

Мікросхема є таймером для формування імпульсів напруги тривалістю T = 1,1RC (R і C - зовнішні елементи, що задають час) від декількох мікросекунд до десятків хвилин. Призначена для вживання в стабільних датчиках часу, генераторах імпульсів, широко-імпульсних, частотних і фазових модуляторах, перетворювачах напруги і сигналів, ключових схемах, виконавчих пристроях в системах керування, контролю і автоматики. Містить 51 інтегральний елемент. Корпус типу 2101.8-1 і 4309.8-А [18].

Пристрій таймера формувача імпульсів КР1006ВИ1 представлений на рисунку 2.5. Мікросхема випускається у восьми вивідному корпусі (рис. 2.6) і складається з невеликого числа функціональних вузлів. Вона містить два компаратори, два транзистори, резистивний дільник, RS-тригер і інвертор.



1 - загальний;

2 - запуск;

3 - вихід;

4 - скидання;

5 - контроль дільника;

6 - спрацьовування;

7 - коло розряду;

8 - напруга живлення

Рисунок 2.5 - Функціональний пристрій таймера КР1006ВИ1

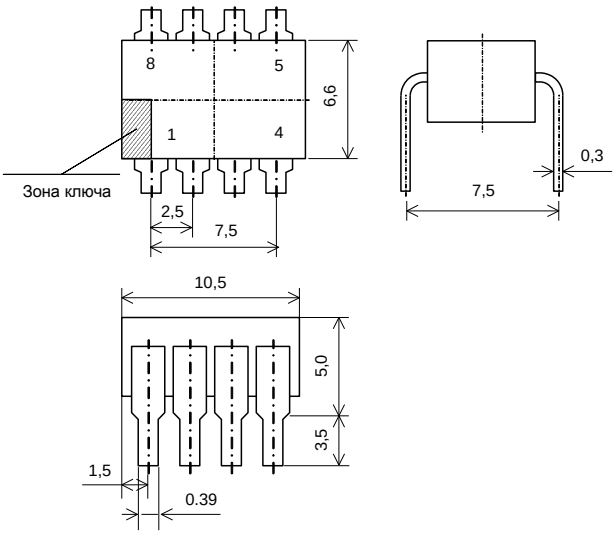


Рисунок 2.6 – Мікросхема КР1006ВИ1 в корпусі 2102.8-1

У таймера два виходи: вихід 1 – досить потужний, здатний віддати в навантаження струм до 200 мА, і вихід 2 – відкритий колектор. По цьому виходу допустимий струм не повинен перевищувати 100 мА.

Електричні параметри таймера-формувача вказані в таблиці 2.2 [18].

Таблиця 2.2 – Електричні параметри таймера КР1006ВИ1

Напруга живлення	від 3 до 15 В
Вихідна напруга низького рівня при $U_ж$=5 В, $U_{сер}$=3,7...4,7 В, $I_{вих}$=5 мА при $U_ж$=15 В, $U_{сер}$=11,5...14 В, $I_{вих}$=0,1 А	 не більше 2,5 В не більше 9,35 В
Вихідна напруга високого рівня при $U_ж$=5 В, $U_{сер}$=1,8...2,8 В, $I_{вих}$=0,1 А при $U_ж$=15 В, $U_{сер}$=5,5...8 В, $I_{вих}$=0,1 А	 не менше 2,75 В не менше 12,5 В
Струм вжитку при $U_ж$=5 В, $U_{сер}$=3,7...4,7 В, $U_{вх}$=2,3...3,3 В при $U_ж$=15 В, $U_{сер}$=11,5...14 В, $U_{вх}$=7...9,5 В	 не більше 6 мА не більше 15 мА
Струм скидання при $U_ж$=15 В	не більше 1,5 мА
Вихідний струм при $U_ж$=15 В	не більше 2 мкА
Струм спрацьовування	250 нА
Час наростання (спаду)	300 нс
Початкова погрішність при $U_ж$=15 В	не більше 3 %
Нестабільність початкової погрішності від напруги живлення	не більше 0,3 %/В

Умови експлуатації:

- при температурі довкілля від 50°С розсіювана потужність визначається по формулі: $P_р$ = 500 мВт - 5мВт/°С ($T_{окр}$ = 50°С);

- струм скидання - значення струму, що протікає в колі скидання таймера в заданому режимі;

- початкова погрішність - відносне відхилення тривалості імпульсу Tx, таймера, що генерується, із заданими часо-задаючими елементами R і C, від значення тривалості, визначуваної з вираження:

$$T_{вих} = RC \ln 3;$$

- нестабільність початкової погрішності від напруги живлення - відношення величини відхилення початкової погрішності таймера до зміни напруги живлення;

- максимальна напруга скидання - максимальне значення напруги на виводі кола скидання, при якому на виході ІС забезпечується значення напруги низького рівня.

Експлуатаційні параметри таймера (табл. 2.3) визначають допустимі режими роботи його вхідних і вихідних кіл і вимоги до джерел живлення, а також температурний діапазон роботи.

Обмеження експлуатаційних параметрів обумовлені кінцевими значеннями пробивної напруги і допустимими струмами через транзистор таймера [19]. До основних експлуатаційних параметрів відносяться: номінальне значення живлячої напруги $U_ж$; допустимий діапазон живлячої напруги; струм, споживаний від джерела $I_{сп}$; максимальний вихідний струм $I_{вих.макс}$; максимальні значення вихідної напруги при номінальному живленні.

Таблиця 2.3 – Гранично допустимі режими експлуатації мікросхеми таймера КР1006ВИ1

Напруга живлення, В	5...15
Струм навантаження, мА	не більше 100
Розсіювана потужність (50°С), мВт	не більше 50
Температура довкілля °С	-45...+70
Допустиме значення статичного потенціалу, В	200

Зарубіжні аналоги таймера-формувача КР1006ВИ1: NE555NL, LM555CN-8, LM555M.

Запуск ІС відбувається за умови $U_{0вх}$ не більше 1/3 $U_ж$, що подається на вивід "запуск". Для усунення нестабільності запуску таймера, викликаною пульсацією джерела живлення, рекомендується паралельно з джерелом живлення в безпосередній близькості до виводів ІС включати конденсатор ємкістю 1...10 мкФ. Максимальна напруга скидання знаходиться в межах 0,4...1 В. В разі невикористання виведення скидання його необхідно підключати до виводу 8. В разі невикористання виводу "контроль поділювача" його необхідно замкнути на корпус через блокуючий конденсатор ємкістю 0,01...0.1 мкФ. Мінімальна тривалість імпульсу, що генерується таймером, складає 20 мкс. Не рекомендується подавати на виводи 2,4,6,7 напругу, що перевищує напругу живлення [20].

2.2.2 Генератор імпульсів частотою 0,1…60 гц

На рисунку 2.7 представлена схема генератора прямокутних імпульсів, встановленого в пульті керування.

Частоту дотримання імпульсів можна регулювати змінним резистором R2, а шпаруватість залишається постійною.

Відразу після включення живлення на виході таймера встановлюється напруга високого рівня, оскільки конденсатор C1 доки не заряджений, і напруга на вході S мікросхеми нижча за пороговий рівень (рівного $2U_ж/3$). Колекторний струм відкритого транзистора VT2 відкриває транзистор VT1, тому конденсатор C1 починає заряджати через резистори R1-R3. Коли напруга на конденсаторі досягне $2U_ж/3$, тригер таймера перемкнеться в нульовий стан. Обидва транзистора закриються, але відкриється внутрішній транзистор таймера, з'єднавши із загальним дротом вихід з ОК. Конденсатор C1 тепер розряджається через резистори R2 і R3 [20].

Резистор R1 призначений для обмеження струму транзистора VT1 під час перемикання таймера.

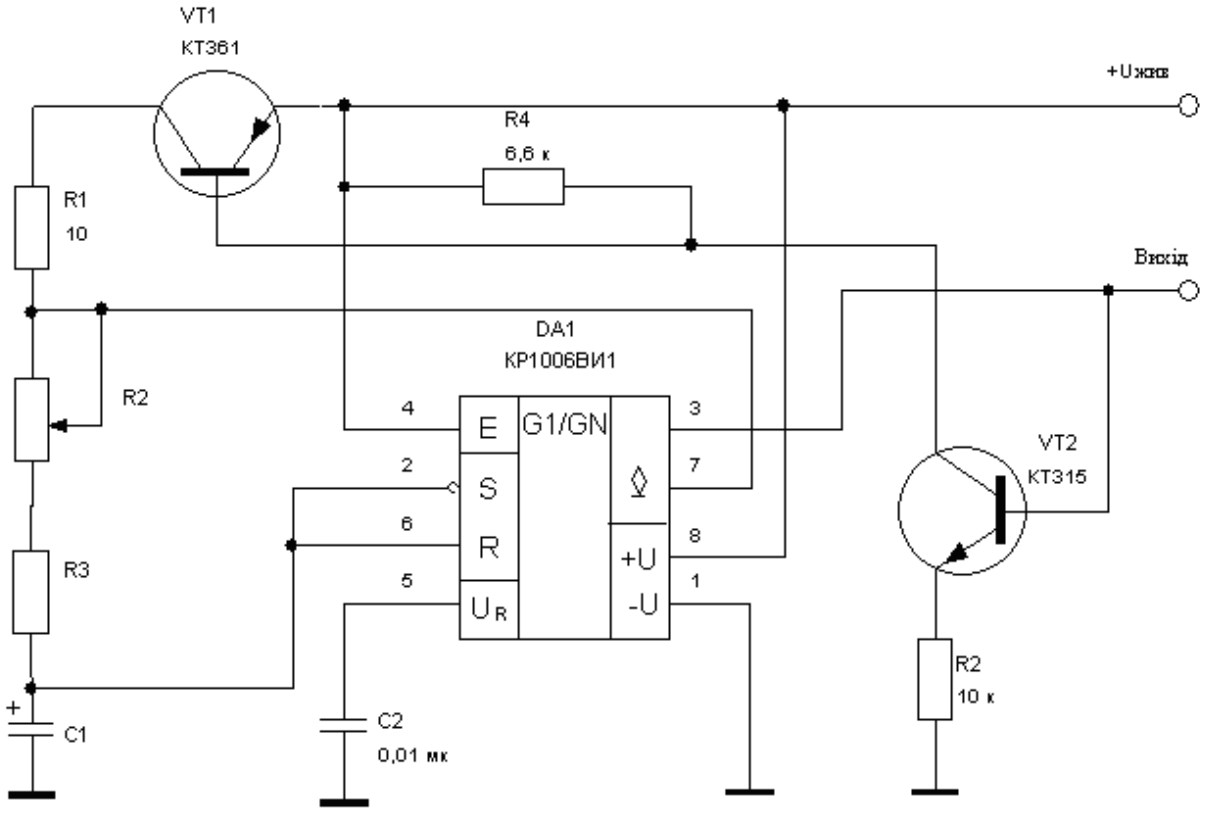


Рисунок 2.7 – Генератор імпульсів на 0,1 … 60 гц

Для формування імпульсів з шпаруватістю, найбільш близькою до двох, необхідно, аби опір резистора R1 був значно менший, ніж в резистора R3. Період коливань можна орієнтування розрахувати, скориставшись вираженням:

$$T=1,4C1(R2 + R3)$$

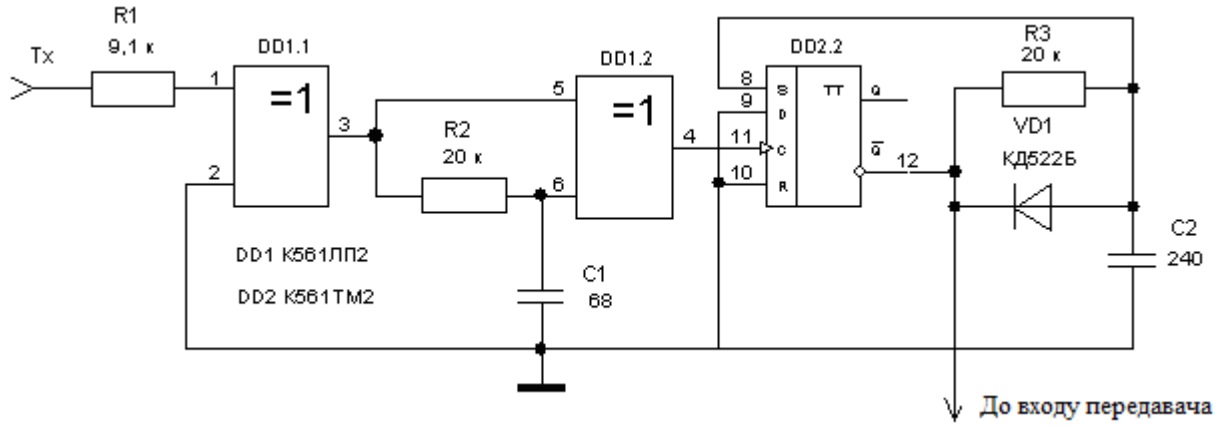
Відповідно до цього номінали елементів схеми: C1 = 10 мкФ; R3 = 100 к; змінний резистор R3 = 4,3 М.

