

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут
Кафедра мікроелектронних інформаційних систем

Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи

рівень вищої освіти другий магістерський
(другий (магістерський) рівень)

на тему Висвітлення та розробка мікроелектронної - інформаційної системи управління збув автомобільного ока

Виконав: студент (ка) II курсу, групи 8.1539
Павлов О.Ф. [підпис]
(прізвище та ініціали) (підпис)

Напряму підготовки 153
(шифр)

Спеціальності Мікро- та наносистемна техніка
(назва)

Керівник доцент, доцент К.Т.Н.
Верховин І.І.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Інженерний навчально-науковий інститут

Рівень вищої освіти другий магістерський
(другий (магістерський) рівень)
Напрямок підготовки ІЗ
(шифр)
Спеціальність Мікро-та наносистемна техніка
(назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри М.Є.К.
Кришова Т.В. проф.
"01" червня 2020 року

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Ковалюк Олександр Валерійович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) дослідження та розробка мікроелектронної - інтегрованої системи відновлення струму висхідного струму

керівник проекту (роботи) Варькович Володимир Володимирович к.т.н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від "25" травня 2020 року № 600

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 01 липня 2020 року

3. Вихідні дані до проекту (роботи) вхідна від отриманого І-33 см.;
короткий інтегрований пристрій пов'язаний по струму по приладовій - 15

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Дослідження та розробка мікроелектронної інтегрованої системи відновлення струму висхідного струму з включенням об'ємного реле роботи мікроелектронного пристрою приладової частоти
4. Сторона проекту та технічна схема

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень) Структурно-функціональна схема роботи аналізатора параметрів та схеми розробленого пристрою. Технічна схема пристрою.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання	приймав
I	Верховин І. І., доцент		10.10.20
II	Верховин І. І., доцент		10.12.20
III	Верховин І. І., доцент		30.11.20
IV	Верховин І. І., доцент		15.11.20

7. Дата видачі завдання 24.05.2020 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Восвідчення теми та етапів вироблення	14.09.2020	
2	Вибір теми та формулювання для дипломного	23.09.2020	
3	Вибір системи	02.10.2020	
4	Вибір теми теми електричного проекту	20.10.2020	
5	Вибір теми теми електричного проекту	27.10.2020	
6	Вибір теми теми електричного проекту	07.11.2020	
7	Вибір теми теми електричного проекту	21.11.2020	
8	Вибір теми теми електричного проекту	01.12.2020	

Студент Коваль О.Р.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник проекту (роботи) Верховин І. І.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль пройдено Верховин І. І.
(підпис) (прізвище та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Інженерний навчально-науковий інститут
Кафедра мікроелектронних інформаційних систем

Пояснювальна записка

до кваліфікаційної роботи

рівень вищої освіти другий магістерський
(другий магістерський) рівень

на тему Дослідження та розробка мікроелектронної інформаційної системи відновлення зору амбліопічного ока

Виконав: студент (ка) II курсу, групи 8.1539

Ковальов О.Ф.

(прізвище та ініціали)

(підпис)

Напряму підготовки 153
(шифр)

Спеціальності Мікро- та наносистемна техніка

(назва)

Керівник доцент, доцент, к.т.н.

Верьовкін Л.Л.

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

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

м. Запоріжжя - 2020 рік

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Інженерний навчально-науковий інститут

Рівень вищої освіти _____ другий магістерський рівень _____
(перший (бакалаврський) рівень, другий (магістерський) рівень)

Напрямок підготовки _____ 153 _____
(шифр)

Спеціальність _____ Мікро- та наносистемна техніка _____
(назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

МЕЕІС

Критська Т.В.

“ _____ ” _____ 20__ року

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

_____ (прізвище, ім'я, по батькові)
 1. Тема проекту (роботи) _____ Дослідження та розробка мікроелектронної ін-
формаційної системи відновлення зору амбліопічного
ока _____

_____ керівник проекту (роботи) _____ Верьовкін Леонід Леонідович, доцент,
к.т.н. _____

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

затверджені наказом вищого навчального закладу від “№600-с”

2. Строк подання студентом проекту (роботи) _____ 01 грудня 2020 ро-
ку _____

3. Вихідні дані до проекту (роботи) _____ Напряга живлення 5В, елементна база
ТТЛШ 555 серії, введення інформації за принципом перцептро-
ну _____

Реферат

Дипломна робота містить: 89 сторінок, 42 рисунка, 18 таблиць, 2 додатки, 23 джерела літератури.

Об'єкт дослідження – мікроконтролерний плеоптичний прилад для лікування зору амбліопічного ока.

Мета роботи – розробка конструкції приладу і функціонального модуля пристрою керування кроковим двигуном.

Задачі роботи – удосконалення методики лікування зору амбліопічного ока, розробка конструктивного рішення приладу, моделювання схеми електричної принципової пристрою керування кроковим двигуном, виконати аналіз отриманих результатів і сформулювати практичні рекомендації із застосування приладу.

Методика досліджень — розробка схеми електричної принципової за допомогою програми Electronics Workbench 5.12.

Використання оновленої методики і апарата для лікування амбліопії, розробленого на кафедрі МЕЕІС є перспективним для подальшого удосконалення.

Пристрій створений для використання як у стаціонарних, так і в побутових умовах.

АМБЛІОПІЯ, КОСООКІСТЬ, ГОСТРОТА ЗОРУ, СПІРАЛЬ АРХІМЕДА ОПТОТИП, ШАГОВИЙ ДВИГУН, ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ МОДУЛЬ, ТОПОЛОГІЧНА СХЕМА, ПЕЧАТНА ПЛАТА, МІКРОЗБОРКА, КОРПУС

Робота виконана на кафедрі МЕЕІС в період з 3 вересня 2020 року по 25 грудня 2020 року.

Зміст

	Стор.
Вступ	6
1. Дослідження технічних методів відновлення зору амбліопічного ока	8
1.1 Механізм бінокулярного зору	8
1.2 Імітаційна модель зорового сприйняття	11
1.3 Прилади і методи лікування амбліопії	14
1.3.1 Метод частотно – контрастних стимул-реакцій	14
1.3.2 Метод використання світлових полів	16
1.3.3 Метод вторинних послідовних образів	18
1.4 Особливості конструювання мікроелектронних систем для офта- льмології	18
1.5 Аналіз елементної бази розробляемого приладу	20
1.5.1 Мікроконтролер AT90S2313 фірми Atmel	21
.....	
1.6 Архітектура і система команд контролера рідинокристалічного ін- дикатора	23
2 Розробка мікроелектронної інформаційної системи відновлення зору амбліопічного ока	27
2.1 Наукові методи лікування амбліопії	27
2.2 Обґрунтування конструктивних особливостей плеоптичного при- ладу	29
2.3 Розробка схеми електричної приладу	37
2.3.1 Обґрунтування вибору мікроконтролера для реалізації схеми	38
2.3.2 Моделювання схеми керування швидкістю обертання двигуном ..	41
2.3.3 Вибір блоку стабілізації напруги	43
2.3.4 Схема електрична принципова приладу	51
2.4 Програма керування мікроконтролером.....	52

2.5 Топологія схеми електричною принциповою мікроконтролерного плеоптичного приладу для офтальмології	55
2.6 Аналіз функціонування логічних вузлів схеми	58
3 Техніко-економічне обґрунтування розробки мікроконтролерного плеоптичного приладу	64
3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення схеми логічного керування підсвітленням секторів з оптотипами	64
3.2 Розрахунок витрат на виробництво схеми логічного керування підсвітленням секторів з оптотипами	68
4 Охорона праці та техногенна безпека	70
4.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів	71
4.2 Виробнича санітарія та мікроклімат робочої зони	73
4.3 Вимоги безпеки при роботі з шкідливими речовинами	75
4.4 Електробезпека	76
4.5 Пожежна та техногенна безпека	78
4.6 Розрахунок захисного заземлення	80
Висновки та рекомендації	81
Перелік джерел	84
Додатки	

Вступ

Вивчення стану зору дітей і підлітків з розробкою заходів, направлених на його охорону і зміцнення, є не лише актуальною медичною, але і гострою соціальною проблемою. Вона займає центральне місце в державних програмах охорони здоров'я багатьох країн. В рамках цих програм особлива увага приділяється встановленню і оцінці рівня здоров'я найбільшого за чисельністю контингенту – школярів.

Серйозною перешкодою на шляху успішного лікування співдружної косоокості є дисбінокулярна амбліопія – стійке пониження гостроти зору постійно косячого ока. Амбліопію у 70 % випадків супроводжує монолатеральна косоокість, що сходиться. Підвищення ефективності лікування амбліопії – актуальне завдання сучасної офтальмології

Принципи існуючих методів лікування амбліопії, згідно теорії про її багатоканальне функціонування, полягають в усуненні конкурентних впливів системи провідного ока, а також в стимуляції функції фовеолярної області амбліопічного ока за допомогою використання негативного послідовного образу, локального "сліпучого" роздратування світлом центральної ямки сітківки, стимуляції центральної ямки "сліпучими полями" всілякої конфігурації, стимуляції за допомогою ґратчастих об'єктів, що обертаються, лазеростимуляції та ін.

Лікування амбліопії у дітей найефективніше в ранні терміни, проте вживання існуючих методів лікування (відеокомп'ютерний тренінг, лазерні стимуляції та ін.) що вимагають від пацієнта посидючості, уваги, певного рівня розвитку центральної нервової системи (ЦНС), утрудняє їх використання у віці до 4...5 років. Крім того, їх відрізняє складність конструкції, дорожнеча, вони застосовні лише в стаціонарних умовах і кабінетах охорони зору дітей.

На ринку України представлений вибір приладів для лікування амбліопії, але вони переважно зарубіжного виробництва і володіють високою вартістю, що робить їх важкодоступними для населення.

В цілях зниження вартості приладів необхідно їх виробляти в Україні на місцевих підприємствах електронної промисловості і на сучасній елементній базі.

Актуальність роботи полягає в створенні зручнішого мікроконтролерного плеоптичного приладу, використання якого можливо як в лабораторіях так і самостійно у домашніх умовах.

1 Дослідження технічних методів відновлення зору амбліопічного ока

1.1 Механізм бінокулярного зору

Під бінокулярним зором розуміють об'єднану діяльність сенсорних і моторних систем обох очей, що забезпечує одночасний напрям зорових вісей на об'єкт фіксації, злиття монокулярних зображень цього об'єкту в єдиний зоровий образ і локалізацію його у відповідне місце простору. Бінокулярний зір підсилює сприйману яскравість об'єкту і дозволяє точніше оцінювати третій просторовий вимір, тобто об'ємність предметів, міру їх абсолютної і відносної віддаленості [1].

Повноцінне сприйняття глибини можливе лише двома очима. Зір одним оком (монокулярний) дає уявлення лише про висоту, ширину, форму предмету, але не дозволяє судити про взаєморозташування предметів в просторі «по глибині». Одночасний зір характеризується тим, що при ньому у вищих зорових центрах сприймаються імпульси від одного і від іншого ока одночасно, проте немає злиття в єдиний зоровий образ.

На рисунку 1.1 схемно представлений механізм бінокулярного зору. Якщо обидва ока фіксують точку А, то її зображення фокусується на центральні ямці сітківки (а і а1), і точка сприймається як одна. Обумовлено це тим, що плями відповідають (ідентичними), або кореспондуючими точками сітківки. Окрім макулярних зон, до кореспондуючих точок відносяться всі точки сітківки, які збігаються, якщо обидва ока з'єднати в одне, наклавши один на одне центральні ямки, а також горизонтальні і вертикальні меридіани сітківки.

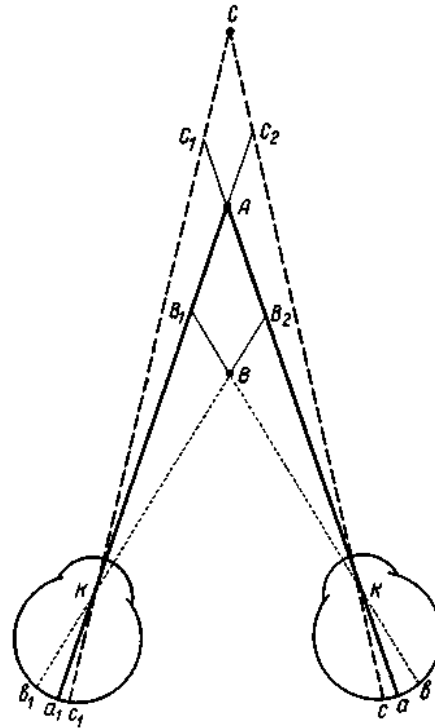


Рисунок 1.1 - Схема механізму бінокулярного зору

Останні точки сітківки, що не співпадають одна з іншою, називаються невідповідними (неідентичними), або диспаратними. Якщо даний об'єкт фокусується на диспаратних точках, то його зображення передається в різні ділянки кори головного мозку, у зв'язку з чим не відбувається злиття в єдиний зоровий образ і виникає двоїння, або диплопія. Двоїння можливе і при порушенні функціонального стану зорового аналізатора, наприклад при втомі, інтоксикації і так далі.