2.2.3 Приймач на ІЧ променях

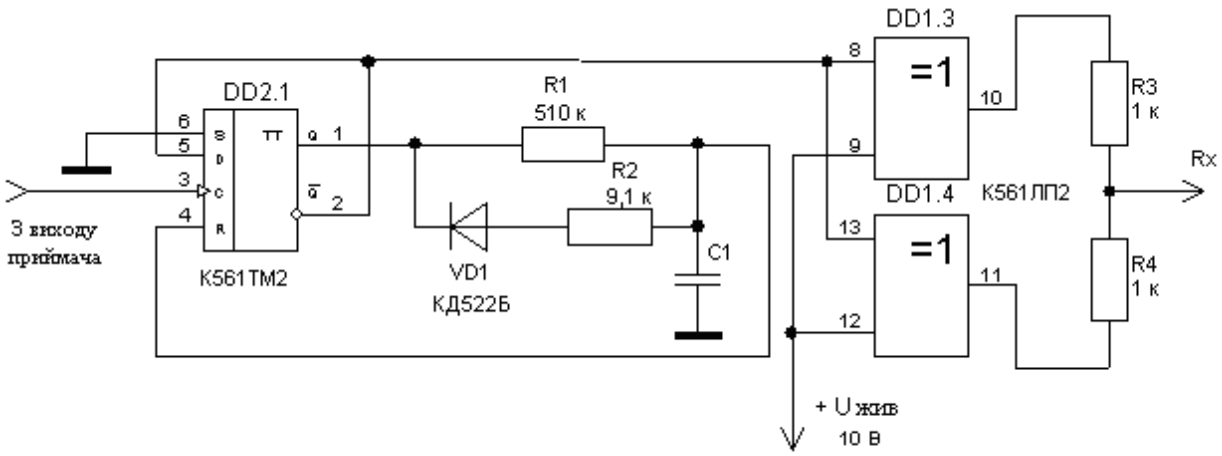
Кожен фронт в сигналі генератора кодується коротким однополярним імпульсом, який передається по оптичному каналу. У приймачі ці імпульси поступають на вхід тригера, що працює в рахунковому режимі. На виході

тригера формується сигнал генератора. У цього алгоритму є істотний недолік, який полягає в тому, що при пропуску хоч би одного імпульсу, на виході тригера починає з'являтися інверсія сигналу генератора. Якщо протягом деякого часу (наприклад 0,1 с) на виході тригера присутня "1", то слід примусово перевести його в нульовий стан [21].

Сигнал T_x від генератора через обмежуючий резистор R1 поступає на схему виділення фронтів, зібрану на елементах DD1.1, DD1.2 (рис. 2.8).



а



б

а – цифрова частина передавача;

б – цифрова частина приймача

Рисунок 2.8 – Схема електрична принципова цифрової частини передавача і приймача

На виводі 4 елементи DD1.2 присутні імпульси тривалістю близько 1 мкс. Часові параметри цих імпульсів не досить стабільні, тому в схему включений генератор нормованих по тривалості імпульсів, зібраний на тригері DD2.2. Він формує імпульси тривалістю близько 3 - 4 мкс. При необхідності тривалість підстроюється резистором R3.

Схема цифрової частини приймача містить тригер DD1.1 з елементами R1, R2, C1, VD1, що задають максимальну тривалість одиниці на виході тригера. При вказаних на схемі номіналах, вона дорівнює приблизно 5 мкс. На елементах DD1.3, DD1.4 зібраний вихідний підсилювач, сигнал з якого поступає на вихід R_x. Лазерний діод є колекторним навантаженням першого транзистора (рис. 2.9).

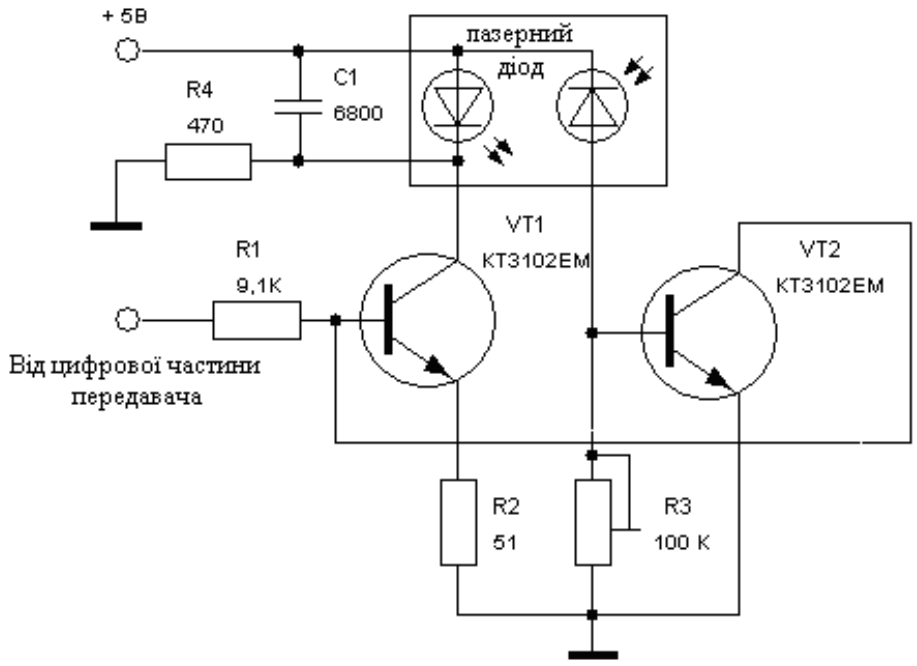


Рисунок 2.9 – Аналогова частина передавача

Резистор в його емітерному колі обмежує струм через цей транзистор і створює умови для роботи другого транзистора, який є фактично (спільно з R1) керованим подільником вхідної напруги. Другий транзистор управляється фотострумом діода, вбудованого в лазер для організації схеми обмеження температурного дрейфу його параметрів. Із збільшенням світлового потоку

збільшується базовий струм другого транзистора, і він шунтує вхідний сигнал на рівні, безпечному для лазера. Підстроювальний резистор R3 призначений для регулювання допустимого рівня випромінювання лазера. Номінали схеми підібрані так, що при кімнатній температурі можна зменшити його опір до нуля і це не наводить до порушення роботи лазерного діода. Налаштування передавача зводиться до виміру амплітуди сигналу на резисторі R2 (при підключеній і працюючій цифровій частині) і встановлення підстроювальним резистором амплітуди імпульсів, відповідної імпульсному струму 30…35 мА (при кімнатній температурі). У схемі застосовується лазерна указка (5 мВт). Якщо в схемі використовується R4, і частина струму завжди тече через цей резистор, на відповідну величину треба зменшити струм, що виставляється, через R2, так щоб сумарний імпульсний струм виявився у вказаних вище межах. При зміні температури параметри випромінювання плаватимуть, але розкид значень буде істотно понижений за рахунок негативного зворотного зв'язку по світловому потоку через фотодіод і другий транзистор. Резистором R4 можна виставити початковий рівень струму через лазер у відсутність сигналу. С1 згладжує перехідні процеси при вмиканні/вимиканні лазера[22].

Блок аналогової частини приймача представлений на рисунку 2.10.

Живлення блоку здійснюється від окремого стабілізованого блоку живлення. Довжина провідників вибиралася мінімальною. Конденсатори С1, що фільтрують живлення, С2, С4, С5 розташовані максимально близько до виводів операційного підсилювача. Особливо важливе близьке розташування до ОП елементів вхідного кола С3, VD1, R4. Резистор R4 впливає на амплітуду сигналу з фотодіода і на його форму і частотні характеристики. Чим менше номінал резистора, тим менше сигнал з фотодіода і тим краще його форма. Позитивні результати вийшли при збільшенні резистора до 4.7 В.

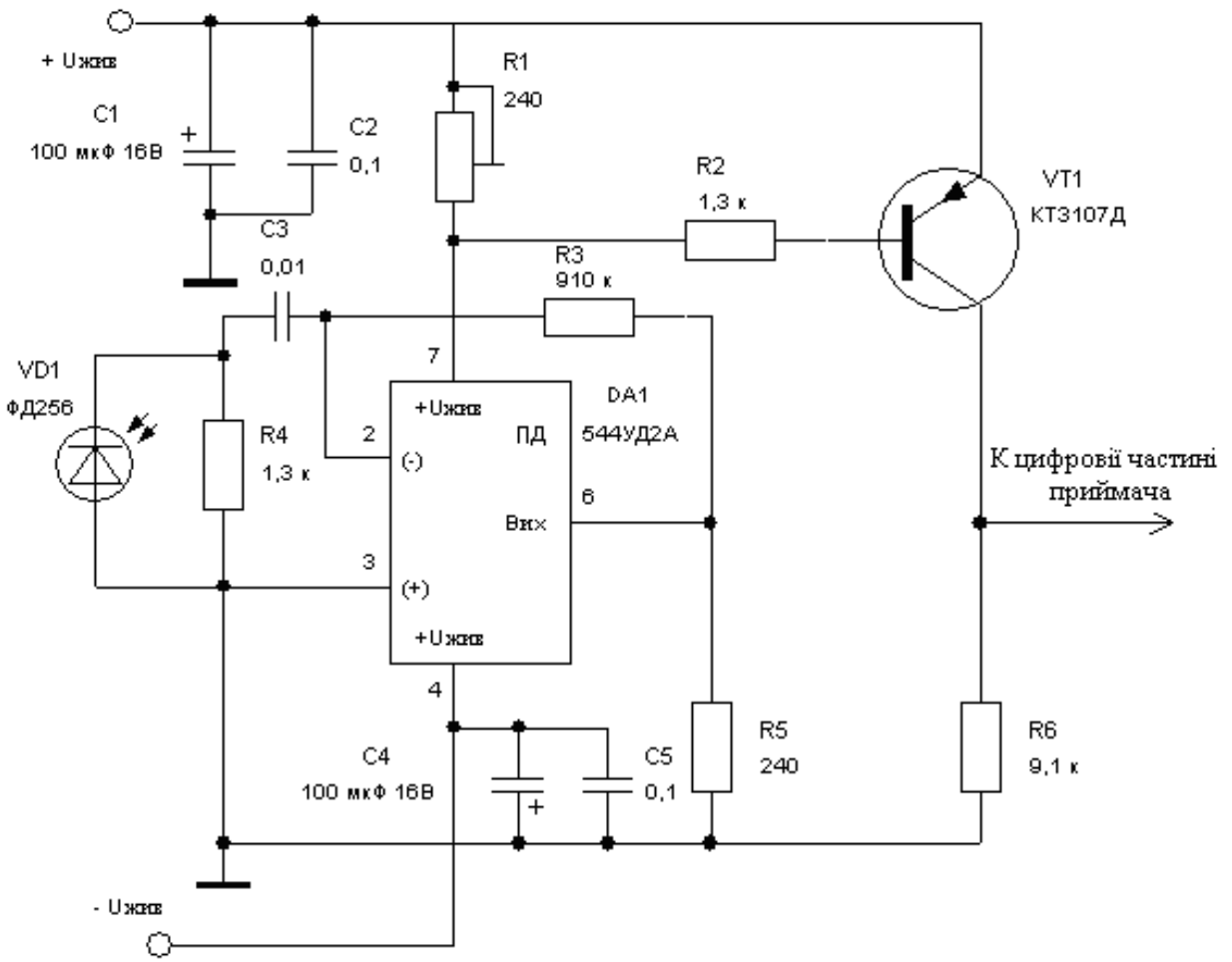


Рисунок 2.10 - Аналогова частина приймача

2.3 Пристрій індикації критичної частоти злиття мигтінь

Пристрій (рис. 2.11) призначений для перетворення частоти генератора в цифровий код, для відображення на семисегментних індикаторах значення КЧЗМ. У схемі використаний десятковий лічильник К176ИЕ4 що має функцію виведення інформації на індикатор АЛС324А. На вхід 3 DD1 подається частота від генератора, на вхід R – асинхронний сигнал скидання, що знімається з генератора на елементі DD3. На вхід 4 DD2 подається сигнал в 10 разів нижче за сигнал що знімається з генератора, для відображення десятків на індикаторі [23].