При фіксації точки А у полі зору обох очей лежатимуть також точки В і С. Промені, витікаючи з точки В, впадуть в правому оці правіше за центральну ямку (b), а в лівому – лівіше (b₁), тобто на диспаратні ділянки сітківки. Внаслідок цього точка В буде видна в подвійному зображенні, причому зображення правого ока розташується лівіше фіксуємої точки А, а лівого – правіше за неї. Така диплопія отримала назву перехресною.

Простеживши за зображенням на сітківках точки С, можна бачити, що в правому оці воно містиця лівіше за центральну ямку (c), а в лівому - правіше (c₁), тобто знову-таки в диспаратних ділянках. Отже, і точка С двоїти-

меться, але тепер зображення правого ока лежатиме правіше фіксуємої точки А, а лівого лівіше. Така диплопія називається одночасною.

На практиці найчастіше доводиться зустрічатися з неправильним положенням очей – косоокістю [2]. Воно характеризується відхиленням одного з очей від загальної точки фіксації і порушенням бінокулярного зору.

Незалежно від вигляду косоокості при неї виникають ускладнення, що утрудняють виправлення косоокості і що важко піддаються лікуванню. По суті ці ускладнення можна розглядати як своєрідне сенсорне пристосування для звільнення від двоїння при зорі двома очима.

Скотома гальмування основна і найбільш типова форма пристосування бінокулярної зорової системи до неправильного положення очей. Вона виражається в подавленні зображення в одному з очей і спостерігається лише при зорі обома очима.

При монокулярній косоокості постійно існуюча скотома гальмування у більшості хворих рано чи пізно призводить до більш менш значного зниження зору косячого ока, не дивлячись на відсутність змін на очному дні. Таке зниження зору косячого ока без бачимих органічних поразок позначається як амбліопія від невживання, або дисбінокулярна амбліопія. Чим в ранішому віці виникає амбліопія і чим довше вона існує, тим більше низькою виявляється гострота зору [3].

Для формування нормального (стійкого) бінокулярного зору необхідна наступна умова: достатня гострота зору обох очей (не менше 0,4 Visus), при якій формується чітке зображення предметів на сітківці.

Щоб відновити бінокулярний зір, потрібно провести наступні етапи:

- підвищити гостроту зору амбліопічного ока до 0,4 Visus.
- виправити косоокість.
- проводити періодичне тренування бінокулярного зору.

Найбільш перспективними є методи відновлення зору амбліопічного ока, засновані на світлоімпульсній дії на зоровий аналізатор, з метою здобуття вторинних зорових образів.

1.2 Імітаційна модель зорового сприйняття

З метою дослідження зорового сприйняття світлових імпульсів використана імітаційна модель, для чого на підставі аналізу структурної схеми функціонування зорового аналізатора (ЗА) людини [4] запропонована структурно-функціональна модель у вигляді системи із зворотними зв'язками (рис. 1.2). Світлові стимул-реакції впливають на орган зору з нормальною освітленістю, отже, вплив паличкового апарату, що працює при низькому рівні освітленості (0,1 - 0,3 лк) [4], не враховується.

Двійковий код				Зворотній код			
Y4	Y3	Y2	Y1	A4	A3	A2	A1
0	0	0	0	1	1	1	1
0	0	0	1	1	1	1	0
0	0	1	0	1	1	0	1
0	0	1	1	1	1	0	0
0	1	0	0	1	0	1	1
0	1	0	1	1	0	1	0
0	1	1	0	1	0	0	1
0	1	1	1	1	0	0	0
1	0	0	0	0	1	1	1
1	0	0	1	0	1	1	0
1	0	1	0	0	1	0	1
1	0	1	1	0	1	0	0
1	1	0	0	0	0	1	1
1	1	0	1	0	0	1	0
1	1	1	0	0	0	0	1
1	1	1	1	0	0	0	0

Рисунок 1.2 - Структурно-функціональна модель зорового аналізатора

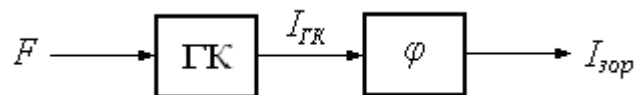
$a_{л}$ и $a_{п}$ – центральні ямки лівого і правого ока; $F_{л}$ и $F_{п}$ – вхідна зорова інформація лівого і правого ока; СР – світлочутливі рецептори; Гор К – горизонтальні клітини; БК – біполярні клітини; АК – амакринові клітини; ГК – гангліозні клітини; $I_{зор}$ – імпульси, що передаються у зорову частину головного

мозку; $D_{л}$ и $D_{п}$ – лівий і правий підкіркові окорухові ядра; $KD_{л}$ і $KD_{п}$ – лівий і правий кіркові центри рухів очей; $KC_{л}$ і $KC_{п}$ – лівий і правий кіркові зорові центри; $A_{л}$ і $A_{п}$ - ліве і праве фовеальні кіркові представництва; $I_{м}$ – вихідні імпульси зорового аналізатора; E – асоціативний центр; α – кут повороту очного яблука у напрямі загальної точки фіксації.

Системи передачі і обробки інформації, зокрема роботу зорового апарату, прийнято характеризувати передавальними функціями, які для, біполярних і горизонтальних кліток фоторецепторів відомі. Шар нейронів на передній стороні сітківки містить гангліозні клітини, сигнали, на виході яких $I_{зор}$ імпульсні. Модель гангліозної клітини (рис. 1.3) представимо як штучний нейрон у вигляді елемента затримки ГК з функцією активації φ «жорстка» сходи́нка:

$$I_{зор} = \begin{cases} 1, & I_{ГК} > I_{ГКпор}; \\ 0, & I_{ГК} \leq I_{ГКпор}. \end{cases} \quad (1.1)$$

де $I_{ГК}$ – імпульси на виході елемента затримки; $I_{ГКпор}$ – пороговий рівень збудження гангліозної клітини, $I_{зор}$ – вихідні імпульси зорового аналізатора.



F - вхідна зорова інформація;

$I_{ГК}$ - імпульси на виході елемента затримки;

φ – функція активації «жорстка» сходи́нка;

$I_{зор}$ - вихідні імпульси зорового аналізатора

Рисунок 1.3 - Модель гангліозної клітини

Процес формування сигналів в ЗА відбувається за наявності зовнішніх і внутрішніх шумів. Прийmemo внутрішній шум, обумовлений флуктуаціями квантів світла, поглинених сітківкою як стаціонарну флуктуаційну перешкоду, розподілену відповідно до нормального закону.

Тоді поточне значення порогового рівня збудження гангліозної клітини

можна представити у вигляді адитивної суміші постійної складової і випадкового коливального процесу з розподіленими відповідно до нормального закону амплітудою і частотою [5]:

$$I_{ГК\text{ нор}}(t) = I_{ГК\text{ нор}} + I_{\phi}(t) \cos \left[\varphi(t) \right], \quad (1.2)$$

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

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

де $I_{ГК\text{ нор}}$ – постійна складова порогового рівня збудження гангліозної клітини; I_{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 очікування кутової частоти випадкового коливального процесу.

Умова збудження нейрона має вигляд:

$$I_{зор} = \begin{cases} 1, & I_{\text{м}} > I_{\text{нор}}; \\ 0, & I_{\text{м}} \leq I_{\text{нор}}. \end{cases} \quad (1.5)$$

де $I_{\text{м}} = I_{\text{м поч}} + I_{\Sigma\text{ вих}}$ – мембранний імпульс; $I_{\text{м поч}}$ – початкове значення мембранного імпульсу за відсутності вхідних сигналів; $I_{\Sigma\text{ вих}}$ – величина імпульсу, викликана дією вхідних сигналів; $I_{\text{нор}}$ – пороговий рівень збудження нейрона, визначуваний по формулах (1.2 – 1.4).

Пороговий рівень збудження нейрона при дії вхідних сигналів:

$$I_{\text{нор}}(t+1) = \begin{cases} I_{\text{нор}}(t) - \Delta I_{\text{нор}}, & I_{\text{зор}}(t) = 0; \\ I_{\text{нор}}(t) + \Delta I_{\text{нор}}, & I_{\text{зор}}(t) = 1. \end{cases} \quad (1.6)$$

де $\Delta I_{\text{нор}}$ – величина зміни рівня збудження нейрона.

Тоді умова збудження нейрона має вигляд:

$$I_{nop}(t+1) = \begin{cases} 1, & I_{mnoch} + I_{\Sigma vix}(t+1) > I_{nop}(t) - \Delta I_{nop}; \\ I(t) = 0; \\ 0, & I_{mnoch} + I_{\Sigma vix}(t+1) \leq I_{nop}(t) + \Delta I_{nop}; \\ I(t) = 1. \end{cases} \quad (1.7)$$

Розроблена модель дозволяє якісно і кількісно ідентифікувати частотно-годинні режими впливу на орган зору імпульсним світлом загального об'єкту фіксації.

1.3 Прилади і методи лікування амбліопії

Амбліопія залишається актуальною проблемою, а велика кількість пропонованих методів її лікування свідчить, що жоден з них не є універсальним. Популярне в лікуванні амбліопії останнім часом локальне засвітлення лазерним променем. Збуджуючи сітківку амбліопічного ока, лазерний промінь формує складний інтерференційний узор що робить стимулюючий вплив на функціонально загальмовані елементи зорової системи.

Недоліком лазерної стимуляції, є її нефізіологічність, оскільки використовуване для стимуляції сітківки лазерне випромінювання по своїм фізичним характеристикам і потужності неадекватно природної стимул-реакції — світловому вилученню. Внаслідок цього не виключається можливість ушкоджувальної дії лазерного випромінювання на фоторецептори сітківки. Недоліком є і те, що лазерні випромінювачі працюють лише в визначеній і обмеженій для кожного лазера частині спектру. Доцільно розглянути безпечніші і надійніші методи.

1.3.1 Метод частотно – контрастних стимул-реакцій

Розробка ефективних і в той же час простих методів лікування амбліопії є одним з актуальних завдань охорони зору дітей. Останніми роками

з'явився новий метод лікування амбліопії, заснований на дослідженнях фізіології зору, що показали, що гострота зору є складовим елементом частотно-контрастної чутливості. І що при амбліопії спостерігається зниження контрастної чутливості у всіх діапазонах частот. Виходячи з цього пришли до виводу, що для активізації всіх рівнів зорової системи амбліопічного ока слід використовувати ряд контрастних ґрат з різною просторовою частотою (рис. 1.4).



Рисунок 1.4 - Ігрові патерн-стимулятори

Лікування, по Кемпбеллу, що отримало назву КЕМ-стимуляції, застосовано в спостереженні амбліопічним оком за обертаючимися з частотою 1—2 об/хв черно-білими смугами (ґратами), простора частота яких міняється від 0,5 цикл/град до 32 цикл/град. Вибір необхідних ґрат визначають попереднім дослідженням у пацієнта контрастного порогу. В разі порушення сприйняття низьких частот лікування починають з ґрат 0,5 цикл/град, а при аномальному сприйнятті середніх і високих частот використовують ґрати від 8 до 16 і більш цикл/град. В процесі лікування ґрати міняють. Курс лікування не перевищує двадцяти 7-хвилинних сеансів. Результати лікування оцінюють по таблицях Снеллена.

У літературі оцінка ефективності нового методу неоднозначна. Одні автори підтверджують переваги КЕМ-стимуляції перед оклюзією: коротші терміни лікування, можливість вживання у випадках, коли оклюзія психологічно неприйнятна хворим або його батьками, можливість для більшості хворих лікуватися амбулаторно. Інші дослідники не знаходять переваг

КЕМ-стимуляції перед загальноприйнятими методами лікування амбліопії: оклюзією, педалізацією.

Фізіологічні принципи нового методу базуються на контрастній чутливості як одній з основ зору людини. Як встановлено, при амбліопії контрастна чутливість понижена або на всьому видимому просторово-частотному діапазоні, або на окремих його ділянках. При лікуванні амбліопії оклюзією безліч різноманітних по силі і якості, але неупорядкованих зображень з довколишнього для пацієнта світу падає на сітківку амбліопічного ока. Якщо зображення впорядкування, то зорова система отримує більш потужну стимул-реакцію на різних її рівнях. Чітко обкреслені висококонтрастні ґрати при обертанні займають всі орієнтаційні позиції і являються саме такою стимул-реакцією. Завдяки їх обертанню підключається візомоторна діяльність амбліопічного ока, активуються функціонально загальмовані зорові нейрони і гострота зору підвищується.

Недоліками даного способу є відсутність індивідуального підбору параметрів фотостимуляції з врахуванням вихідного стану зорових функцій і динаміки їх підвищення в процесі лікування, використання лише чорно-білих стимул-реакцій, що не дозволяє отримати максимальний лікувальний ефект.

1.3.2 Метод використання світлових полів

Одним з основних методів лікування амбліопії по результативності є метод локального сліпучого роздратування світлом центральної ямки сітківки по Е. С. Аветісову. Світло, є подразником рецепторів сітківки і нейронів, що реагують на дифузне світло [7].

Лікування дисбіокулярної амбліопії починається з призначення оптичної корекції. За два тижні після призначення очкової корекції приступають до лікування локальним сліпучим роздратуванням світлом центральної ямки сітківки із застосуванням світлових полів. Зазвичай використовується прилад

«Монобіноскоп» (рис. 1.5). Рукоятка трансформатора, від якого живиться лампочка для засвітлень, встановлюється в різні положення для регулювання.