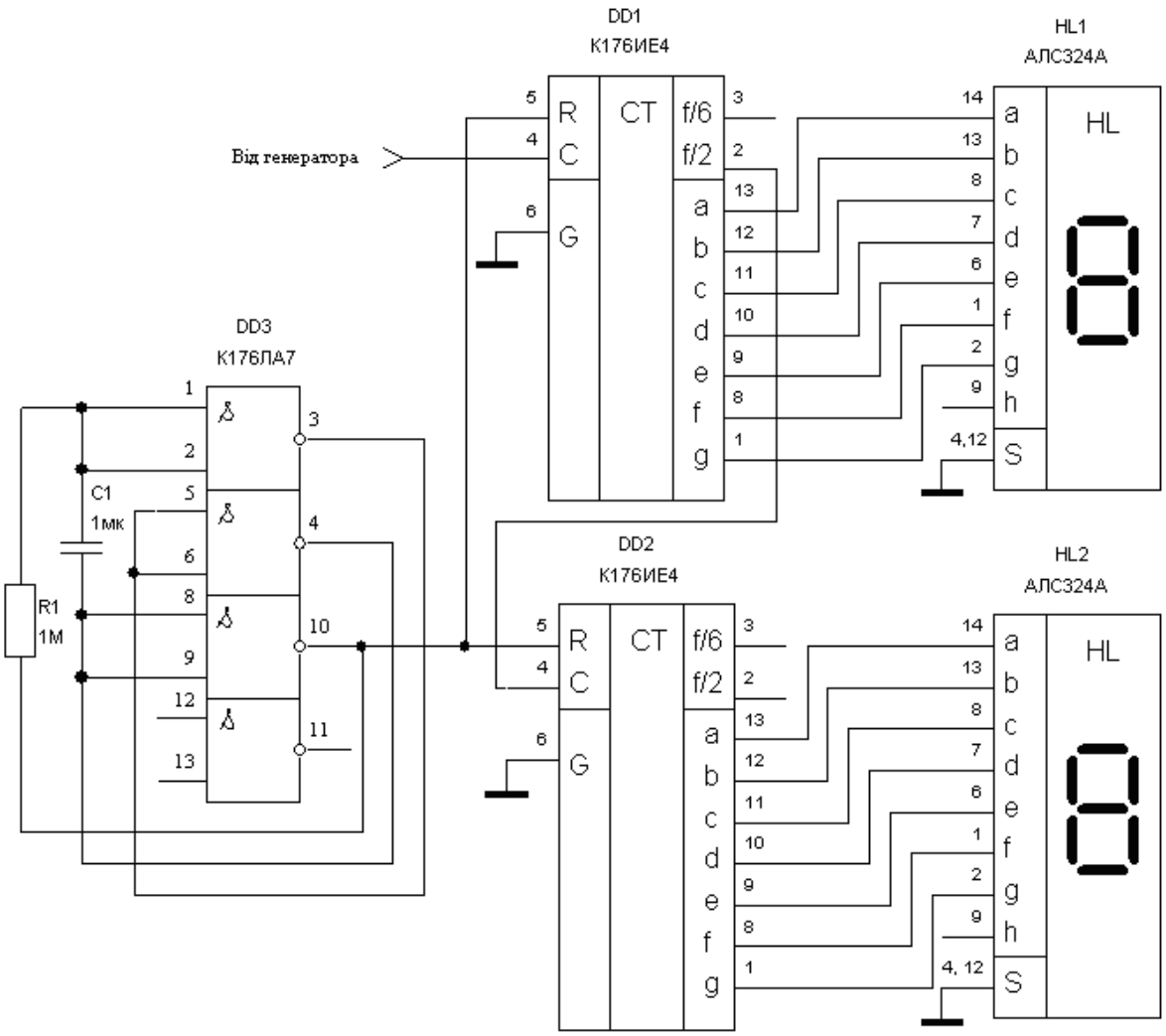


Рисунок 2.11 – Схема відображення інформації про КЧЗМ на світлодіодних індикаторах

2.4 Пульт керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

Схема електрична принципова пульта керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора представлена на рисунку 2.12. Схема живиться від 6 акумуляторів, або через адаптер від зовнішнього джерела живлення. Зміна частоти генератора виробляється резистором R2, розташованому на лицьовій панелі корпусу.

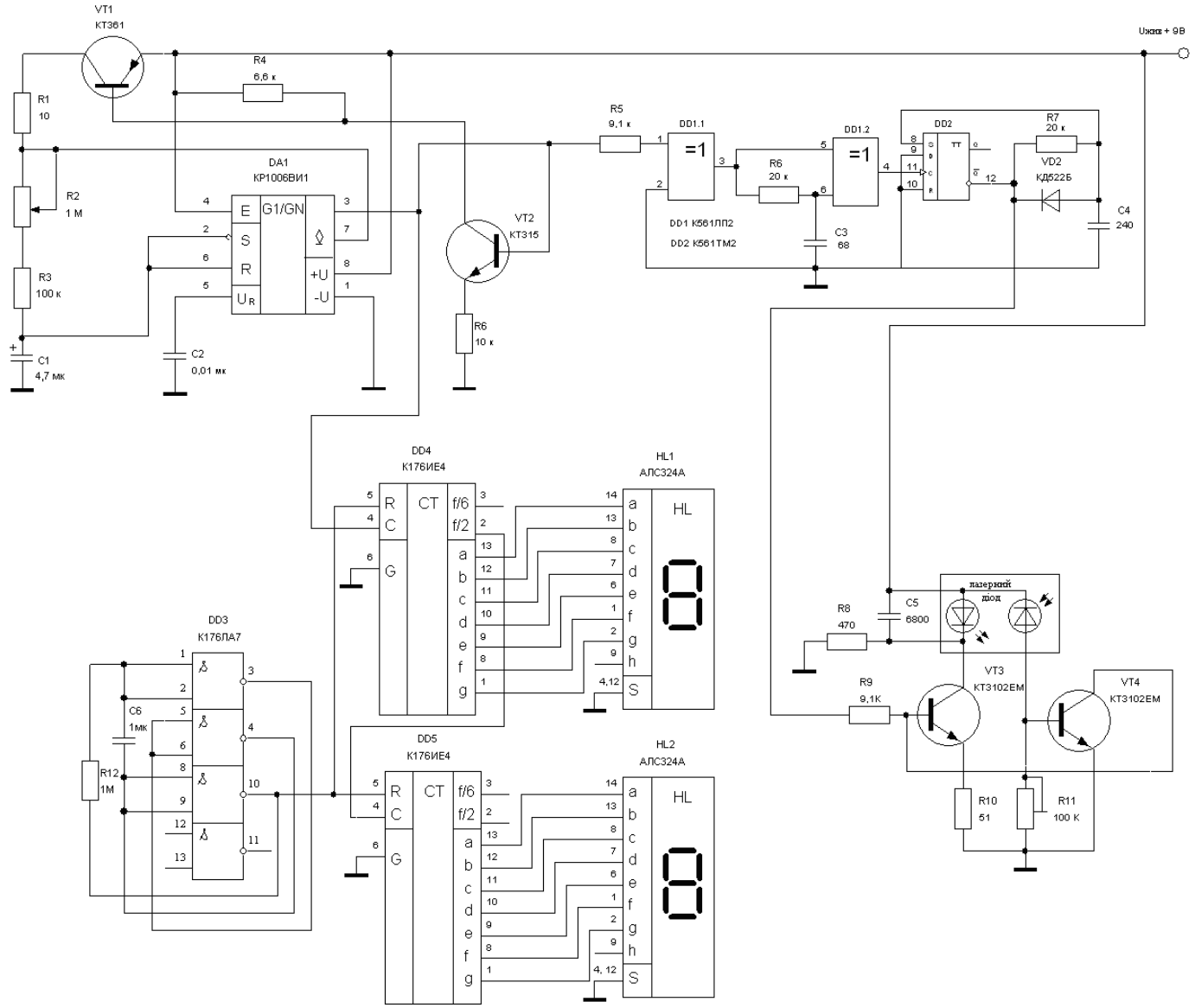
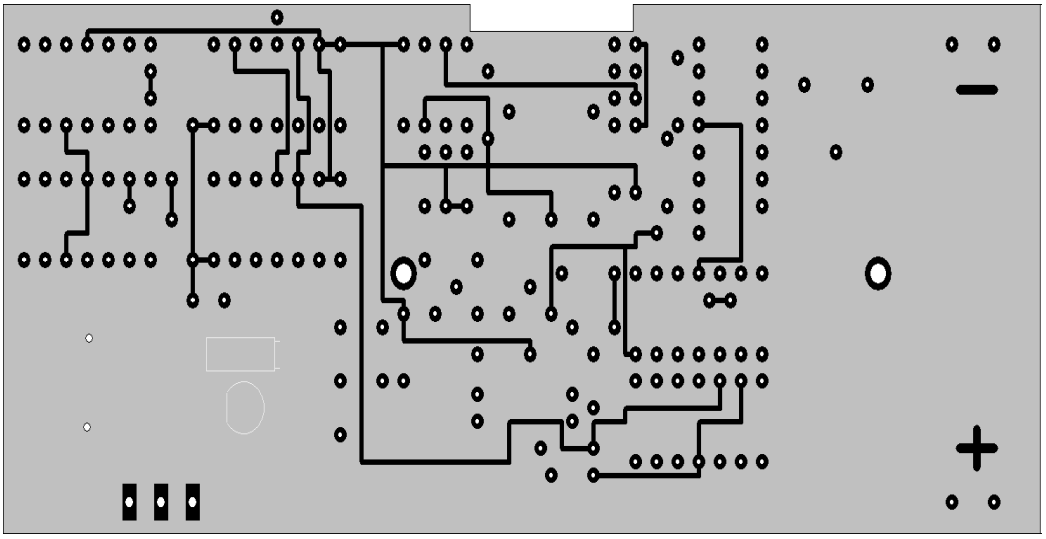
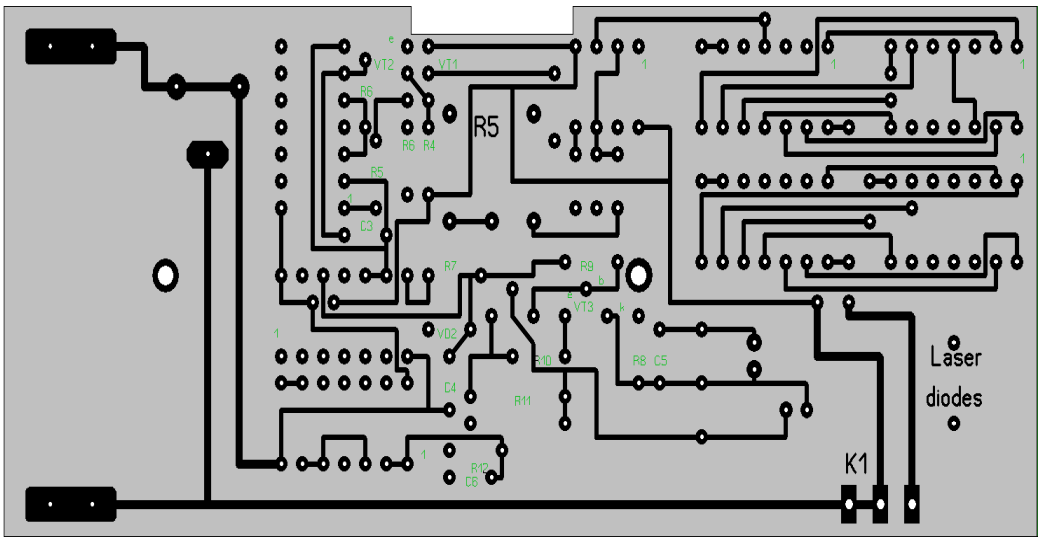


Рисунок 2.12 – Схема електрична принципова пульта керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

Проектування печатної плати пульта керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора виконано в масштабі 2:1 в програмному застосуванні Layout 40 (рис. 2.13). При проектуванні в масштабі 1:1 рисунок виходить дрібним, погано читаним і тому при подальшої роботі над печатною платою неминучі помилки. Масштаб 4:1 наводить до великих розмірів креслення і незручності в роботі.



а



б

а – сторона монтажу;

б – сторона провідників

Рисунок 2.13 – Печатна плата пульта керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

Всі отвори під виводи деталей в печатній платі розміщені у вузлах сітки, що відповідає кроку 2,5 мм на реальній платі.

З таким кроком розташовані виводи у більшості мікросхем в пластмасовому корпусі, в багатьох транзисторів і інших радіо компонентів.

Для установки на плату мікросхеми в пластмасовому корпусі з двома рядами жорстких виводів в платі необхідно просвердлити два ряди отворів. Крок отворів - 2,5 мм, відстань між рядами кратна 2,5 мм.

Якщо розміри печатної плати задані, спочатку необхідно накреслити її контур і кріпильні отвори. Довкола отворів виділяють заборонену для провідників зону з радіусом, декілька що перевищує половину діаметру металевих кріпильних елементів.

Далі слід приблизно розставити найбільш крупні деталі: реле, перемикачі (якщо їх упаюють в печатну плату), роз'єми, великі деталі і так далі Їх розміщення зазвичай пов'язане із загальною конструкцією пристрою, визначуваною розмірами наявного корпусу або вільного місця в нім. Часто, особливо при розробці портативних приладів, розміри корпусу визначають за результатами розводки печатної плати.

Цифрові мікросхеми заздалегідь розставляють на платі рядами з міжрядними проміжками 7,5 мм. Якщо мікросхем не більше п'яти, всі печатні провідники зазвичай удається розмістити на одній стороні плати і обійтися невеликим числом дротяних перемичок, деталей, що впаюються з боку. Спроби виготовити однобічну печатну плату для більшого числа цифрових мікросхем наводять до різкого збільшення трудомісткості розводки і надмірно великого числа перемичок. У цих випадках розумно перейти до двосторонньої печатної плати.

Печатна плата пульта керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора представлена в масштабі 1:1 на рисунку 2.14.