Рисунок 1.5 – Зовнішній вигляд апарату «Монобіноскоп»

Сеанс проводять протягом 30 секунд. Тричі з 10-секундними інтервалами проводять локальне сліпуче роздратування світлом центральної ямки сітківки. Після того, як гострота зору амбліопічного ока досягала значень 0,3 - 0,4, стимулююче роздратування центральної ямки проводять в умовах вчетверо пониженої яскравості, що досягається поворотом ручки трансформатора в заздалегідь розраховане положення.

Паралельно із засвітленнями проводять вимикання з акту зору провідного ока (пряма оклюзія) і вправи в локалізації на приладі коректор-локалізатор.

Використання зеленого кольорофільтру при локальному сліпучому роздратуванні світлом центральної ямки сітківки було більш ефективним, ніж червоного. Приєднання до плеоптичного засвітлення монохроматичних випромінювань дозволяє підвищити гостроту зору на амбліопічних очах, в тому числі в хворих, що раніше лікувалися після традиційних методик.

1.3.3 Метод вторинних послідовних образів

Відомий пристрій для лікування амбліопії [8], в основі якого лежить метод зорового навантаження амбліопічного ока після здобуття послідовного образу за допомогою великого безрефлексного офтальмоскопу. Пристрій складається з білого екрану, розміром $1,5 \times 1,5$ м міткою в центрі, електричної лампи в 150 Вт, пристрою, за допомогою якого лампа працює в імпульсному режимі, і наборі оптотипів.

За допомогою великого безрефлексного офтальмоскопу отримують послідовний образ кульки. Потім пацієнта садять на відстань 2,5 м від екрану, так аби мітка була на рівних ока. Пацієнту пропонують поєднати центр послідовного образу кульки з міткою на екрані. Після цього показують для розпізнавання окремі оптотипи, поєднуючи їх з фіксаційною міткою. Окремі оптотипи виконані у вигляді ізольованих знаків таблиці (кільця Ландольта), наклеєних на листі білого картону. Пропонуючи оптотипи, підбирають їх такого розміру, при яких пацієнт розпізнавав би напрям розривів в кільцях Ландольта. Аби збільшити час збереження послідовного образу, екран освітлюється електричною лампою в імпульсному режимі. Наприклад, період освітлення 0,5 с, період затемнення 0,02 с.

Головним недоліком цього пристрою є те, що використання послідовного образу вимагає від пацієнта досить значної свідомої участі. Діти різних вікових груп не завжди можуть ідентифікувати послідовний образ. Навіть якщо послідовний образ міститься досить довго, діти молодшого віку не можуть правильно зафіксувати його появу і зникнення.

1.4 Особливості конструювання мікроелектронних систем для офтальмології

Сучасний ринок програмного забезпечення пропонує велику різноманітність пакетів програм, що дозволяють моделювати на ЕОМ мікроелектронні

системи досить високої складності. Підвищення обчислювальної потужності персональних ЕОМ дозволяє реалізовувати усе більш дружні, барвисті і зручні інтерфейси спілкування з користувачем.

Створення математичної моделі мікроелектронної системи починається з схеми заміщення - наочного графічного зображення, що містить лише певні елементи, що ідеалізуються, математичні описи яких вельми прості. Число таких елементів невелике, і кожен реальний фізичний прилад представляється деякою схемною моделлю, що містить декілька елементів, що ідеалізуються. Основна гідність схеми заміщення - можливість застосувати до неї формалізовані методи формування рівнянь кола. І це завдання легко вирішується за допомогою ЕОМ.

Наступне завдання - як з наявної математичної моделі (тобто системи рівнянь) отримати потрібну характеристику кола. Успішне її рішення можливе після вивчення різних методів аналізу електронних схем. Деякі з них дають рішення в аналітичній формі, інші орієнтовані виключно на чисельне представлення результатів.

Особливістю конструювання електронних функціональних модулів є поєднання конструктивних і технологічних рішень, пов'язаних з формуванням тих або інших компонентів схеми. Розглянемо основні етапи виготовлення функціональних модулів [10].

1 етап – аналіз принципової електричної схеми і дослідження можливостей її реалізації у вигляді малогабаритних елементів. На цьому етапі визначають типів вживаних елементів, їх номінальні параметри, виявляють, які елементи будуть виконані в плівкового виконання, а які – в дискретному, а також число і розташування контактних майданчиків. З цією метою перетворюють принципову електричну схему виробу в комутаційну.

2 етап – розробка топологічної структури схеми. Топологічне креслення схеми це конструкторський документ, що визначає орієнтацію і взаємне розташування всіх елементів на площі підкладки, а також форму і розміри струмопровідних доріжок.

3 етап – виготовлення фотошаблонів і масок. На основі топологічного креслення у фотолабораторії виготовляють мініатюрні фотошаблони, розміри яких відповідають розмірам схеми. Фотошаблони виконують на фотопластиках з роздільною здатністю порядку 400 ліній/мм. На їх основі виготовляють маски (трафарети), через які напилюють необхідні матеріали. Як підкладки для масок використовують нікельовану мідну фольгу, з неіржавіючої сталі, з бронзи і тому подібне.

4 етап – формування провідного шару.

5 етап – установка дискретних елементів. Для з'єднання навісних активних елементів з провідним шаром застосовується паяння низькотемпературними припоями, що виключає пошкодження приладів і порушення адгезії металізованих ділянок підкладки із-за перегріву. Паяння виробляється мініатюрними механізованими паяльниками з автоматичним дозуванням припою і авторегулюванням температури нагріву зони з'єднання.

6 етап – конструктивне оформлення схеми. Застосовуються два способи захисту функціональних модулів від дії зовнішніх чинників і від механічних пошкоджень: безкорпусний захист (герметизація компаундами) і корпусний захист (герметизація за допомогою міцних корпусів різного типу).

1.5 Аналіз елементної бази розробляемого приладу

Прилад для відновлення зору амбліопічного ока повинен забезпечувати дію на зоровий аналізатор світловим потоком, сформованим в зображення, яке містить зорову інформацію і розглядається як адекватний подразник зорової системи, збуджуючий детекторні елементи і який викликає у відповідь реакцію у вигляді зорового образу [8].

Основним компонентом пристрою є мікроконтролер. За рахунок його можливостей мікроконтролерний пристрій дозволяє отримати послідовний образ, виробляти засвічення амбліопічного ока сліпучими полями білого чер-

воного і зеленого кольору свічення, виробляти тренування апарату акомодациї, фузійних резервів, розпізнавати тест-об'єкти з різною мірою навантаження на орган зору. Інформація про режими відновлення бінокулярного зору повинна відображатися на рідкокристалічному індикаторі.

1.5.1 Мікроконтролер AT90S2313 фірми Atmel

AT90S2313 (рис. 1.6) – економічний 8 бітовий КМОН мікроконтролер, побудований з використанням розширеної RISC архітектури AVR. Виконуючи по одній команді за період тактової частоти, AT90S2313 має продуктивність біля 1MIPS на МГц, що дозволяє розробникам створювати системи оптимальні за швидкістю і споживаній потужності.

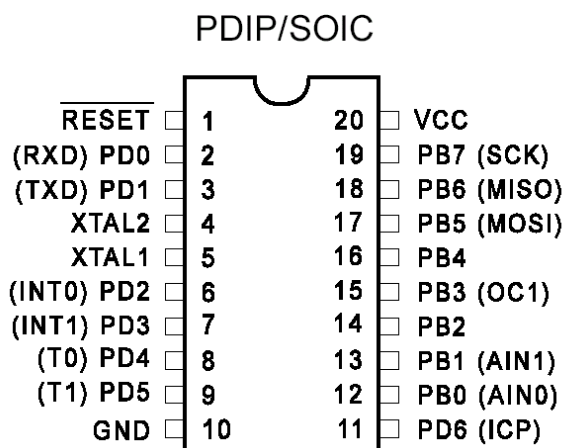


Рисунок 1.6 – Опис виводів мікроконтролера AT90S2313

У основі ядра AVR лежить розширена архітектура RISC, об'єднуюча розвинений набір команд і 32 регістри загального призначення. Все 32 регістри безпосередньо підключено до арифметико-логічного пристрою (АЛП), що дає доступ до будь-яких двох регістрів за один машинний цикл. Подібна архітектура забезпечує десятиразовий вигреш в ефективності коди в порівнянні з традиційними мікроконтролерами CISC.

Мікросхеми виробляються з використанням технології незалежної пам'яті високої щільності фірми Atmel. Завантажувана флеш-пам'ять на крис-

талі може бути перепрограмована прямо в системі через послідовний інтерфейс SPI або доступним програматором незалежної пам'яті. Об'єднуючи на одному кристалі вдосконалений 8-бітовий процесор RISC із завантажуваною флеш-пам'яттю, AT90S2313 є потужним мікроконтролером, який дозволяє створювати досить гнучкі і ефективні за вартістю пристрої.

AT90S2313 підтримується повною системою розробки що включає макросемблер, програмний відладчик/симулятор, внутрішньо схемний емулятор і налагоджувальний комплект.

АЛП процесора безпосередньо підключено до 32 регістрів загального призначення. За один машинний цикл АЛП виробляє операції між регістрами регістрового файлу. Команди АЛП розділені на три основні категорії – арифметичні, логічні і бітові. Деякі мікроконтролери сімейства AVR мають апаратний помножувач в арифметичній частині АЛП.

AT90S2313 містить 2кБ завантажуваної флеш-пам'яті для зберігання програм. Оскільки всі команди займають одне 16-розрядне слово, флеш-пам'ять організована як 1К 16-розрядних слів. Флеш-пам'ять витримує не менше 1000 циклів перезапису.

Програмний лічильник має ширину 10 біт і таким чином адресується до 1024 слів програмної флеш-пам'яті.

AT90S2313 містить 128 байт електрично стираної незалежної пам'яті (EEPROM). EEPROM організована як окрема область даних, кожен байт якої може бути прочитаний і перезаписаний. EEPROM витримує не менше 100000 циклів запису/стирання. Доступ до незалежної пам'яті даних задається регістром адреси, регістром даних і регістром, що управляє .

1.6 Архітектура і система команд контролера рідкокристалічного індикатора

Багато фірм (Optrex Corporation, Powertip, Seiko Instruments, Batron і ін.) випускають рідкокристалічні індикатори (РКІ) зі вбудованими контролерами, що полегшують реалізацію інтерфейсу РКІ і мікропроцесора.

РКІ, що рекомендується, за допомогою стандартного 14-контактного роз'єму (табл. 1.1) обмінюється інформацією з мікроконтролером, що управляє (у нашому випадку з AVR). AVR-мікроконтролер посилає в РКІ команди (табл. 1.2), керуючі режимами його роботи, і ASCII-коди символів, що виводяться. У свою чергу, РКІ може посилати AVR-мікроконтролеру по його запиті інформацію про свій стан і дані зі своїх внутрішніх блоків пам'яті.

Таблиця 1.1 – Опис виводів стандартного роз'єму РКІ на базі МТС-

N	Назва виводу	Опис
1	V _{SS}	(-) Живлення 0 V
2	V _{DD}	(+) Живлення +5V
3	V ₀	Напруга зсуву, що управляє контрастністю
4	RS	Вхід. Високий рівень - Дані; Низький - Команди
5	R/W	Вхід. Високе читання, Низький Запис
6	E	Вхід. Строб, супроводжуючий сигнали на шині "команди / дані"
7	DB ₀	Шина "команди/дані"
8	DB ₁	
9	DB ₂	
10	DB ₃	
11	DB ₄	
12	DB ₅	
13	DB ₆	
14	DB ₇	

Три виведення 14-контактного роз'єму призначено для подачі живлячої напруги і напруги зсуву, який управляє контрастністю дисплея. На рис. 1.7 показана схема підключення цих виводів, що рекомендується.

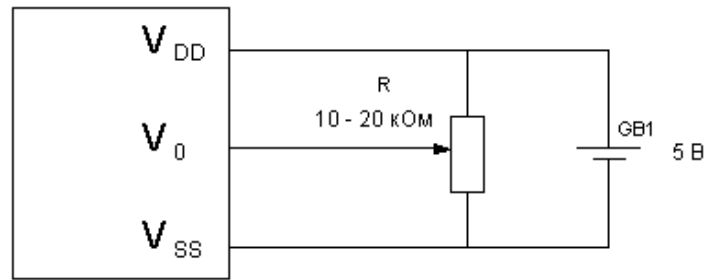


Рисунок 1.7 – Можлива схема живлення PKI

З тих, що залишилися 11 виводів 8 (DB0 - DB7) використовуються для організації мультиплексованої шини "команди / дані", і на 3 виводи (RS, R/W, E) AVR-мікроконтролер виставляє сигнали, що управляють. На рис. 1.8 представлені тимчасові діаграми цих сигналів при записі команд / даних в контролер PKI.