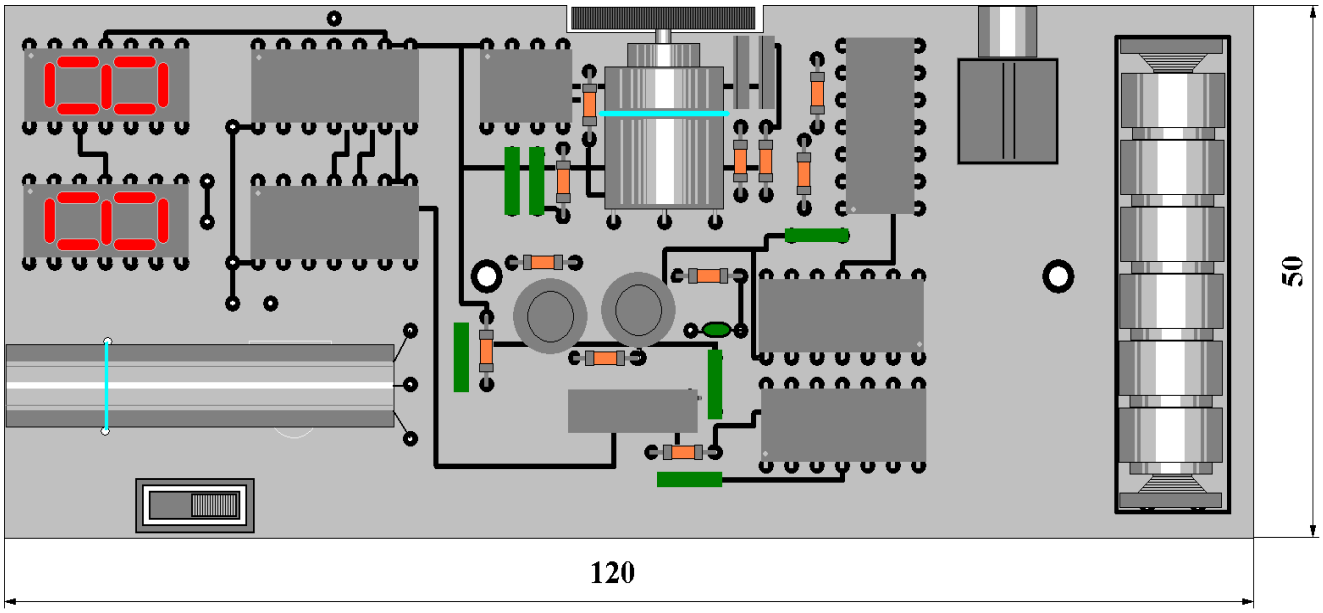


Рисунок 2.14 – Печатна плата пульта керування з елементною базою

2.5 Пристрій світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

Схема електрична принципова пристрої світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора представлена на рисунку 2.15.

Проектування печатної плати пристрою світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора виконано в масштабі 2:1 в програмному застосуванні Layout 4.0 (рис. 2.16). Сторона плати, де розміщені печатні провідники, називають стороною провідників, а зворотна - стороною деталей, навіть якщо на ній разом з деталями прокладена частина провідників. Особливий випадок представляють плати, в яких і провідники, і деталі розміщені на одній стороні, причому деталі припаяні до провідників без отворів.

Мікросхеми розміщують так, щоб всі з'єднання на платі були можливо коротше, а число перемичок було мінімальним.

Резистори МЛТ-0,125 встановлюють поруч, дотримуючи відстань між їх осями 2,5 мм, а між отворами під виводи одного резистора - 10 мм.

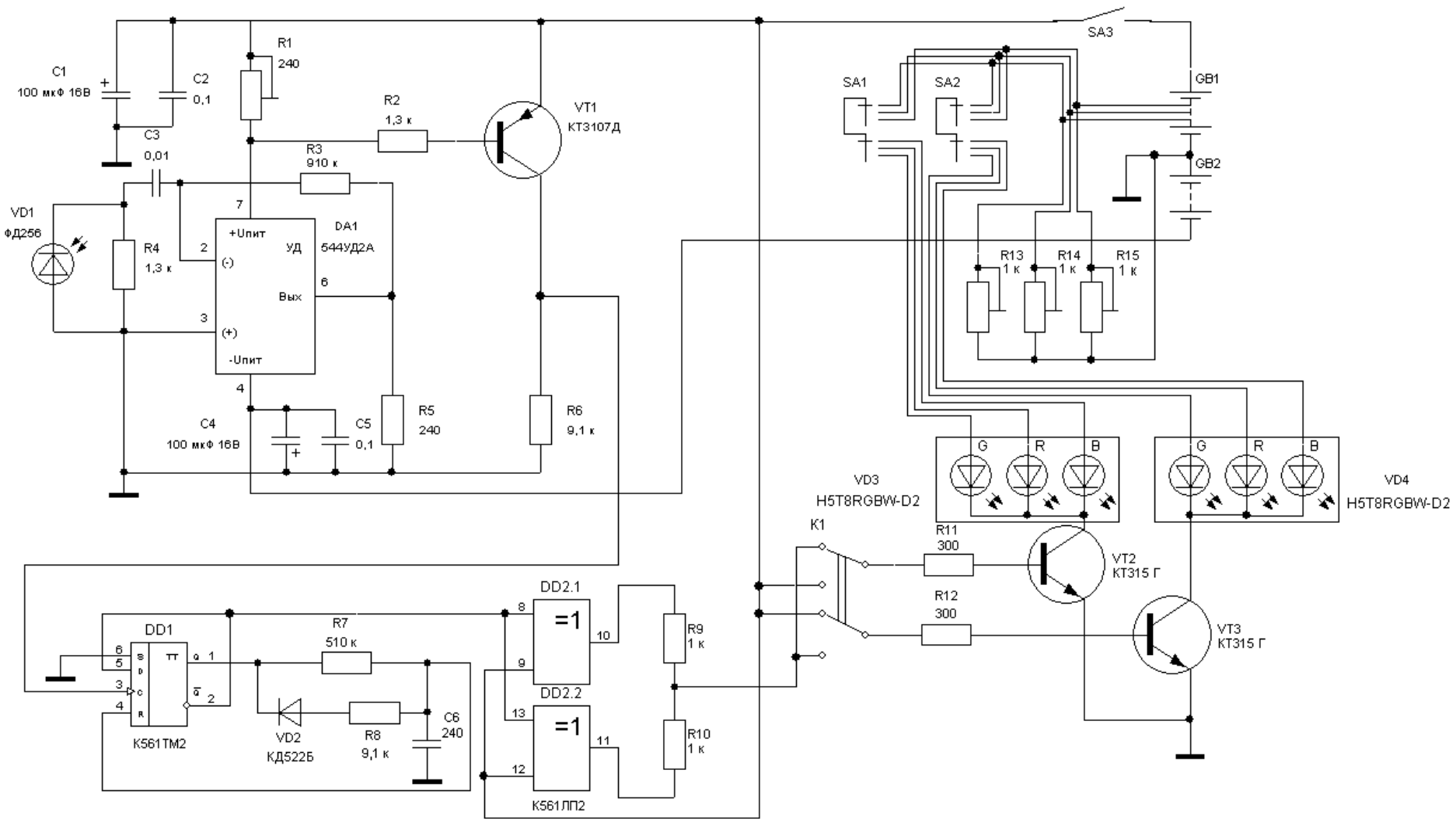
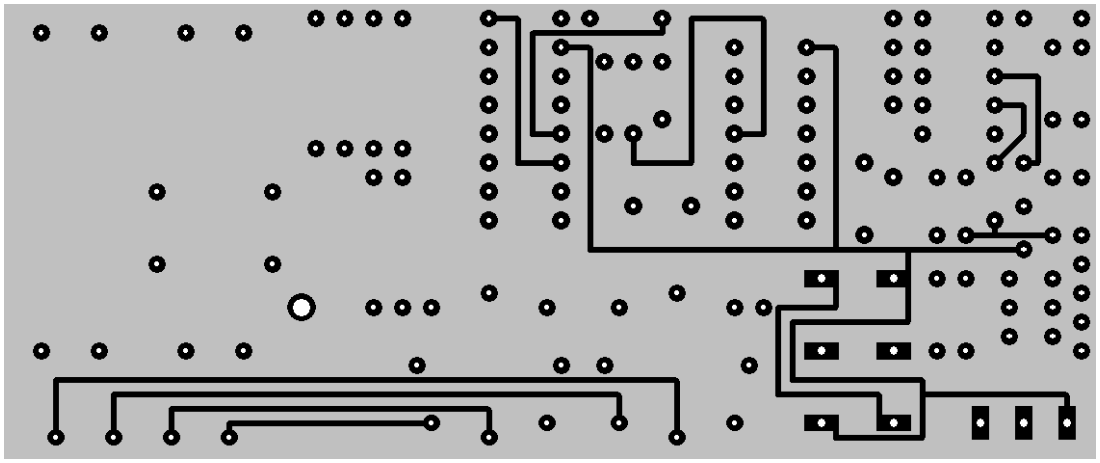


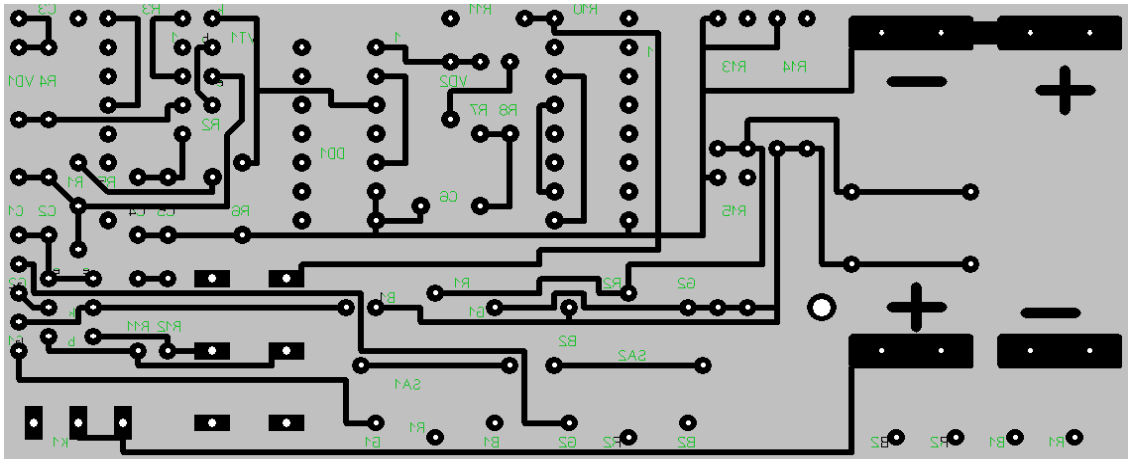
Рисунок 2.15 - Схема електрична принципова пристрою світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

З такими ж відстанями між виводами і осями елементів встановлюють більшість габаритних діодів і конденсаторів КМ-5 і КМ-6, аж до КМ-66 ємкістю 2,2 мкФ. Якщо необхідно, відстань між контактними майданчиками тієї або іншої деталі збільшують відносно необхідного.

При розводці слід враховувати обмеження в числі провідників, що уміщаються між контактними майданчиками, призначеними для тієї, що підпаяла виводів радіоелементів.



а



б

а – сторона монтажу;

б – сторона провідників

Рисунок 2.16 – Печатна плата пульта керування пристроєм світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

Для більшості використовуваних в електронних конструкціях деталей діаметр отворів під виводи може бути рівний 0,8 мм.

При розробці двосторонньої плати на стороні деталей залишають можливо менше число з'єднань. Це полегшує виправлення можливих помилок, налагодження пристрою і, якщо необхідно, його модернізацію.

Під корпусами мікросхем проводять лише загальний дріт і дріт живлення, але підключати їх потрібно лише до виводів живлення мікросхем. Провідники до входів мікросхем, що підключаються до кола живлення або загального дроту, прокладають на стороні провідників, причому так, щоб їх можна було легко перерізувати при налагодженні або удосконаленні пристрою.

Печатна плата пристрою світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора представлена в масштабі 1:1 на рисунку 2.17.

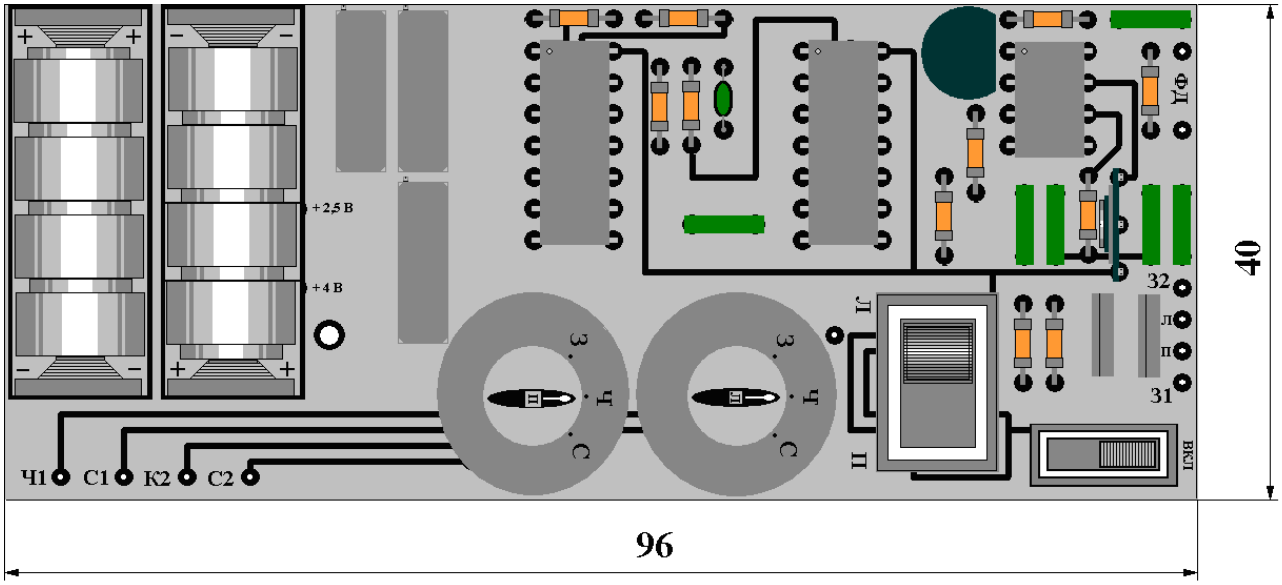


Рисунок 2.17 - Печатна плата пульта пристрою світлоімпульсної стимуляції зорового аналізатора

2.6 Методика проведення дослідження критичної частоти злиття мигтінь

Робота пристрою для контролю функціонального стану людини, на основі дослідження критичної частоти злиття мигтінь, здійснюється таким чином. Перед проведенням тестування знайомлять пацієнта з приладом (рис. 2.18) і методикою обстеження. Доцільно провести пробне визначення КЧЗМ бінокулярно, для з'ясування розуміння мети обстеження без реєстрації свідчень. Обстеження проводять для кожного ока окремо.