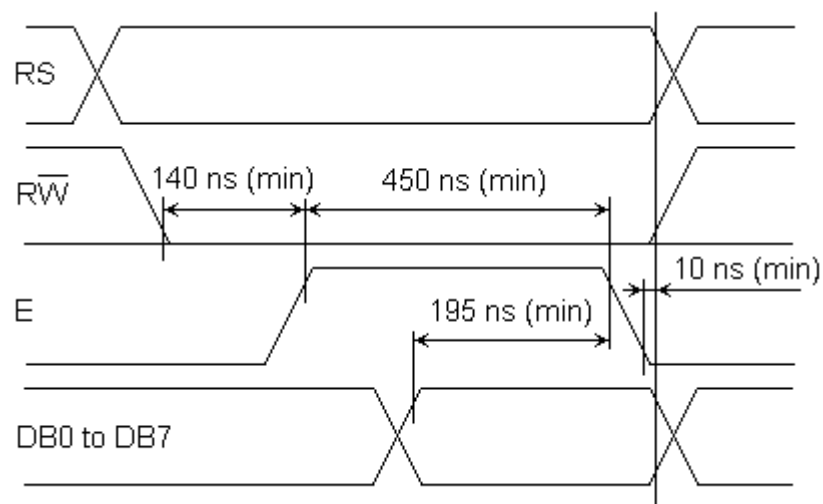


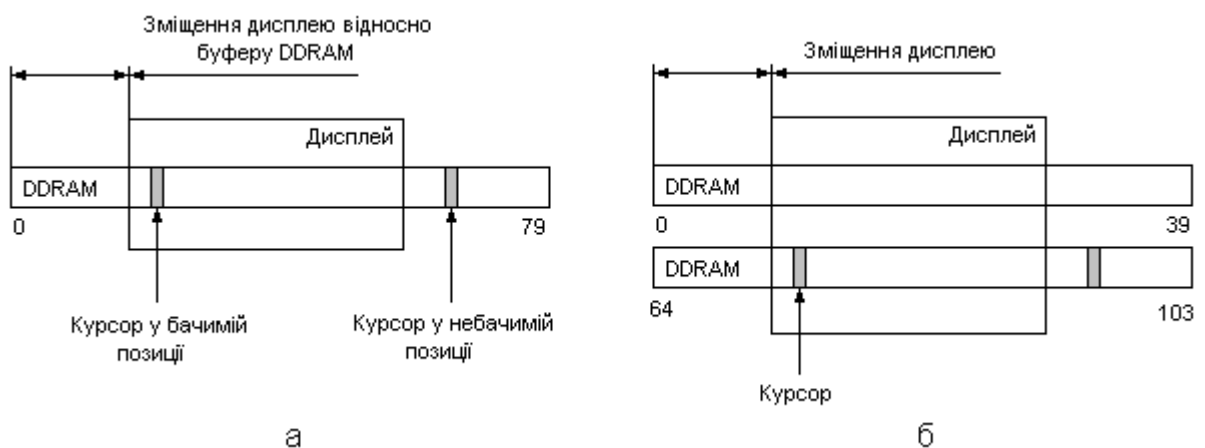
Рисунок 1.8 – Запис даних в PKI

За допомогою сигналу на лінії RS мікропроцесор повідомляє контролер індикатора про те, що саме передається по шині: команда або дані. Сигнал на лінії E є стробом, супроводжуючим сигнали на шині "команди / дані". Запис інформації в PKI відбувається по спаду цього сигналу. Потенціал на виведенні R/W, що управляє, задає напрям передачі даних: запис в RAM індикатора (R/W=0) або зчитуванні звідти (R/W=1).

Контролер РКІ після прийому байта команди або байта даних вимагає деякого часу для обробки отриманої інформації, протягом якого AVR-мікроконтролер не повинен виконувати нових передач.

Для того, щоб визначити, коли контролер РКІ закінчить свої внутрішні операції, AVR може опитувати BUSY-прапор індикатора (команда "Читання busy-прапора"), який скинеться лише тоді, коли контролер РКІ звільниться. Другий, простіший спосіб полягає в тому, що мікроконтролер, що управляє, знаючи, скільки часу потрібний РКІ на обробку тієї або іншої команди, просто виконує тимчасову затримку після кожної передачі інформації.

Якщо під час циклу запису AVR-мікроконтролер передає в контролер індикатора код команди, то цей код записується у регістр команд контролера РКІ, і команда відразу ж починає виконуватися. Якщо AVR-мікроконтролер передає в контролер РКІ дані, які є ASCII-коди символів, що відображуються, то вони записуються в буфер даних (DDRAM), який зазвичай містить 80 вічок (рис. 1.9). При запису або зчитуванні буфера даних звернення здійснюється до вічка, на яке в даний момент вказує курсор.



а – однорядковий РКІ;

б – двохрядковий РКІ

Рисунок 1.9 – Відображення на дисплеї символів, ASCII-коди яких записані в DDRAM

Метою дипломної роботи є розробка мікроконтролерного плеоптичного приладу призначеного для підвищення зору амбліопічного ока при порушенні бінокулярного зору із застосуванням вторинного зорового образу.

Для досягнення поставленої мети слід вирішити наступні завдання:

- реалізувати в приладі функції здатні сприяти здобуттю вторинного зорового образу і можливість відновлення бінокулярних функцій зорового аналізатора;
- виконати схемотехнічне моделювання пристрою;
- виконати топологічне моделювання печатної плати;
- провести аналіз функціонування приладу для підвищення зору амбліопічного ока при порушенні бінокулярного зору.

2 Розробка мікроелектронної інформаційної системи відновлення зору амбліопічного ока

2.1 Наукові методи лікування амбліопії

У лікуванні амбліопії, якого б походження вона не була, автори одностайні в тому, що лікування амбліопії повинне починатися якомога раніше і проводитися курсами, що повторюються.

Виявлення у пацієнта протягом першого року життя вираженої аномалії рефракції і анізотропії дозволяє за допомогою коригуючих стекол не лише сприяти розвитку нормальних функцій органу зору, але і попередити появу амбліопії і косоокості [6, 11].

До арсеналу методів лікування амбліопії увійшли лазеростимуляція [12], комп'ютерні лікувальні програми, електростимуляція, рефлексотерапія.

Порівнюючи різні наукові підходи в тактиці лікування амбліопії, аналізуючи спільність їх і відмінність, можна з упевненістю констатувати, що загальним для них є:

- 1 - виправданість і вживання оклюзії, прямої або зворотної, постійної або періодичної, повної або часткової;
- 2 - пеналізація;
- 3 - вживання методів дії на сітківку світлом різної модифікації.

При визначенні науково-обгрунтованого лікування амбліопії актуальними є погляди і підходи учених до питання етіопатогенезу цієї патології. Так, І.В. Клюка виступала за єдині методи дослідження сенсорного апарату при амбліопії. Тієї ж думки дотримуються інші автори. В той же час ведуться розробки нових методик для оцінки амбліопії і результатів її лікування [13].

Представляють науковий інтерес дослідження Д. Хьюбела [7], що багато в чому пояснюють етіопатогенез амбліопії. Так автор здійснив багаточи-

сельні експерименти по зоровій депривації, дослівно “позбавленні зорового досвіду” у кішок і мавп. Йому удалося отримати в експерименті в чистому вигляді амбліопію і відповісти на надзвичайно важливе питання: чи викликалася ця аномалія просто світловою депривацією, тобто абсолютним позбавленням амбліопічного ока якого-небудь світла або ж позбавленням можливості бачити різні форми; чи мав значення вік, в якому здійснювалася оклюзія. Автор робить спробу екстраполювати механізми розвитку амбліопії тварин на людину.

Даний науковий аспект Д. Хьюбела привернув увагу відповіддю на недавно поставлене офтальмологами питання - чи може амбліопія в експерименті викликатися просто зменшенням кількості світла, що поступає на сітківку. Дослідження вченого показали, що функціональні порушення у вигляді амбліопії відбуваються унаслідок неможливості сприймати сітківкою форми, а не просто недоліку світла. При цьому сітківка і всі зорові дороги до кори потенційно готові сприймати форми, але саме форми і не посилаються у вигляді інформації. Виходячи з цього, невиправданим слід рахувати призначення повної оклюзії, здійснюваною світлонепроникною заслінкою. І якщо амбліопія викликається відсутністю форменого зору, то немає необхідності в подібному оклюдуванні. Сповна достатнім буде використання у всіх випадках оклюдування світлопроникних заслінок, що представляють нейтральні світлофільтри різної щільності, що знижують зір ока, що бачить, в потрібній мірі. Такою заслінкою може бути звичайна напівпрозора поліетиленова плівка, що прикріплена до очкового скла, до того ж має естетичніший вигляд, ніж суцільний оклюдатор, якій би конструкції він не був.

Дослідження Д. Хьюбела, підтвержені В.А. Розенбергом [14], виявили наступне - світло, будучи подразником рецепторів сітківки і нейронів, що реагують на дифузне світло, не може розглядатися, як адекватний подразник зорової системи в цілому. Таким подразником може бути світловий потік, сформований в зображення, тобто що містить зорову інформацію, збуджуючу детекторні елементи, викликає у відповідь реакцію у вигляді зорового об-

разу. Саме такий фігурний подразник і слід застосовувати як стимулюючий об'єкт при плеоптичному лікуванні амбліопії. На основі цього В.А. Розенбергом [14] був створений спосіб лікування амбліопії, що полягає в імпульсній стимуляції фовеоли амбліопічного ока панорамними фігурними “сліпучими” полями різної конфігурації, розмірів і складності рисунку, а також у використанні викликаних такою стимуляцією фігурних послідовних образів.

Цей спосіб, як один з найбільш патогенетично виправданих, реалізований в дипломній роботі при розробці мікроконтролерного плеоптичного приладу для підвищення гостроти зору амбліопічного ока.

2.2 Обґрунтування конструктивних особливостей плеоптичного приладу

У основу ідеї плеоптичного приладу, що розробляється, для лікування амбліопії закладена його універсальність у вживанні, як в стаціонарних, так і в побутових умовах. Завданням розробленої методики [8] є підвищення гостроти зору амбліопічного ока до рівня 0,3 - 0,4 Visus, при якому можливе злиття зображень, що необхідне для проведення заходів щодо діагностики і відновлення бінокулярного зору при порушенні функцій очорухових м'язів.

Мікроконтролерний прилад дозволяє отримати послідовний образ, виробляти засвічення амбліопічного ока сліпучими полями білого червоного і зеленого кольору свічення, виробляти тренування апарату акомодатції, фузійних резервів, розпізнавати тест-об'єкти з різною мірою навантаження на орган зору. Тому конструктивні розміри приладу повинні бути розраховані згідно з параметрами оптометрії органу зору [15].

У основу приладу, як і в його аналогу «ПЛЕОФОР» [13] було покладене використання додаткового диска з отворами, розташованими по спіралі, що значно полегшує свідому участь пацієнта в процесі тренування і збільшує трапевтичний ефект лікування.

Непрозорий диск з отворами певного діаметру, розташованими по спіралі Архімеда обертається перед оптодами, що підсвічуються, скануючи їх з певною швидкістю (рис. 2.1). Спостереження амбліопічним оком оптотипів виробляється з відстані 33 см. Оптотипи мають можливість підсвічування білим, червоним і зеленим кольорами різної яскравості. Швидкість обертання диска, порядок підсвічування оптотипів, колір свічення, яскравість управляються мікроконтролером відповідно до розробленої програми.

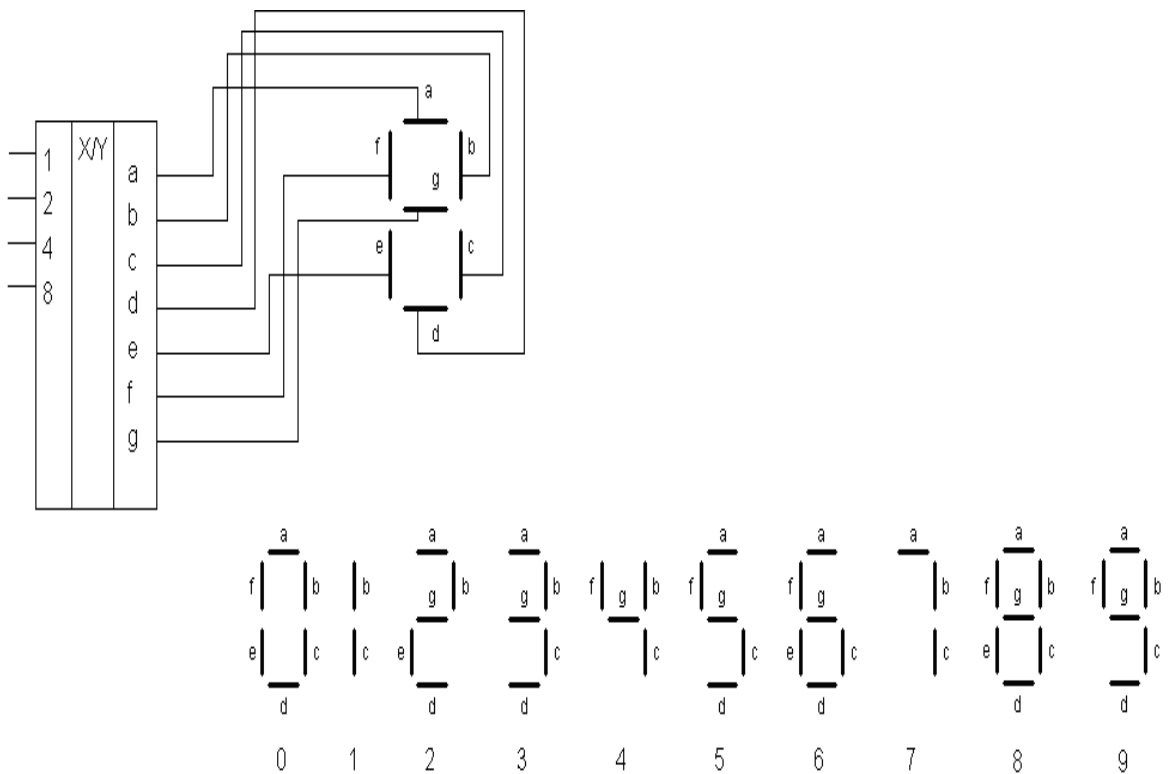


Рисунок 2.1 – Конструктивна модель розробляемого приладу

Панель з оптодами змінна, що дає можливість використовувати опто-типи різних оптометричних розмірів і забезпечує усунення ефекту звикання.