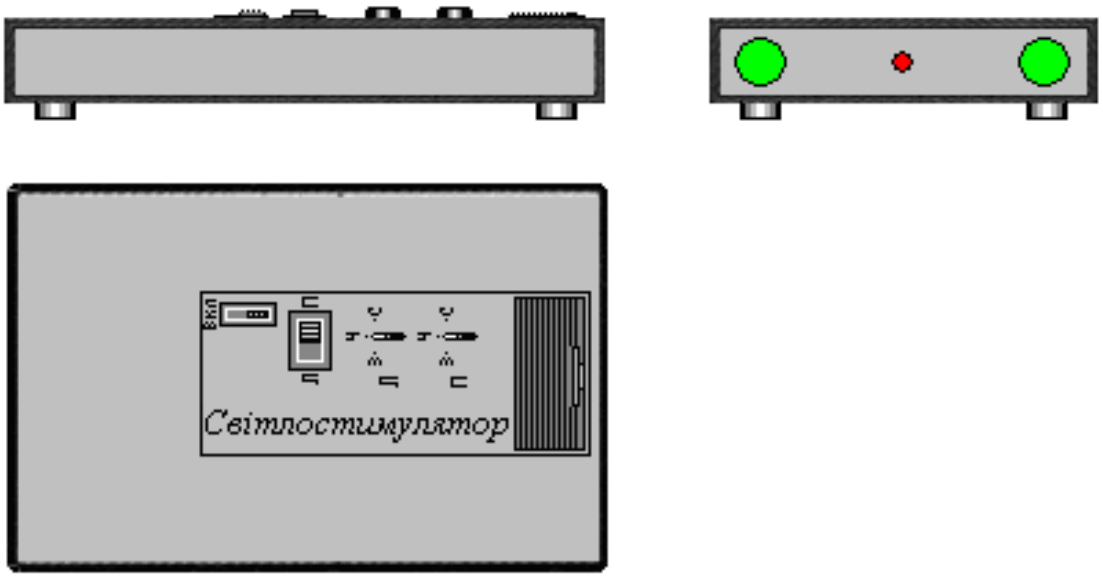


Рисунок 2.18 – Прилад для визначення критичної частоти злиття мигтінь

Пацієнтам з аметропією бажано проводити дослідження в оптимальній очковій корекції. Пацієнтові з відстані 25-30 см пред'являється прилад з включеними світлодіодами. При цьому один з світлодіодів горить постійно, а на іншому світло мелькає з частотою мигтінь, що постійно збільшується, яку лікар плавно регулює за допомогою пульта керування (рис.2.19). В разі монокулярної патології пацієнта доцільно починати обстеження КЧЗМ з ока, яке бачить краще.

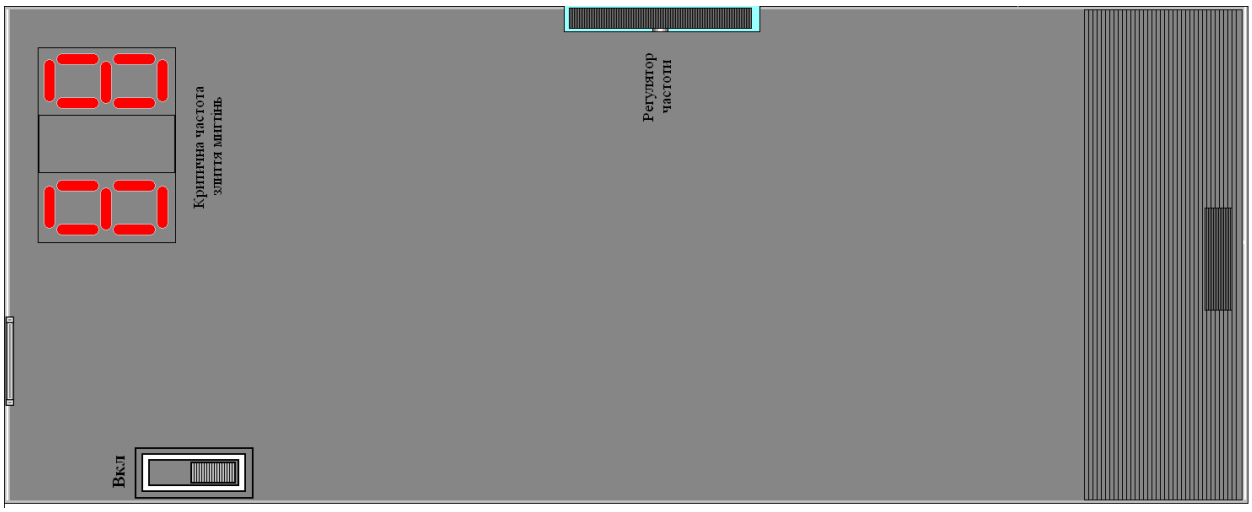


Рисунок 2.19 – Пульт керування пристроєм для визначення КЧЗМ

Починають обстеження з червоного кольору, потім пред'являють зелений колір, а потім - синій. В мить, коли пацієнт перестає розрізняти мигтіння, він відразу повинен подати сигнал лікареві, наприклад, сказати "стоп". Потім перемикачем П/Л перемикають пристрій на інше око.

У цей момент регулювання КЧЗМ припиняється і результат виміру висвічується на екрані. Це перший результат тестування КЧЗМ (Р1).

Потім проводять дослідження в зворотній послідовності, тобто починають тестування з максимальної частоти мигтіння, поступово знижуючи частоту світлового сигналу. В мить, коли пацієнт вкаже на появу мигтінь світлостимулятора, лікар фіксує результат на екрані (Р2).

Результат КЧЗМ пацієнта визначається шляхом обчислення середнього арифметичного значення цих двох величин:

$$КЧЗМ = (Р1+Р2) /2.$$

Показник Р1 в нормі завжди вище за показник Р2 в результаті існуючої зорової інерції у вигляді послідовного образу.

Результати КЧЗМ для здорових пацієнтів приведені в таблиці 2.3.

Заздалегідь проводилася фотометрія трибарвних світлодіодів світлостимулятора:

- синій кристал – 5 кд/м^2;

- зелений кристал – 3 кд/м^2;

Таблиця 2.3 - Результати КЧЗМ для здорових пацієнтів

Стимул-реакція	КЧЗМ	σ
Червоний	43,2 + 0,5 Гц	(+2,5)
Зелений	43,6 + 0,3 Гц	(+2,7)
Синій	--	--
Червоний	42,3 + 0,5 Гц	(+3,5)
Зелений	43,3 + 0,5 Гц	(+3,8)
Синій	40,3 + 0,4 Гц	(+2,4)

- червоний кристал – 7 кд/м^2.

Відносний спектральний розподіл енергії:

- синій кристал – 410-520 нм 80%, домінуюча хвиля – 470 нм;
- зелений кристал – 530-600 нм 80%, домінуюча хвиля – 525 нм;
- червоний кристал – 600-680 нм 80%, домінуюча хвиля – 630 нм.

2.7 Аналіз функціонування пристрою для визначення КЧЗМ

Аналіз функціонування пристрою вироблявся на макетному стенді за допомогою осцилографа Rigol, за схемою представленою на рисунку 2.20.

Зміна опору змінного резистора імітувалася мостом опорів МПС- 120 – 45А. Результати досліджень представлені на рисунку 2.21.

Розроблений пристрій для визначення критичної частоти злиття мигтінь придатний для проведення контролю функціонального стану людини.

Вживання сучасної елементної бази і рішень схемотехніки дозволяє виконати пристрій в оригінальному малогабаритному корпусі з автономним живленням.

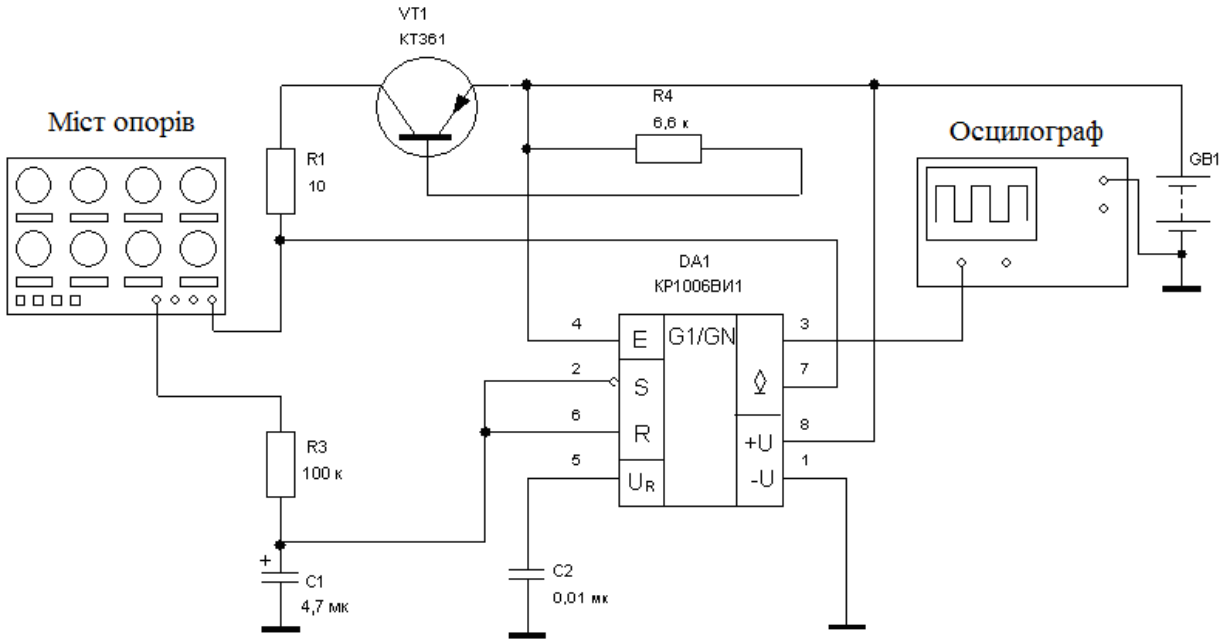


Рисунок 2.20 – Макетний стенд дослідження залежності частоти генератора від змінного опору

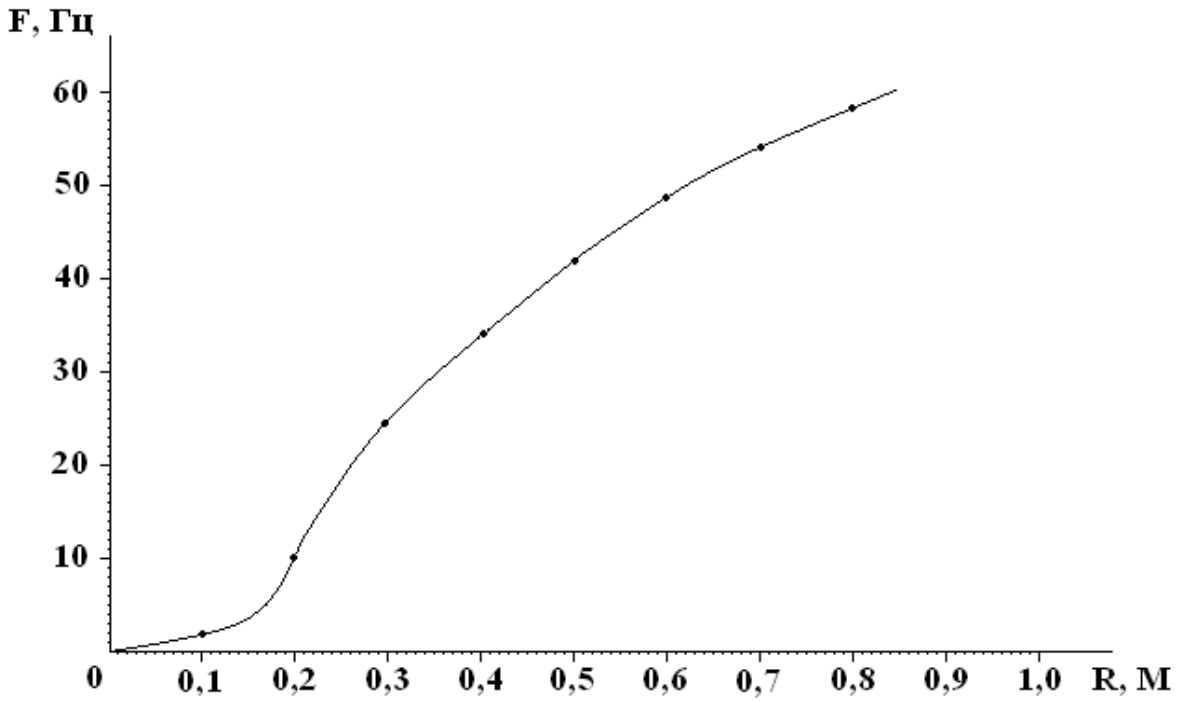


Рисунок 2.21 – Залежність частоти генератора імпульсів від змінного опору

Пристрій виробляє імпульси частотою від 0,1 до 60 Гц, які дистанційно перемикають світлодіоди вибраного кольору свічення і повністю перекривають діапазон діагностики.