У основу приладу покладений принцип роботи диска Ніпкова. Диск Ніпкова використовується для того, щоб забезпечити рівномірне сканування об'єкту. Для цього необхідне що б, всі точки на колі рухалися з однаковою кутовою швидкістю. Тому точки мають бути нанесені по спіралі Архімеда, оскільки ця крива являє собою шлях, що описується деякою точкою, яка ру-

хається з постійною швидкістю v по променю, що обертається біля полюса O з постійною кутовою швидкістю ω . Рівняння місця розташування точки для полярної системи координат:

$$\rho = \alpha \times \varphi \quad (2.1)$$

де α - крок спіралі, φ - кут повороту променя.

Звідси кінцеве рівняння кривої, по якій будуть нанесені отвори:

$$\alpha = \frac{v}{\omega} > 0 \quad (2.2)$$

Розроблений прилад «ПЛЕОФОР» [8] заснований на використанні плоского непрозорого диска з отворами розташованими по спіралі. Тут не врахована закономірність зміни відстані між габаритними розмірами спостережуваного опто типу, пропорційно тангенсу кута між віссю обертання диска і зоровою віссю ока при спостереженні скануючих опто тип отворів (рис. 2.2).

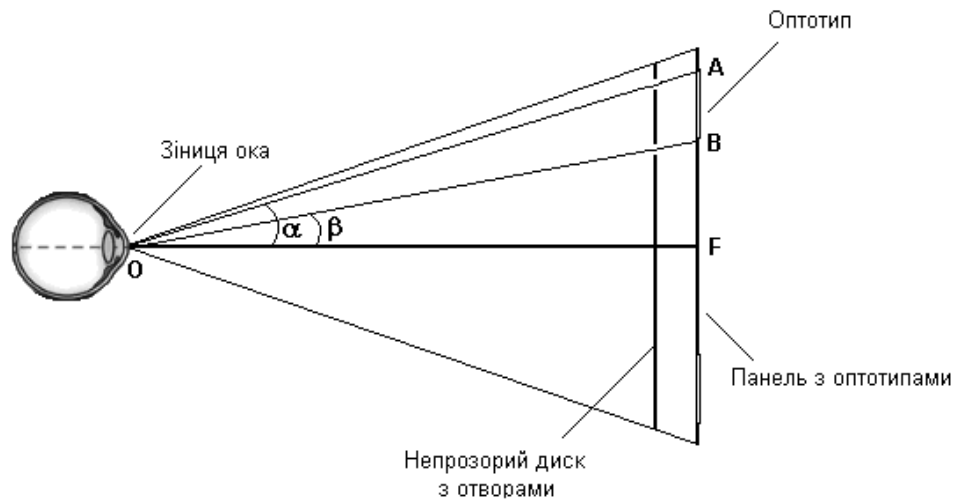


Рисунок 2.2 – Зміна відстані між габаритними розмірами опто типу

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{AF}{OF}; \quad \operatorname{tg} \beta = \frac{BF}{OF}. \quad (2.3)$$

$$L_{OA} > L_{OB}. \quad (2.4)$$

Нами запропоновано використовувати панель з опто типами сферичної форми, що дозволяє забезпечити рівне видалення (33 см) всіх точок поверхні панелі від зіниці ока. Відповідно до цього і непрозорий диск з отворами повинен бути сферичної форми (рис. 2.3). Тоді:

$$L_{OA} = L_{OB} \quad (2.5)$$

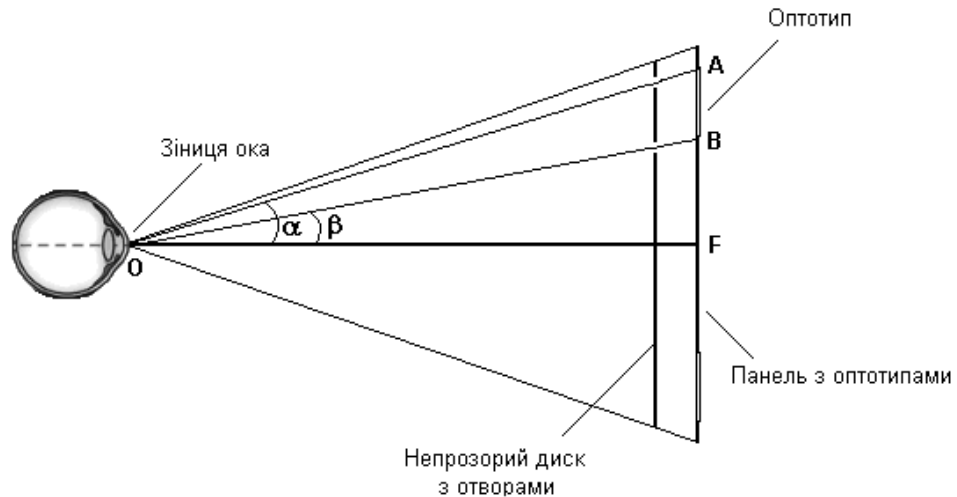


Рисунок 2.3 – Зміна відстані між габаритними розмірами опто типу

При бінокулярній фіксації точки медіальні частини монокулярних полів зору накладаються один на одного, утворюючи загальне поле зору (рис. 2.4).

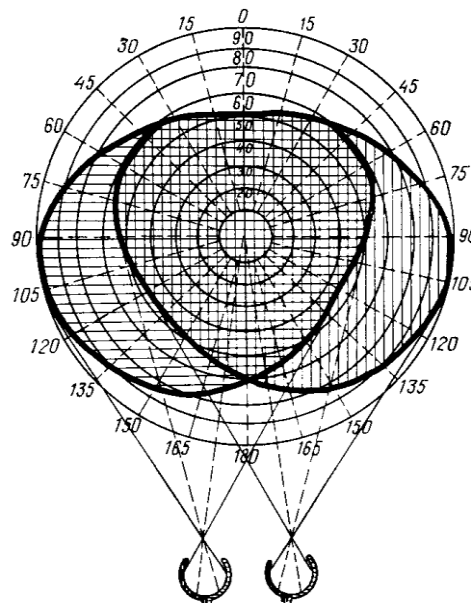


Рисунок 2.4 - Бінокулярне поле зору

Об'єкт, що знаходиться в будь-якій ділянці поля зору, 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 зору (скроневі напівлуння) залишаються монокулярним.

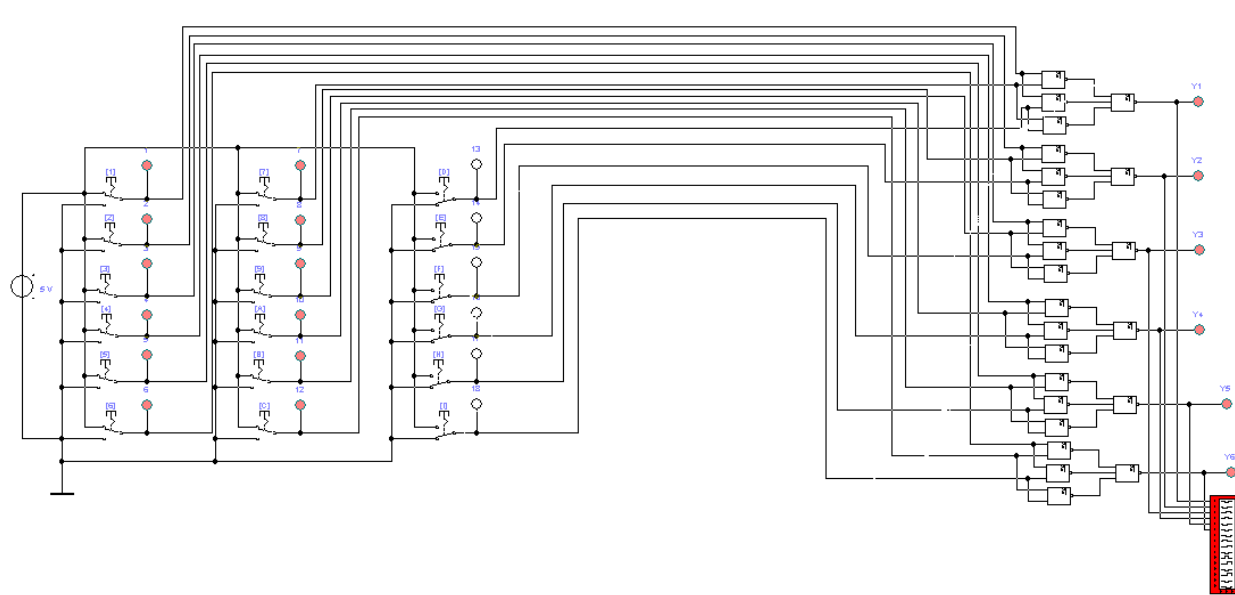
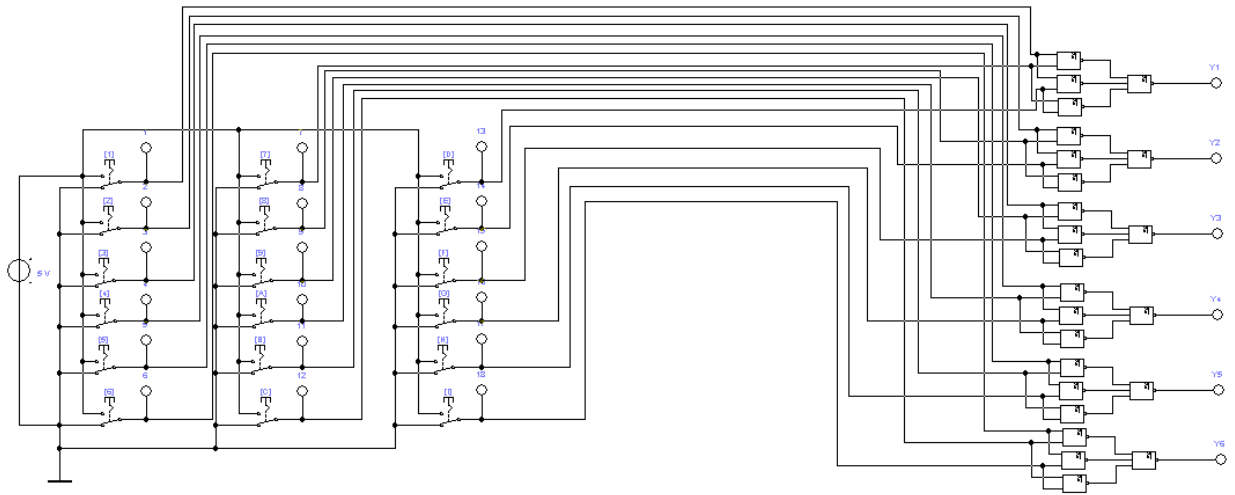
Логічний аналіз бінокулярного поля зору показує, що оптимальним кутом в бінокулярній області для кожного ока, є кут 60° . При спостереженні оптотипів, що перемикаються на панелі, поворот очного яблука на цей кут дозволяє проводити тренування фузійного апарату органу зору.

Конструктивно прилад представляє собою порожнистий тубус конічної форми (рис. 2.5), з одного боку якого розташований окуляр з оклюдором, а з іншого циліндровий корпус, що відкривається, усередині якого знаходяться електронна та механічна частини.

Прилад складається з непрозорого диска 1 з отворами, розташованими по спіралі. За диском встановлена змінна панель 2 з оптотипами. Диск 1 обертається електродвигуном 8. Оптотипи на панелі 2 підсвічують світлодіодами 3 в певному порядку. Порядок включення світлодіодів і швидкість обертання диска управляється мікроконтролером, що розташований на печатній платі 4, за спеціальною програмою. Під час обертання диска 1 пацієнт послідовно бачить фрагменти оптотипу на панелі 2 і повинен, підсвідомо об'єднуючи їх, отримати повне зображення оптотипу, що підсвічується світлодіодами [8]. Здобуття повного зображення підсвідомо, в результаті злиття фрагментів оптотипу в єдине ціле, набагато легше, ніж утримання послідовного образу. За рахунок зміни швидкості обертання прочитування знаків для амбліопічного ока відбувається з навантаженням. Використання керованих світлодіодів забезпечує можливість пред'являти групи оптотипів в різних місцях панелі 2. Завдяки цьому має місце вправа на локалізацію.