Аналіз схеми електричною принциповою показує правильність функціонування пристрою відповідно до заданих умов.

3 Техніко - економічне обґрунтування розробки електронного приладу для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини

3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення приладу для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини

Топологічний аналіз показує, що пристрій може бути реалізований у вигляді малогабаритного мікромодуля і виконаний за сучасною маловитратною технологією тонкоплівкових гібридних мікрозборок, 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 пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини 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 композітних плівок.
C	Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з’єднання виконані у вигляді тонкіх плівок провідних та резистивних матеріалів.
D	Тонкоплівкових гібридних мікрозборок	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 і-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
$\sum$							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 і = 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 «швидкодія»

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
$\sum$					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
$\sum$					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_i
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
$\sum$					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_i
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
∑					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_i
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
∑					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
∑					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 пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини 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 гібридних мікрозборок	0,09	0,41	0,58	0,31	0,42	0,07	0,364

За допомогою методу аналізу ієрархій проведене порівняння чотирьох типів технологій реалізації схеми пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини 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 мікрозборок та печатних плат на фольгованому текстоліті. Саме технологія печатних плат на фольгованому текстоліті й буде використовуватися для виготовлення схеми пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини.

3.2 Розрахунок витрат на виготовлення пристрою для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини

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	Кіль-кість	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
Транзистор КТ3102	шт	10	0,65	6,50
Індикатор АЛС324А	шт.	2	1,80	3,60
Світлодіод H5T8RGBW - 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

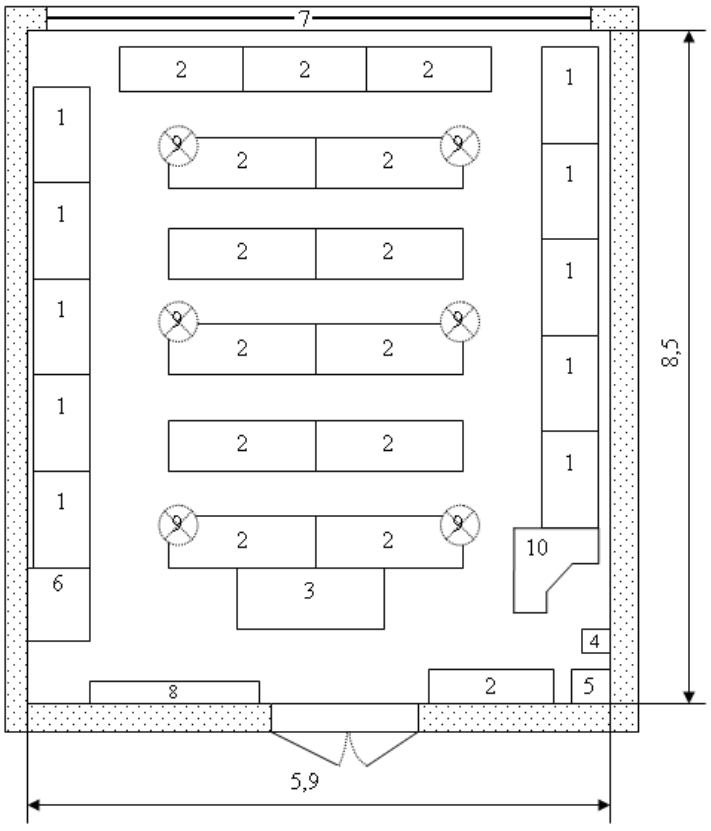
Таблиця 3.12 - Розрахунок вартості напівфабрикатів

Матеріали	Одиниця виміру	Кіль-кість	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

При виконанні дипломної роботи комп’ютерне моделювання та розрахунок електронної схеми приладу для психофізіологічної оцінки рівня стомленості людини проводилися в приміщенні кафедри ЕІСПЗ, макет якої представлено на рисунку 4.1.



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

Рисунок 4.1 – Макет приміщення в якому проводилися роботи

Площа приміщення складає 50,15 м^2; об’єм 175,52 м^3; довжина приміщення 8,5 м; ширина приміщення 5,9 м; висота приміщення 3,5 м; число вікон 1; число робочих місць 10; освітлення: природне (через бічне вікно) і загальне штучне. Параметри приміщення задовольняють нормативним значенням: площа 6м^2, об’єм 20м^3 на одного працюючого.

Лабораторія є приміщенням легкої категорії (виконуються легкі фізичні роботи), тому повинні дотримуватися такі вимоги (період року – холодний):

- оптимальна температура повітря – 22 – 24 ^{o}С (допустима – 20 – 24 ^{o}С);
- оптимальна відносна вологість – 40 – 60% (допустима не більше 75%);
- швидкість руху повітря не більше 0,1 м/с.

Оцінка шкідливих і небезпечних факторів та карта умов праці для робочого місця працівника лабораторії представлені в таблиці 4.1.

Аналіз шкідливих і небезпечних факторів дозволяє зробити висновок, що умови праці в лабораторії характеризуються наявністю нешкідливих виробничих чинників, які не призводять до зростання захворюваності з втратою працездатності та проявом початкових ознак професійної патології.

На ділянці проведення експерименту значна частина моделювання вироблялася на персональному комп'ютері IBM PC і макетному стенді, оснащеному блоками живлення, програмованими пристроями вхідних дій, устаткуванням, яке реєструє і вимірює.

Печатні плати виготовлялися за технологією травлення фольгованого текстоліту на спеціальному стенді з витяжною шафою, розташованому в науково-дослідній лабораторії кафедри.

Тривала робота перед екраном монітора наводить до різних функціональних розладів організму, навантаження на очі. Захворювання поступово накопичуються. В основному страждають кисті, зап'ястя, плечі, шийна область.

4.2 Заходи з поліпшення умов праці

При проведенні моделювання схеми приладу, якість експерименту багато в чому залежить від освітлення, тому в лабораторії має бути передбачене штучне освітлення [27].

Таблиця 4.1 – Оцінка факторів виробничого та трудового процесу працівника лабораторії

№ п/п	Фактори виробничого середовища та трудового процесу	Нормативне значення	Фактичне значення	III клас: шкідливі та небезпечні умови, характер праці			Час дії фактора
				I ступінь	II ступінь	III ступінь	
1	Шкідливі хімічні речовини, мг/м^3: I клас небезпеки _____ II клас небезпеки _____ III-IV клас небезпеки _____	-					
2	Пил переважно фіброгенної дії, мг/м3	4	3,9				50
3	Вібрація (загальна і локальна), дБ						
4	Шум, дБА	70	83		13		75
5	Інфразвук, дБ						
6	Ультразвук, дБ						
7	Неіонізуючі випромінювання: - радіочастотний діапазон, В/м - діапазон промислової частоти, кВ/м - оптичний діапазон (лазерне випромінювання), Вт/м^2						
8	Мікроклімат в приміщенні: - температура повітря, ºС (тепл. п) - швидкість руху повітря, м/с - відносна вологість повітря, % - інфрачервоне випромінювання, Вт/м^2	 23 – 25 ≤ 0 ,2 40 – 60 100	 23 0,1 60				 100 100 100
9	Важкість і напруженість праці	категорія важкості праці - легка, категорія напруженості праці - мало напружена					

Незадовільне освітлення може спотворити інформацію, крім того, викликає стомлення організму в цілому. Неправильне освітлення може з'явитися причиною травматизму.

Залежно від класу приміщення по вибухонебезпеці і від чистоти середовища виробничих приміщень, визначається схема розташування світильників, їх марка і конструктивного виконання [26].

Для освітленості приміщення з розмірами А = 8,5 м, В = 5,9 м та висотою Н = 3,5 м використовуються 6 світильників з чотирма лампами розжарювання. Коефіцієнти віддзеркалення світлового потоку від стелі, стін і підлоги відповідно рівні $p_{пот} = 70\%$, $p_{ст} = 50\%$, $p_{полу} = 10\%$. Затінювання робочих місць немає. Висота світильника $h_c = 0{,}9м$, висота робочої поверхні над рівнем підлоги $h_p = 0.8$ м. Нормативна величина освітленості робочих місць з відео-терміналами складає $E_н = 300 - 500$ лк. В даному приміщенні освітленість 350 – 500 лк.

При монтажі компонентів на плату і формуванні топологічного рисунка струмопровідного шару виникає потенційна небезпека небажаної дії на організм речовин, що звертаються в технологічному процесі, і матеріалів. Всі речовини, що забруднюють повітря, надають шкідливу дію, якщо вони потрапляють в організм в кількостях, що перевищують деяку порогову величину (ГДК). У виробництві плат застосовують певні речовини, які шкідливі для організму. Клас небезпеки шкідливих речовин встановлюється залежно від гранично допустимої концентрації речовин в повітрі робочої зони. Це та концентрація яка переноситься без відхилень від нормального стану в перебігу робочого дня при щоденному диханні. Згідно СН 245-71 встановлюють чотири класи шкідливих речовин: 1-й клас – речовини надзвичайно небезпечні; 2-й клас – речовини високо небезпечні; 3-й клас – речовини помірно небезпечні; 4-й клас – речовини мало небезпечні. Дія токсичних речовин виявляється в гострих і хронічних отруєннях.

При монтажі електронних плат застосовують ацетон, етиловий спирт для знежирення і очищення від пилу мікросхеми, а також олово і каніфоль для припаювання ніжок напівпровідникового приладу до плати. Спирт, ацетон викликає сухість шкіри. При систематичному вдиханні можливі захворювання сітківки ока. Також можливі нервово - психічні захворювання.

Каніфоль дратівливо діє на слизисті оболонки дихальних доріг і на шкіру, що наводить до дерматитів.

Основні засоби техніки безпеки – герметизація апаратури і устаткування, наявність припливний витяжній вентиляції в приміщенні проведення робіт і витяжна шафа для виготовлення печатних плат і монтажу компонентів паянням (рис. 4.2).

Витяжна шафа оснащена вентилятором моделі CE 140L-125. Вентилятор має крильчатки із заломленими вперед лопатками і двигун із зовнішнім ротором. Корпус виготовлений з листової сталі, що гальванізується. Для захисту двигуна від перегріву вентилятор оснащений вбудованими термоконтактами з ручним перезапуском.

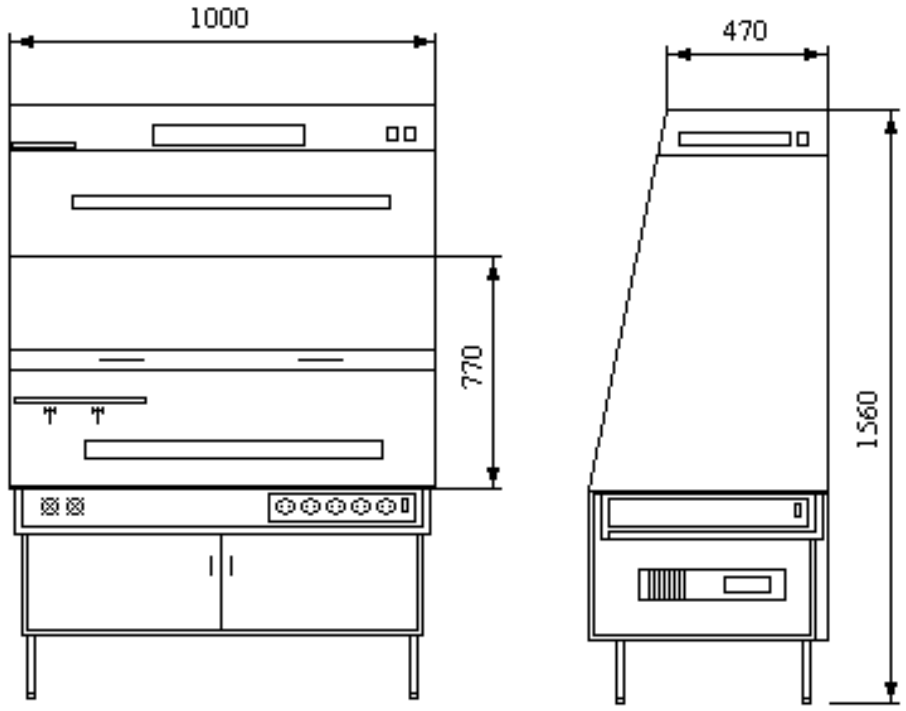


Рисунок 4.2 – Витяжна шафа для виготовлення печатних плат

4.3 Виробнича санітарія

У виробничих приміщеннях, в яких робота на відео терміналах і персональних комп'ютерах є допоміжною, температура, відносна вологість і швидкість руху повітря на робочих місцях повинні відповідати діючим санітарним нормам мікроклімату виробничих приміщень [27].

У виробничих приміщеннях, в яких робота на відео терміналах і персональних комп'ютерах є основною, повинні забезпечуватися оптимальні параметри мікроклімату відповідно до таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 - Оптимальні норми мікроклімату для приміщень з відеотерміналами і персональними комп'ютерами

Період року	Категорія робіт	Температура повітря, °С (не більше)	Відносна вологість повітря %	Швидкість руху повітря м/с
Холодний	Легка – 1а	22-24	40-60	0.1
Теплий	Легка – 1а	23-25	40-60	0.1

До категорії 1а відносяться роботи, які виконуються сидячи і що не вимагають фізичної напруги, при яких витрата енергії складає до 120 ккал/ч. До категорії 1б відносяться роботи, які виконуються сидячи, стоячи або пов'язані з ходьбою і такі, що супроводяться деякою фізичною напругою, при яких витрата енергії складає від 120 до 150 ккал/год.

У приміщенні проведення експерименту підтримується мікроклімат відповідний нормативам, для категорії робіт «Легка – 1а»

Ергономічне розташування робочого міста за персональним комп’ютером оцінюється вимогами:

- до візуальних параметрів засобів відображення інформації індивідуального користування;

- до емісійних параметрів ПК - параметрів випромінювань дисплеїв, системних блоків, джерел живлення, зокрема безаварійного, і ін.

Робота з дисплеями при неправильному виборі яскравості і освітленості екрану, контрастності знаків, квітів знаку і фону, за наявності відблисків на екрані, тремтіння і мигтіння зображення - приводить до зорового стомлення, головних болів, до значного фізіологічного і психічного навантаження, до погіршення зору.

Візуальні параметри і світловий клімат визначають зоровий дискомфорт, який може виявлятися при використанні будь-яких типів екранів дисплеїв, - на електронно-променевих трубках, рідкокристалічних, газорозрядних, електролюмінесценціях панелях або на інших фізичних принципах.

4.4 Електробезпека

Для забезпечення захисту від поразки електричним струмом у використовуваних електроустановках повинні застосовуватися технічні способи і засоби захисту.

Приміщення за ступенем небезпеки ураження людей електричним струмом відповідно до ПУЕ і ДОСТу 12.1.013-78 являється приміщенням без підвищеної небезпеки. Приміщення сухе, добре опалюване з струмонепровідною підлогою, з температурою 18-24 °С, з вологістю 40-50%. З електроустаткувань в ньому знаходяться відео термінальні пристрої та учбові стенди, які знаходяться під напругою U = 220 В, частотою f = 50 Гц.

Вибір того або іншого способу або засобу захисту (або їх поєднань) в конкретному електроприладі, і ефективність його вживання залежать від цілого ряду чинників, у тому числі від:

- номінальної напруги;

- роду, форми і частоти струму використовуваного приладу;

- способу електропостачання (від стаціонарної мережі, від автономного джерела живлення електроенергією);

- вигляду виконання (стаціонарні, пересувні, переносні);

- умов зовнішнього середовища;

- схеми можливого включення людини в ланцюг протікання струму (прямий однофазний, прямий двофазний дотик; включення під напругу кроку);

- вигляду робіт (монтаж, наладка, випробування) і ін.

Основними технічними засобами захисту є:

- захисне заземлення;

- автоматичне відключення живлення (занулення);

- пристрої захисного відключення;

- ізоляція струмопровідних частин.

Принцип роботи ПЗВ (рис. 4.3) полягає в тому, що воно постійно контролює вхідний сигнал і порівнює його з наперед заданою величиною. Якщо вхідний сигнал перевищує встановлене значення, то пристрій спрацьовує і відключає захищену електроустановку від мережі. Як вхідні сигнали пристроїв захисного відключення використовують різні параметри електричних мереж, які несуть в собі інформацію про умови поразки людини електричним струмом.

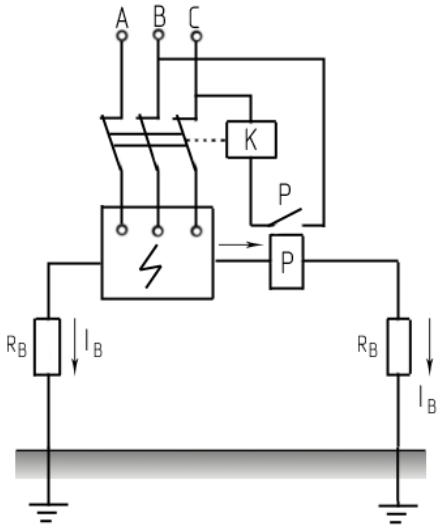


Рисунок 4.3 - Проста схема пристрою захисного відключення

Основними елементами будь-якого пристрою захисного відключення є датчик, перетворювач і виконавчий орган.

Основними параметрами, по яких підбирається те або інші ПЗВ є: номінальний струм навантаження, тобто робочий струм електроустановки, який протікає через нормально замкнуті контакти ПЗВ в черговому режимі; номінальна напруга; встановлене значення напруги; час спрацьовування пристрою [26].

4.5 Пожежна безпека. Техногенна безпека

Виробництво напівпровідникових приладів, згідно ДБН В.1.1–7–2002, відноситься до категорії Б, оскільки це виробництво зв'язане із застосуванням речовин спирту і ацетону з температурою спалаху пари від 28 до 60°С горючих газів. Для зниження пожежної небезпеки використовують обмежену кількість матеріалів які обертаються в процесі, зберігаються, здатні горіти.

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

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

Відстань від найбільш видаленого робочого місця до найближчого виходу – 15 м. Швидкість пересування людей при евакуації – 16 м/мін [19].

Згідно правилами влаштування електроустановок ПВЕ, будівля, в якій знаходиться ділянка по заходах захисту від блискавок, відноситься до категорії 3 і захищається від прямих ударів блискавок, і від замету високих поте-

нціалів через землю, тобто підземні металеві комунікації приєднуються при введенні в об'єкт, що захищається, до заземлювачів електроустаткування. Отже, грозозахист заснований на стержневих громовідводах.

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

Як вогнегасні речовини можна застосовувати воду, вуглекислоту, хімічну і повітряно-механічну піну. Для гасіння вогнищ усередині будівлі на майданчиках сходових кліток, в коридорах і отворі встановлюють пожежні крани, які розміщені в шафах, де знаходиться і рукав з протипожежним стволом. Для гасіння пожеж електроустановок використовується вуглекислий вогнегасник ОУ-2, в кількості двох вогнегасників на приміщення. Існують пожежна електрична сигналізація, яка забезпечує прямий зв'язок пожежної охорони з охоронним об'єктом. У даній будівлі застосовують звукову систему сигналізації. При появі сигналу сповіщення про пожежу співробітники лабораторії № 216 організовано без паніки покидають лабораторію і, залежно від місця спалаху, слідують або вліво через лабораторний корпус для виходу на вулицю Добролюбова, або управо для виходу на вулицю 40 років Радянської України (рис. 4.4).

4.6 Розрахунок захисного заземлення

Заземленню підлягають вимірювальні установки, напруга живлення яких 220 В. У якості заземлювача візьмемо сталеві вертикальні стержні довжиною l = 2,5 м, діаметром d = 0,04 м, діаметр сполучної смуги b = 0,04 м. Контур заземлення розташовано на горизонтальному майданчику біля корпусу академії. Грунт – суглинок.

Допустимий опір заземлюючого пристрою ($R_н$) дорівнює 4 Ом [25]. Визначимо питомий електричний опір ґрунту (суглинку), ρ якого дорівнює 100 Ом·м [26].

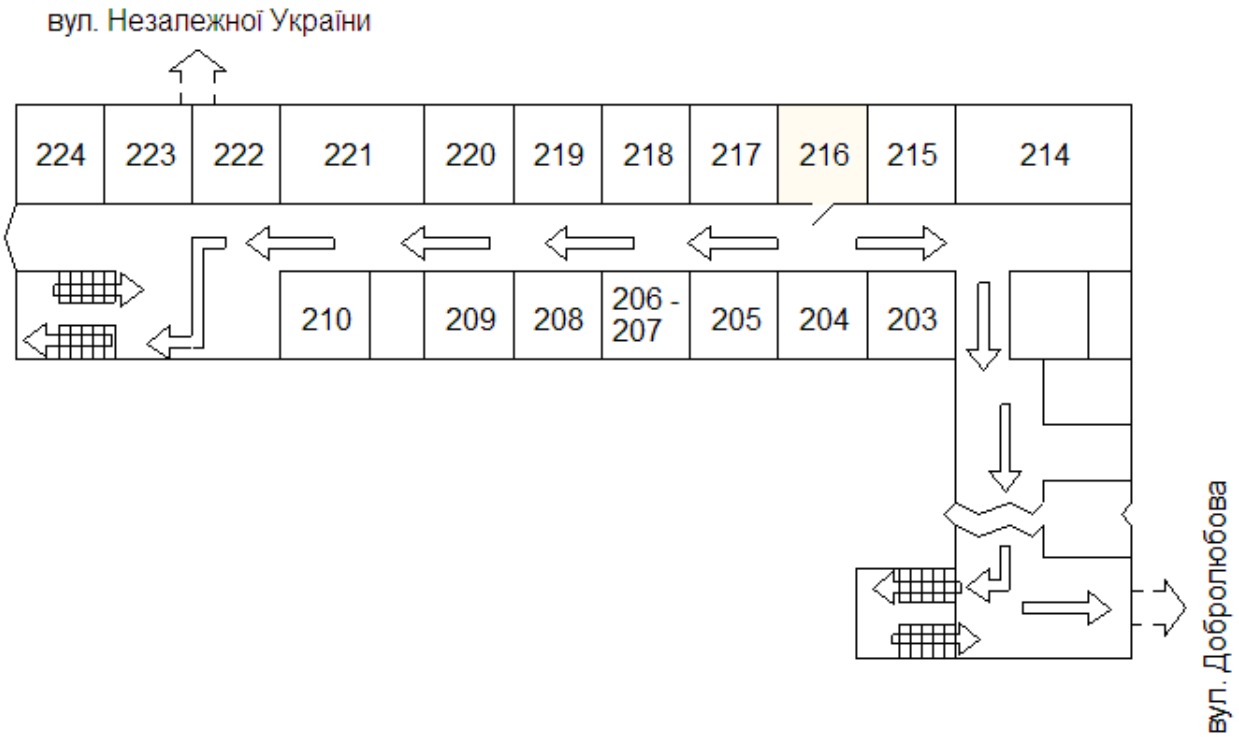


Рисунок 4.4 – План евакуації при пожежі із аудиторії № 216

Розрахуємо опір розтікання струму одного вертикального стержня:

$$R_в = \frac{\rho}{2\pi l} \cdot \ln\frac{4 \cdot l}{d} = \frac{100}{2 \cdot 3{,}14 \cdot 2{,}5} \ln\frac{4 \cdot 2{,}5}{0{,}04} = 35{,}1 Ом$$

Приймемо число заземлювачів:

$$n = \frac{R_l}{R_n} = \frac{35{,}1}{4} = 8{,}775 \approx 9$$

Визначимо довжину горизонтальної смуги (по контуру):

$$l_г = a \cdot n,$$

де а – відстань між вертикальними електродами (а = 2 м)

$$l_г = 2 \cdot 9 = 18 \text{ м}$$

Опір горизонтальної смуги:

$$R_{2c} = \frac{\rho}{\pi \cdot l_г} \cdot \frac{4 \cdot l_г}{b} = \frac{100}{3{,}14 \cdot 18} \cdot \ln\frac{4 \cdot 18}{0{,}04} = 13{,}2 \text{ Ом}$$

Коефіцієнт екранування для вертикального заземлювача [25]:

$$\eta_в = \frac{0{,}68 + 0{,}56}{2} = 0{,}62$$

і для горизонтальної смуги

$$\eta_г = \frac{0{,}34 + 0{,}4}{2} = 0{,}37$$

Опір групи вертикальних заземлювачів:

$$R_{гр} = \frac{R_{вз}}{n \cdot \eta_в} = \frac{35{,}1}{9 \cdot 0{,}62} = 6{,}3 \text{ Ом}$$

Опір горизонтальної смуги з врахуванням екранування:

$$R_г = \frac{R_{го}}{\eta_г} = \frac{13{,}2}{0{,}37} = 35{,}6 \text{ Ом}$$

Опір заземлювача в цілому:

$$R_з = \frac{R_{гр} \cdot R_г}{R_{гр} + R_г} = \frac{6{,}3 \cdot 35{,}6}{6{,}3 + 35{,}6} = 5{,}3 \text{ Ом}$$

Як видно, опір заземлювача перевищує нормативний (4 Ом), тому збільшимо кількість заземлювачів:

$$n = 10,$$

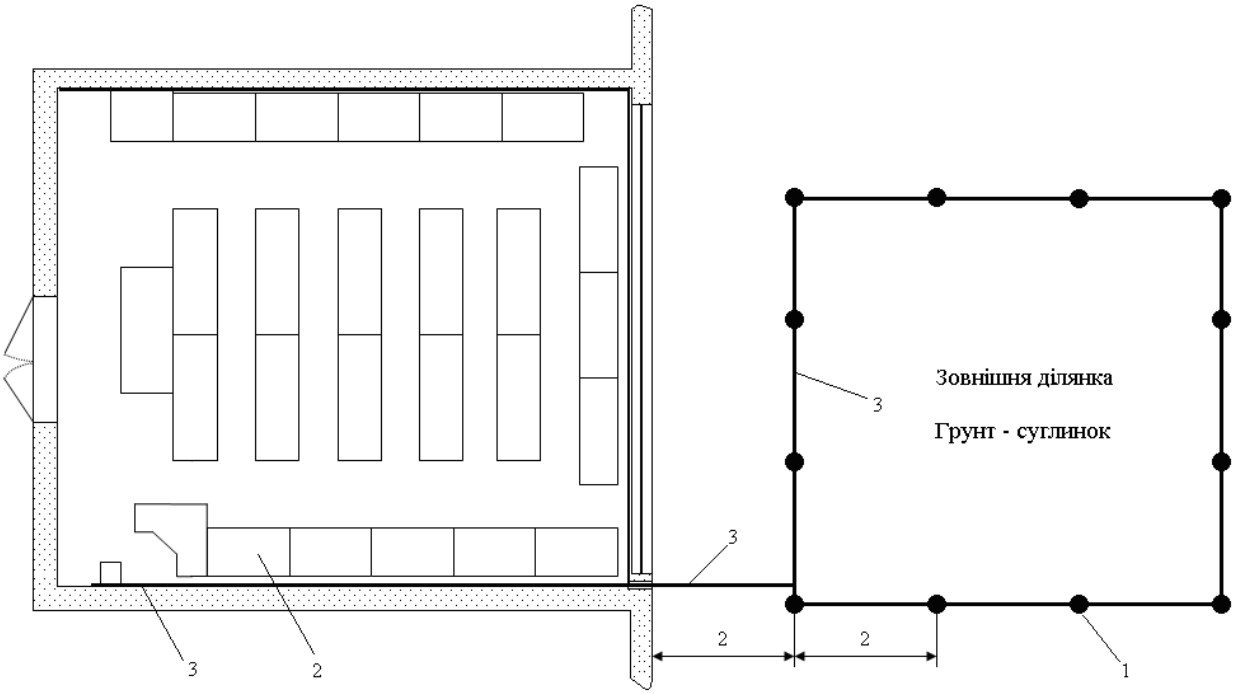
тоді опір заземлювача в цілому складе $R_з = 4{,}6$ Ом, що теж більше $R_н$.