Завдяки спіральному розташуванню отворів, процес пред'явлення фрагментів оптотипу, в розробленій методиці, відбувається по колу і до центру. Якщо використовувати радіальну щілину [16], то процес злиття йде лише по колу, у напрямі обертання.

Таким чином, використання отворів, розташованих по спіралі дає ефективніше навантаження на амбліопічне око. Рівномірне сканування об'єкту досягається тим, що всі отвори на диску рухаються з однаковою кутовою швидкістю.



- 3 – світлодіод з відбивачем;
- 4 – печатна плата з схемою керування;
- 5 – панель з перемикачами;
- 6 – клямка;
- 7 – петля;
- 8 – електродвигун;
- 9 – поворотна консоль;
- 10 – оклюдор

Рисунок 2.5 – Конструкція приладу для відновлення зору амбліопічного
го ока

Рівняння кривої, по якій нанесені отвори (рис 3.4):

$$\rho = \frac{v}{\omega} \varphi = \frac{8\varphi}{\pi}. \quad (2.6)$$

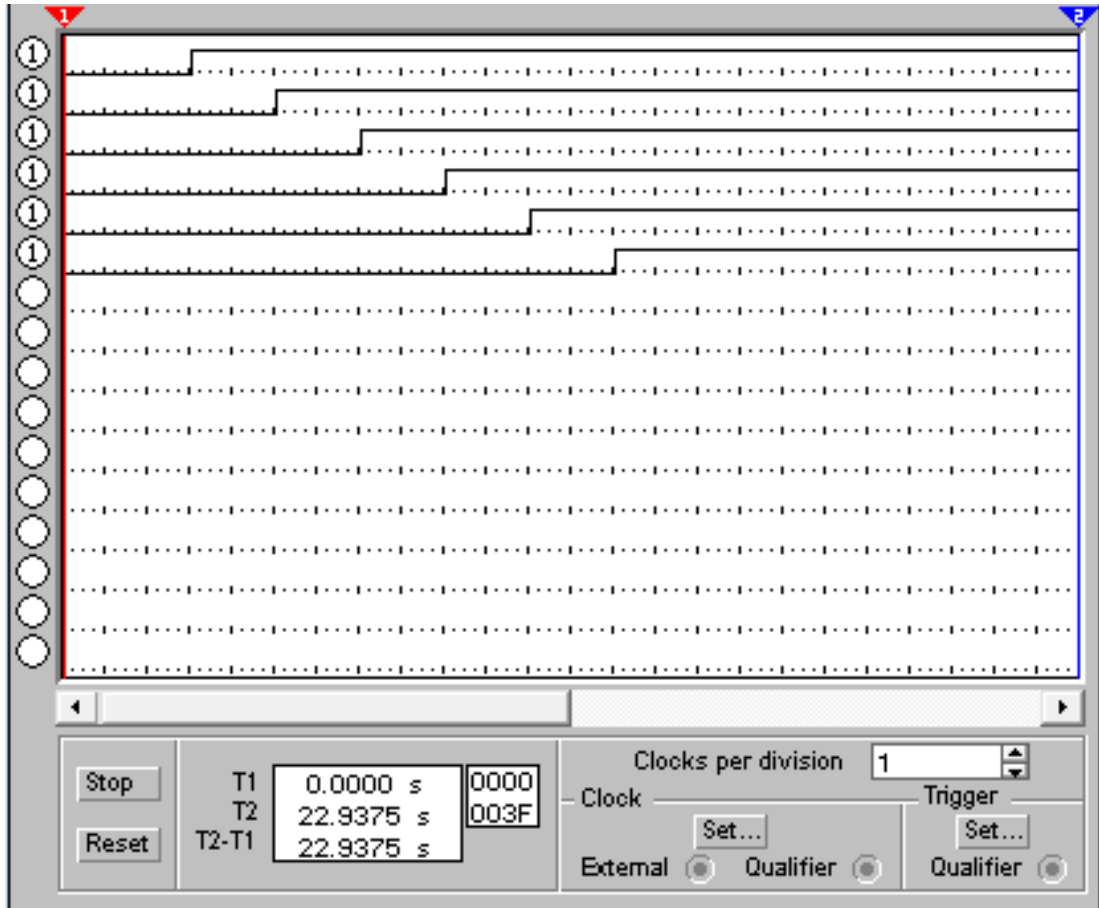


Рисунок 2.6 - Розрахована спіраль Архімеда на диску

Діаметр кола на якій розташовано отвір розраховується по формулі:

$$d_n = R1 + (2n - 1) \cdot r, \quad (2.7)$$

де n – номер отвору; $R1$ – внутрішній радіус прозорого кругового кільця, що утворюється отворами при обертанні диска; r – радіус отвору.

Конструкція пристрою передбачає сканування отворами восьми областей пред'явлення оптотипів (рис. 2.7).

Орган зору здійснюватиме верзійні рухи по дузі, утвореній отвором, що вирушає за область сектора, і що входить в нього (рис. 2.8).

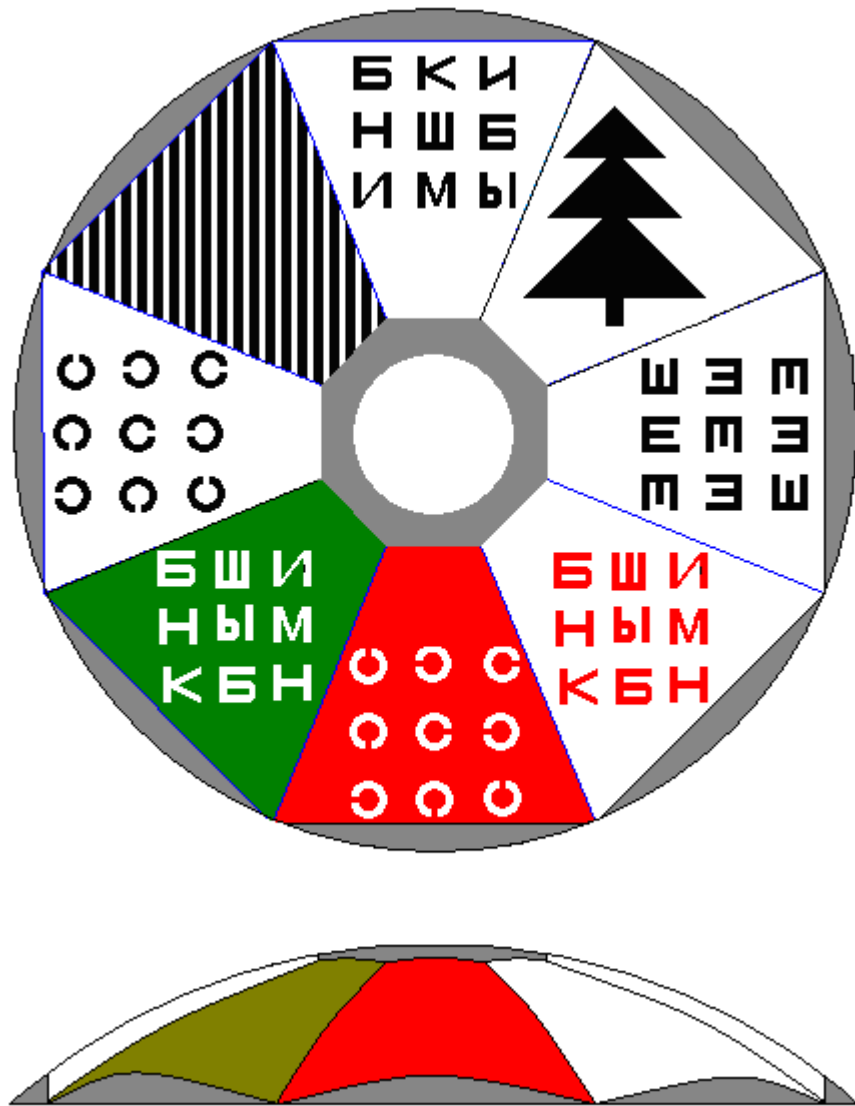


Рисунок 2.7 - Слайд с опто типами

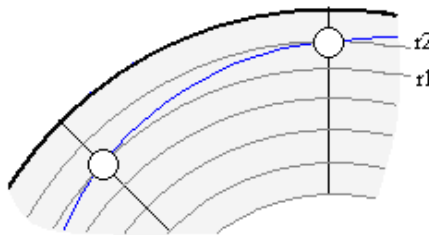


Рисунок 2.8 - Порядок проходження отворів через сектор

Довжина дуги при обертанні диска змінюється. У полярній системі координат:

$$\lambda = 2 \int_{r_2}^{r_1} \rho^2 + \left(\frac{d\rho}{d\varphi} \right)^2 d\varphi. \quad (2.8)$$

$$\lambda = \frac{\varphi}{2} \left[\sqrt{1 + \varphi^2} + \operatorname{Arsh}(\varphi) \right] \frac{r_2}{r_1} = \frac{r_1}{2} \left[\sqrt{1 + r_2^2} + \operatorname{Arsh}(r_2) - (r_1 \sqrt{1 + r_1^2} + \operatorname{Arsh}(r_1)) \right]. \quad (2.9)$$

2.3 Розробка схеми електричної приладу

Схема забезпечує керування швидкістю обертання диска з отворами, програмне перемикання позиції оптотипів, що пред'являються, зміна яскравості і кольори підсвічування оптотипів, візуальний контроль виконання програми.

На функціональній схемі (рис. 2.9) дисплей призначений для контролю режимів лікувальних заходів. З клавіатури поступає команда на мікроконтролер про початок виконання програми, зміну режимів, занесенні даних про час проведення сеансу і режими в пам'ять, зупинці програми. Мікроконтролер здійснює загальне керування пристроєм відповідно до вибраної користувачем програми.

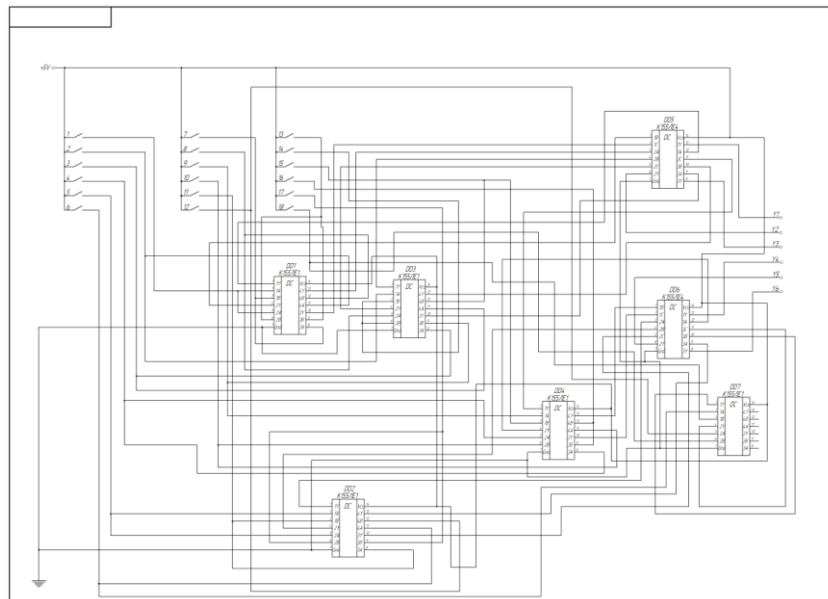


Рисунок 2.9 - Функціональна схема мікроконтролерного плеоптичного приладу

Схема синхронізації забезпечує включення на світлодіодній панелі заданого контролером сектора з оптодіодами при проходженні мимо нього верхнього отвору диска, що обертається.

Світлодіодна панель складається з восьми секторів, кожен з яких підсвічує одним з трьох світлодіодів білого, червоного або зеленого кольору свічення. Схема керування світлодіодною панеллю дозволяє міняти яскравість свічення.

2.3.1 Обґрунтування вибору мікроконтролера для реалізації схеми

Для 8-ми розрядних процесорів існують цілі теорії створення операційних систем, однак не одна так і не стала засадничою в даному класі мікроконтролерів.

Flash-пам'ять програм, мікроконтролерів AVR, може бути завантажена як за допомогою звичайного програматора, так і за допомогою SPI-інтерфейсу, у тому числі безпосередньо на цільовій платі. Число циклів перезапису - не менше 1000. Кристали сімейства "mega" випуску мають можливість самопрограмування. Це означає, що мікроконтролер здатний самостійно, без якого-небудь зовнішнього програматора, змінювати вміст елементів пам'яті програм [17].

Всі AVR мають також блок незалежної електрично стираної пам'яті даних EEPROM. Цей тип пам'яті, доступний програмі мікроконтролера безпосередньо в ході її виконання, зручний для зберігання проміжних даних, різних констант, перекодованих таблиць, калібрувальних коефіцієнтів і тому подібне. EEPROM також може бути завантажена, ззовні як через SPI інтерфейс, так і за допомогою звичайного програматора. Число циклів перезапису – не менше 100000. Два програмованих біта секретності дозволяють захистити пам'ять програм і незалежну пам'ять даних EEPROM від несанкціонованого прочитування [17].