Якщо n = 11, то $R_з = 4{,}2 > R_н$.

Якщо n = 12, то $R_з = 3{,}99 < R_н$.

Число заземлювачів дорівнює 12, які розміщені по контуру зовнішньої ділянки, як показано на рисунку 4.5.

Таким чином, для виконання захисного заземлення використовується 12 вертикальних стержнів діаметром 0,04 м, завдовжки 2,5 м, кожен з яких має опір 31,5 Ом. Опір сполучної смуги 13,2 Ом. Опір заземлювачів в цілому складе 3,99 Ом, що забезпечує безпечну роботу на установках лабораторії.



1 – заземлювачі

2 – електроустаткування що заземлюється

3 – сполучна смуга

Рисунок 4.5 – Розміщення заземлюючих електродів на зовнішній ділянці та сполучної смуги лабораторії проведення експерименту

Висновки та рекомендації

1. Процедура визначення часу настання стомлення і переходу від стану стомлення до стану перевтоми полягає у визначенні моменту часу зміни напряму 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 підібраною 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 астенопії, 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. Жабоєдов Г. Д., Сергієнко М. М. Очні хвороби. Київ : Здоров'я, 1999. 312 с.
2. Безкоровайна І. М. Глаукома. Полтава : Дивосвіт, 2005. 100 с.
3. Венгер Г. Ю. Очні хвороби. Київ: Навчальний посібник для вищих медичних закладів III–IV рівнів акредитації. 2003. 176 с.
4. Жабоєдов Г. Д., Вітовська О. П. Діагностична цінність комп'ютерних методів дослідження поля зору при глаукомі. Київ : Здоров'я, 1999. 312 с.
5. Жабоєдов Г.Д. , Скрипник Р.Л., Кіча О.А. Офтальмологія: підручник. Київ : ВСВ “Медицина, 2018. 296 с.
6. Безкоровайна І. М., Ряднова В. В., Воскресенська Л. К. Офтальмологія: Навчальний посібник для студентів вищих медичних закладів III–IV рівнів акредитації. Полтава : Дивосвіт, 2012. 248 с.
7. Broncato R. Lumbroso B. Cuid to optical coherence tomography interpretation. Italy, 2006. 75 p.
8. Jackson Coleman D. Ultrasonography of the eye and orbit. USA, 2006. 186 с.
9. Завгородня Н.Г., Саржевська Л.Е., Івахненко О.М. Анатомія ока. Методи дослідження в офтальмології: навч. посібник для студентів мед. факультетів. Запоріжжя, 2017. 76 с.
10. Сокуренко В.М., Тимчик Г.С. Чиж І.Г. Око людини та офтальмологічні прилади: навч. посіб. Київ : НТУУ «КПІ», 2009. 264 с.
11. Rabbetts R.B., Bennett A.G. Clinical Visual Optics. Butterworth-Heinemann. Oxford, 1990. 366 p.
12. Чиж І.Г. Аберометрія оптичної системи ока методом рейтресінга. Дисертація на здобуття наукового ступеня докт. техн. наук. Київ : НТУУ «КПІ», 2006. 399 с.

13. Сокуренко В.М. Об’єктивна однопроменева рефрактометрія ока. Дисертація на здобуття наукового ступеня докт. техн. наук. Київ : НТУУ «КПІ», 2001. 181 с.
14. Полякова І.М. Вісник офтальмології: Енциклопедія Сучасної України [Електронний ресурс]. НАН України, НТШ. Київ : Інститут енциклопедичних досліджень НАН України, 2005. Режим доступу : https://esu.com.ua/article-33868 Mark Burns. An Introduction to Mixed-Signal IC Test and Measurement. Device and Materials Reliability, IEEE Transactions, 2001. 234 p.
15. Верьовкін Л.Л., Світанько М.В. Кісельов Є.М. Цифрова схемотехніка. Методичні вказівки до виконання курсового проекту на тему: «Синтез цифрового логічного автомата». Запоріжжя: ЗДІА, 2016. 34 с.
16. Бойко В.І., Гуржій А.М., Жуйков В. Я. Основи схемотехніки електронних систем [Підручник]. Київ : Вища шк., 2004. 527 с.
17. Рябенький В. М., Жуйков В. Я., Гулий В. Д. Цифрова схемотехніка: Навч. посібник. Львів : "Новий Світ-2000", 2009. 736 с.
18. Лукащук Л. О. Схемотехніка логічних та послідовністних схем: навч. посіб. Л. : Видавництво Нац. університету «Львівська політехніка», 2004. 116 с.
19. Бойко В. І., Багрій В. В. Цифрова схемотехніка. Київ : ІЗМН, 2001. 228 с.
20. Воробйова О.М., Іванченко В.Д. Основи схемотехніки: підручник. Одеса : Фекікс, 2009. 388 с.
21. Кожем’яко В. П., Гаркушевський В. С., Петрук В. Г. Оптоелектронні системи і пристрої. Навчальний посібник. Вінниця: ВНТУ, 2005. 100 с.
22. Павлов С.М. Основи мікроелектроніки : навчальний посібник. Вінниця : ВНТУ, 2010. 224 с.

23. Кожем'яко В. П., Павлов С. В., Тарновський М. Г. Оптоелектронна схемотехніка. Навчальний посібник. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. 189 с.

24. Белуха М.Т. Основи наукових досліджень / Белуха М.Т. - К: Вища шк., 1997. - 271с.

25. Кожемякін Г.Б., Рижков В.Г., Бєлоконь 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.

26. Ткачук К.Н. Охорона праці та навколишнього середовища у радіоелектронній промисловості. Київ : Вища шк., 1988. 240 с.

Додаток А

Міністерство освіти і науки України
Запорізький національний університет
Інженерний навчально-науковий інститут ім. Ю.М. Потебні ЗНУ
Національний університет «Києво-Могилянська академія» (м. Київ)
Дніпровський національний університет імені Олеся Гончара (м. Дніпро)
Університет митної справи та фінансів (м. Дніпро)
Полтавський державний аграрний університет (м. Полтава)
Хмельницький університет управління та права імені Леоніда Юзькова (м.Хмельницький)
Криворізький національний університет (м. Кривий ріг)
ДВНЗ «Донбаський державний педагогічний університет» (м. Дніпро)
Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича (м. Чернівці)
Міністерство внутрішніх справ
Запорізький науково-дослідний експертно-криміналістичний центр МВС України
Державна аудиторська служба України
Управління Східного офісу Держаудитслужби в Запорізькій області
Технічний Університет Молдови (республіка Молдова, м. Кишинев).
Маріямпольський університет прикладних наук (Маріямполе, Литва)
Університет Александраса Стульгінскіса (Каунас, Литва)
Університет Вітаутаса Великого (Каунас, Литва)
Університет Ромернса (Литва)
Інститут розвитку міжнародної співпраці (Республіка Польща)
Вища Школа Управління Охороною Праці в Катовіцах (Республіка Польща)
Ченстоховський Технологічний Університет (м. Ченстохова, Республіка Польща)
Гуманітарно-Природничий Університет ім. Яна Длугоша в Ченстохова
(м. Ченстохова, Республіка Польща).



Міжнародна науково-практична конференція

Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні

Запорізького національного університету

«Сучасні перспективи розвитку обліку, фінансів, економіки, управління, права та інженерії»

5 – 6 грудня 2024 р.

м. Запоріжжя

УДК 681.36

Верьовкін Л.Л., к.т.н., доцент, доцент кафедри електроніки, інформаційних систем та програмного забезпечення Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ, м. Запоріжжя

Дем`яненко Т.М. студент 2 курсу спеціальності 176 «Мікро- та наносистемна техніка», Інженерного навчально-наукового інституту ім. Ю.М. Потебні ЗНУ, м. Запоріжжя

МІКРОЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА ОЦІНКИ РІВНЯ СТОМЛЕННОСТІ ЛЮДИНИ

Функціональний стан людини служить характеристикою резервних можливостей організму і якості їх регулювання.

Об'єктивні методи дослідження центральної нервової системи, засновані на реєстрації електрофізіологічних сигналів, малопридатні в умовах виробничої діяльності, військової служби, при заняттях фізичною культурою і спортом. У цих цілях використовуються психофізіологічні методи оцінки характеристик зорового аналізатора, оскільки в зоровому акті бере участь більше половини кори головного мозку.

Широко використовуваною часовою характеристикою зорового аналізатора є критична частота світлових мигтінь (далі – КЧЗМ) – частота переходу від видимості мигтінь до відчуття їх суб'єктивного злиття.

Актуальною є: розробка способів оцінки часу відновлення, часу зорового сприйняття і часу відчуття; розробка способів оцінки КЧЗМ, які забезпечують підвищення точності оцінки; розробка методу і способів оцінки диференціальної чутливості до частоти світлових мигтінь; розробка алгоритмічного і програмно-технічного забезпечення оцінки цих часових характеристик зорового аналізатора; розробка способів контролю функціонального стану і стомленості людини.

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

Існування зорової інерції у вигляді послідовного образу дозволяє оку сприймати періодично затухаюче джерело світла як таке, що безперервно світиться, якщо частота мигтіння зростає до певного рівня. Найменша частота, необхідна для цього, називається критичною частотою злиття мигтіння.

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

В результаті імітаційного моделювання показана можливість оцінки часу відновлення і часу відчуття, їх варіабельність, залежність порогового міжімпульсного інтервалу і часу зорового сприйняття від тривалості імпульсів (рис. 1).

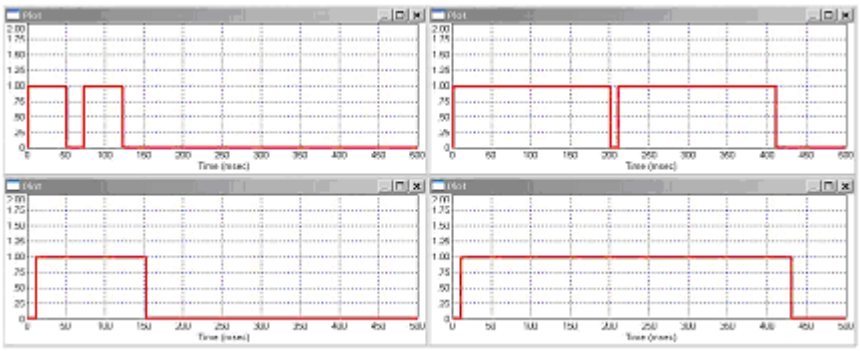


Рисунок 1 – Епюри вхідних і вихідних сигналів імітаційної моделі [1]

В основу розробленої системи поставлено завдання діагностики критичної частоти злиття мигтінь (рис. 2).

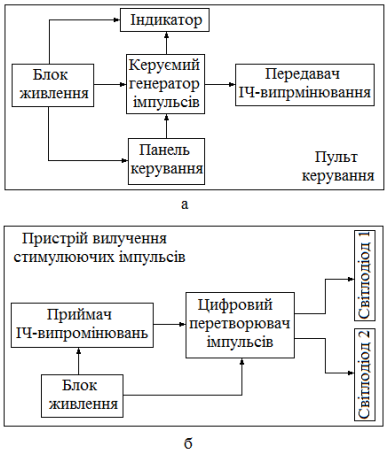


Рисунок 2 – Структурна схема пристрою для діагностики критичної частоти злиття мигтінь [2]

Для визначення параметрів КЧЗМ, світлостимулятори виконаними у вигляді світлодіодів, закріплених у світлозахищеному екрані.

Пристрій виробляє імпульси частотою від 0,1 до 60 Гц, які дистанційно перемикають світлодіоди вибраного кольору свічення і повністю перекривають діапазон діагностики. Імпульсне монохроматичне світло з адекватно підібраною частотою мигтіння як лікувальний чинник виконує роль своєрідної стимул-реакції, яка запускає багато процесів відновлення активності нейрональних механізмів зорового сприйняття.

Література

1. Коломієць В.А., Бруцька Л.А. Ефективність лікування обскураційної амбліопії методом фотостимуляції з використанням структурних патернів. Одеса : «Жива хірургія», 2003. С. 40-41.

2. Швець Є.Я., Верьовкін Е.Л., Небеснюк О.Ю. Апарат для розвитку бінокулярного і стереоскопічного зору. X науково-технічна конференція. Секція «Електроніка та електронні технології”. Запоріжжя : ЗДІА, 2005. С. 112-113.