Мікроконтролери AVR мають в своєму складі від 1 до 4 таймерів/лічильників загального призначення з розрядністю 8 або 16 біт, які можуть працювати і як таймери від внутрішнього джерела опорної частоти, і як лічильники зовнішніх подій з зовнішнім тактуванням.

З точки зору програміста AVR є 8-розрядним мікроконтролером RISC, що має швидкий Гарвардський процесор, пам'ять програм, пам'ять даних, порти введення/виведення і різні інтерфейсні схеми. Структурна схема мікроконтролера приведена на рисунку 2.10 [21].

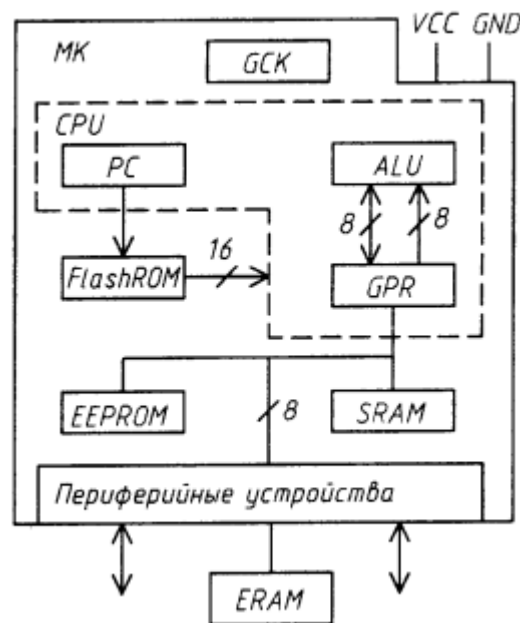


Рисунок 2.10 – Структурна схема AVR мікроконтролера

Гарвардська архітектура AVR реалізує повне логічне і фізичне розділення не лише адресних просторів, але і інформаційних шин для звернення до пам'яті програм і до пам'яті даних, причому способи адресації і доступу до цих масивів пам'яті також різні. Подібна побудова вже ближча до структури цифрових сигнальних процесорів і забезпечує істотне підвищення продуктивності. Центральний процесор працює одночасно як з пам'яттю програм, так і з пам'яттю даних; розрядність шини пам'яті програм розширена до 16 біт. Наступним кроком на дорозі збільшення швидкодії AVR є використання технології конвеєризації, унаслідок чого цикл "вибірка - виконання" команди помітно скорочений. Наприклад, у мікроконтролерів сімейства MCS51 коро-

тка команда виконується за 12 тактів генератора (1 машинний цикл), протягом якого процесор послідовно прочитує код операції і виконує її. У PIC-контролерах фірми Microchip, коротка команда виконується протягом 8 періодів тактової частоти (2 машинних цикла).

За цей час послідовно дешифрується і прочитується код операції, виконується команда, фіксується результат і одночасно прочитується код наступної операції (однорівневий конвеєр). Тому в загальному потоці команд одна коротка команда реалізується за 4 періоди тактової частоти або за один машинний цикл. У мікроконтролерах AVR теж використовується однорівневий конвеєр при зверненні до пам'яті програм і коротка команда в загальному потоці виконується, як і в PIC-контролерах, за один машинний цикл. Головна ж відмінність полягає в тому, що цей цикл в AVR складає всього один період тактової частоти. Для порівняння, на рисунку 2.11 приведені часові діаграми при виконанні типової команди для різних мікроконтролерних платформ [17].

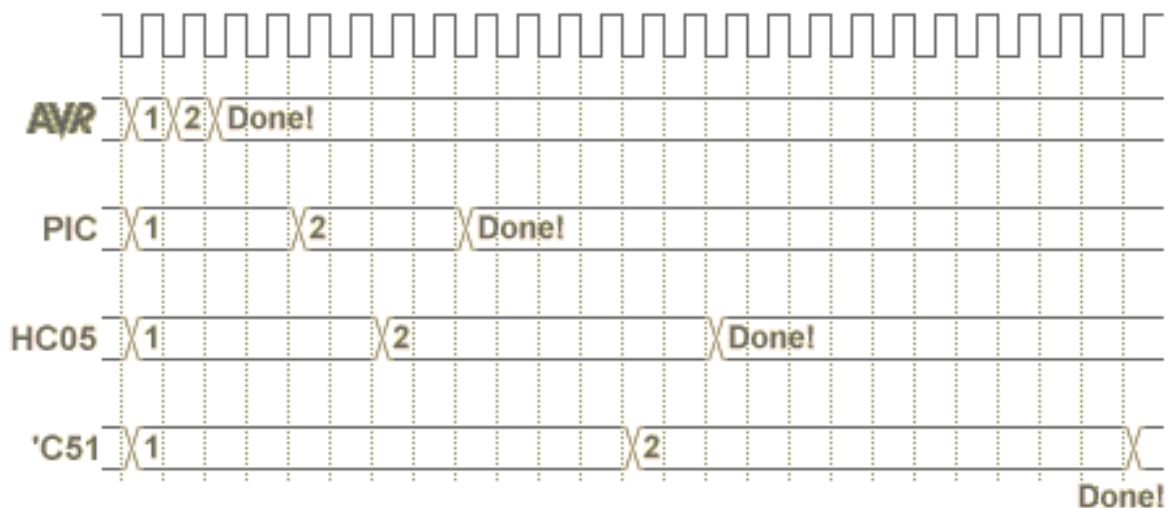


Рисунок 2.11 – Порівняльна характеристика деяких мікропроцесорних платформ

У зв'язку з цим був вибраний мікроконтролер AT90S2313 сімейства AVR, для виготовлення мікроконтролерного плеоптичного пристрою для офтальмології. Він повністю охоплює весь спектр передбачуваних функцій пристрою.

2.3.2 Моделювання схеми керування швидкістю обертання двигуном

Перспективною є розробка пристрою з можливістю програмного керування швидкістю обертання диска. Тому для приводу диска вибраний кроковий двигун.

Все різноманіття крокових двигунів від FDD і HDD по своїй конструкції може мати дві або більше внутрішніх обмоток (рис. 2.12). Для реалізації схеми керування швидкістю обертання диска вибрані варіанти двообмоточних двигунів, оскільки для них простіше сформувати необхідну фазову послідовність управляючих імпульсів.

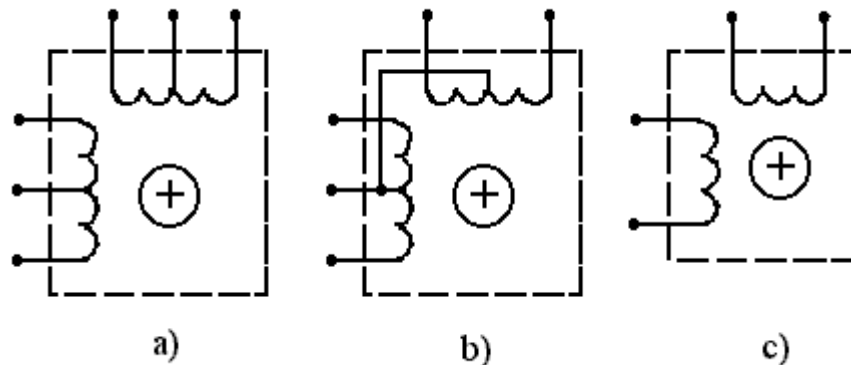


Рисунок 2.12 - Варіанти розпайки крокових двигунів від FDD і HDD

Послідовності імпульсів, що управляють, для двигунів з п'ятьма і шістьма виводами однотипні і для них можна використовувати схему керування з чотирма ключовими каскадами, побудованими на транзисторах.

В разі чотирьох вивідного варіанту крокового двигуна буде потрібно інше рішення схемотехніки, в якому як вихідні каскади доцільно використовувати спеціалізовану мікросхему, спеціально розроблену для керування кроковими двигунами.

Схема керування, що дозволяє міняти швидкість обертання і призначеною для керування двообмоточними варіантами двигунів, що мають відведення від середніх точок обмоток показана на рисунку 2.13.

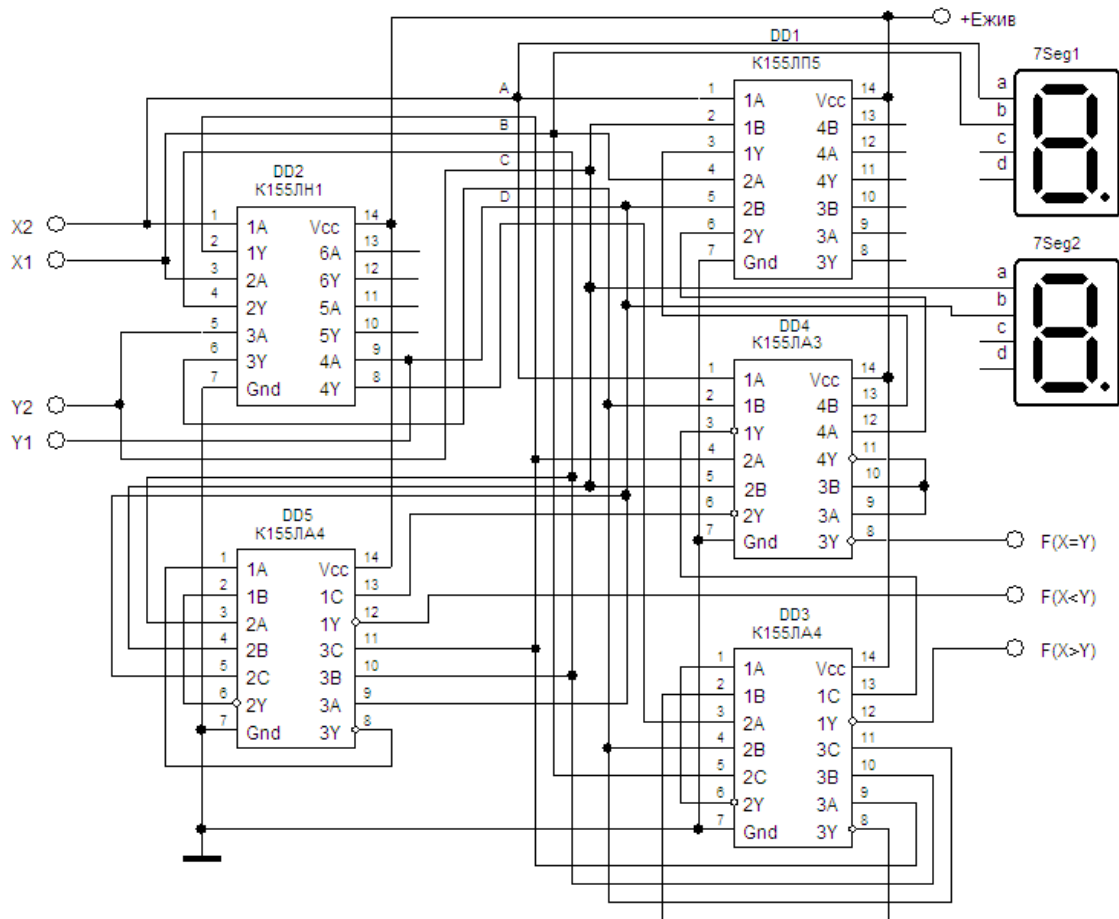


Рисунок 2.13 – Схема керування швидкістю обертання крокового двигуна

Блок керування складається із задаючого генератора, лічильника-ділителя, схеми формування фазових послідовностей, вихідних ключових каскадів і стабілізатора напруги.

У блоці керування цифрова частина побудована на КМОП мікросхемах серії К561, хоча можна скористатися мікросхемами КМОП і інших серій, підбравши відповідні функціональні аналоги [18]. За допомогою перемикача SW1 можна перемикає швидкість руху двигуна від декількох десятків обертів за хвилину до одиниць обертів за хвилину. Крокові двигуни в цій схемі мають паралельне включення і управляються за допомогою ключових каскадів на транзисторах VT1-VT4. Враховуючи те, що в робочому режимі через ці каскади може протікати струм значної величини (до 1 А залежно від вживаних двигунів) при заміні цих транзисторів на інші слід перевірити їх відпо-

відність гранично допустимому струму. Вихідні каскади живляться від нестабілізованого джерела живлення напругою 12 В. От цього ж джерела через вбудований інтегральний стабілізатор (DA1) на напругу 5...6 В (у нашому випадку 6В) відбувається живлення цифрової частини блоку керування. Змінити частоту імпульсів, а отже і швидкість обертання двигуна, в досить широкіх межах можна змінивши номінал ємкості С1 в задаючому генераторі.

2.3.3 Вибір блоку стабілізації напруги

При впливі на орган зору дія випромінюванням має бути стабільною, що досягається при стабілізації напруги живлення [19]. Схеми стабілізації напруги служать для створення на навантаженні постійної напруги, не залежної від коливань напруги мережі або зміни опору навантаження. Мірою ступеню стабілізації служить коефіцієнт стабілізації:

$$K_{ст} = \frac{U_{\text{безнавантаження}} - U_{\text{приповномунавантаженні}}}{U_{\text{приповномунавантаженні}}} \cdot 100\%$$

Ідеальним є нульовий коефіцієнт стабілізації, але реально він не досяжний. Це означало б, що вихідна напруга постійна при будь-якому навантаженні.

Послідовні стабілізатори. У загальному вигляді регульований опір R включений послідовно з навантаженням. При зменшенні навантаження зменшується і опір R для підтримки постійної напруги на навантаженні. Якщо ж вихідна напруга стабілізатора зростає, збільшується і R.

Паралельні стабілізатори. Паралельні стабілізатори менш ефективні, чим послідовні, тому що розсіювана в них потужність в значній мірі витрачається марно. Проте в паралельних стабілізаторів є і переваги. Якщо в навантаженні станеться коротке замикання, стабілізатор виявляється захищеним від струму короткого замикання, оскільки підключений паралельно навантаженню (рис. 2.14).

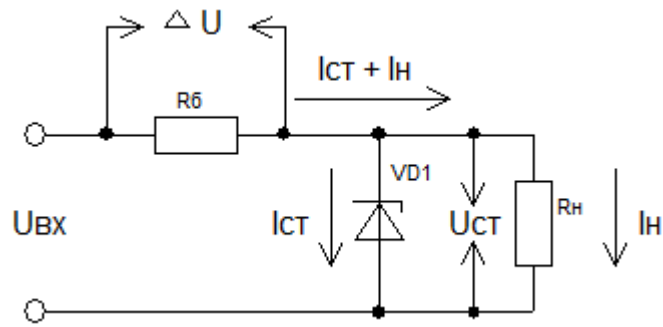


Рисунок 2.14 – Паралельний стабілізатор напруги на стабілітроні

Простим паралельним стабілізатором є стабілітрон, підключений паралельно навантаженню. Резистор, включений послідовно, обмежує струм через стабілітрон, оберігаючи його від пошкоджень.

На рисунку 2.15 приведена схема паралельного стабілізатора, в якому для виявлення і посилення сигналу розузгодження використаний операційний підсилювач.

Резистори R3, R4, R5 утворюють дільника. При зростанні напруги на не інвертуючому вході операційного підсилювача він починає відкривати транзистор T1, який, відкриваючись, шунтує навантаження і знижує вихідну напругу, пропускаючи більше струму на землю. На інвертуючому вході операційного підсилювача підтримується опорна напруга за допомогою стабілітрона D1.

Якщо опір навантаження знижується, з пониженням напруги на ній знижується напруга на дільнику і транзистор починає закриватися, зменшуючи загальне навантаження так, щоб вихідна напруга залишалася постійною.

Резистор R1 служить для обмеження струму через транзистор T1 при відключенні навантаження.

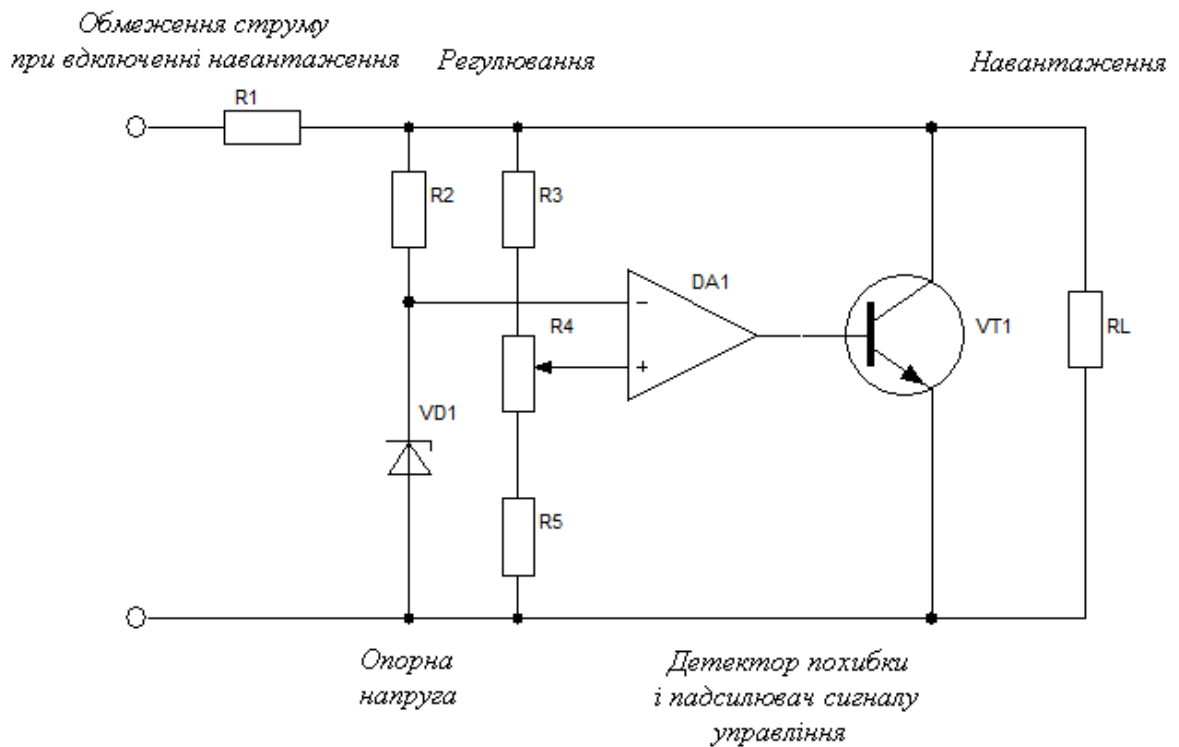


Рисунок 2.15 – Паралельний стабілізатор

Простий стабілізатор на стабілітроні. Простим стабілізатором напруги служить звичайний Зенерівський діод-стабілітрон (рис. 2.16). Через нього повинен протікати деякий струм, тому потрібно забезпечити виконання наступної умови:

$$\frac{U_{ВХ} - U_{ВИХ}}{R} \geq I_{ВИХ \max}$$

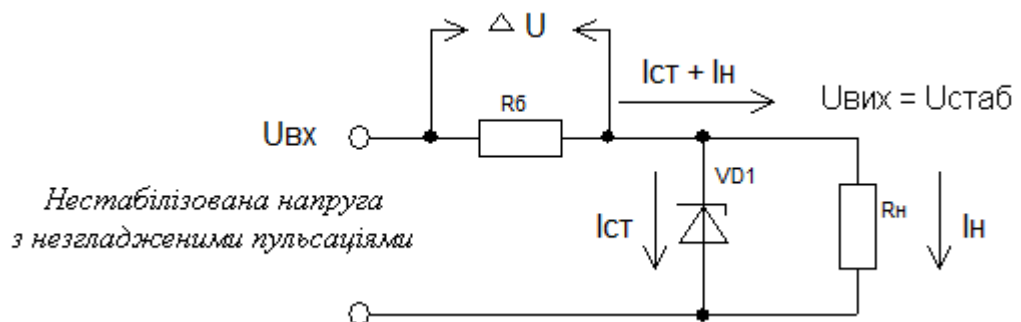


Рисунок 2.16 – Простий стабілізатор на стабілітроні

Оскільки напруга $U_{вх}$ не стабілізована, то у формулу потрібно поставити найменше можливе значення $U_{вх}$. Це приклад того, як слід проектувати схему для тяжких умов роботи. На практиці враховують також допуски на параметри компонентів, граничні значення напруги в мережі і т. п., прагнучи

передбачити найгірше можливе поєднання всіх значень. На стабілітроні розсіюється потужність:

$$P_{\text{стаб}} = \frac{U_{\text{вх}} - U_{\text{вих}}}{R - I_{\text{вих}}} U_{\text{вих}}$$

Для того, щоб передбачити роботу в тяжких умовах, при розрахунку $P_{\text{стаб}}$ також слід використовувати значення $U_{\text{вх max}} \cdot I_{\text{вих min}}$.

Стабілізоване джерело із Зенерівським діодом, як правило, використовують в некритичних схемах або в схемах, де споживаний струм невеликий. Обмеження такої схеми виявляються в наступному:

1. Напругу $U_{\text{вих}}$ не можна відрегулювати або встановити на задане значення.

2. Стабілітрони мають кінцевий динамічний опір, а у зв'язку з цим вони не завжди досить сильний згладжують пульсації вхідної напруги і вплив зміни навантаження.

3. При широкому діапазоні зміни струмів навантаження доводиться вибирати стабілітрон з великою потужністю розсіювання, оскільки при малому струмі навантаження він повинен розсіяти на собі значну потужність, рівну максимальній потужності в навантаженні.

На рисунку 2.17 представлена покращена схема, в якій Зенерівський діод відокремлений від навантаження емітерним повторювачем. Струм стабілітрона тепер відносно незалежний від струму навантаження, оскільки по ланцюгу бази транзистора протікає невеликий струм і потужність, що розсіюється на стабілітроні, значно менше (зменшення в h_{21E} разів). Резистор R_k оберігає транзистор від виходу з строю при короткочасному короткому замиканні виходу за рахунок обмеження струму, і, хоча емітерний повторювач нормально працює і без цього резистора, його присутність в схемі сповна обґрунтована.

Резистор R_k слід вибирати так, щоб при максимальному струмі навантаження падіння напруги на нім було менше, ніж на резисторі R .

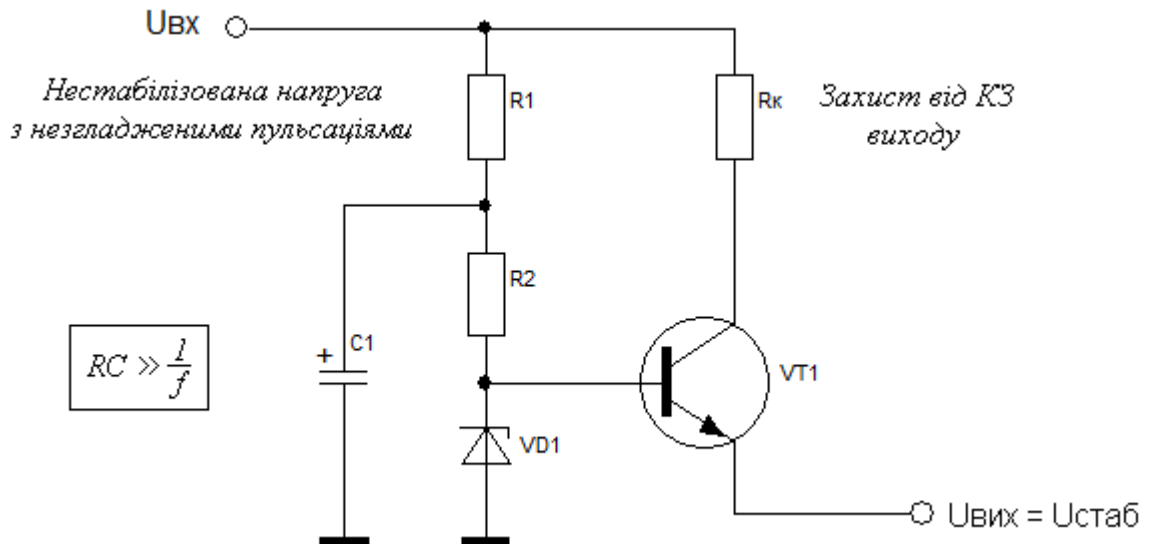


Рисунок 2.17 – Стабілізатор на стабілітроні і емітерному повторювачі

У ряді варіантів розглянутої схеми передбачають заходи для зниження пульсацій струму в стабілітроні (що протікає через резистор R). Зокрема, може бути використане джерело струму для живлення стабілітрона.

Метод заснований на використанні в ланцюзі живлення стабілітрона фільтру низьких частот. Резистор R вибирають так, щоб забезпечити необхідний струм в стабілітроні. Конденсатор C повинен мати ємність, чималу для того, щоб виконувалася умова $RC \gg 1/f$. Верхній резистор може бути замінений діодом.

Інтегральні стабілізатори напруги мають внутрішній захист від перегріву, надмірного струму навантаження і виходу із зони безпечної роботи. При перевантаженні ІМС просто відключається. Для її повторного включення треба вимкнути і знову включити живлення. Подібні ІМС випускаються в стандартних дворядних DIP або транзисторних корпусах. У таблиці 2.1 приведені технічні дані найбільш споживаних інтегральних трьох вивідних стабілізаторів напруги.

Трьохвивідні нерегульовані стабілізатори напруги. Для більшості не дуже відповідальних вживань краще вибрати простий трьох вивідний стабілізатор напруги. Він має всього три зовнішні виводи вхід, вихід, земля і набувається виробником на потрібну фіксовану напругу.

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики трьох вивідних стабілізаторів напруги.

Тип	Корпус	Полярність	U _{вих} , В			I _{вих} , А	Падіння напруги В	Максимальна розсіювана потужність Вт
			Мін.	Тип.	Макс			
78L05	ТО-92	+	4.8	5.0	5.2	100 mA	1.7	0.75
78L06	ТО-92	+	5.95	6.2	6.45	100 mA	1.7	0.75
78L09	ТО-92	+	8.64	9.0	9.36	100 mA	1.7	0.75
78L12	ТО-92	+	11.5	12.0	12.2	100 mA	1.7	0.75
78L15	ТО-92	+	14.4	15.0	15.6	100 mA	1.7	0.75
7805	ТО-220	+	4.8	5.0	5.2	1A	2.0	
7806	ТО-220	+	5.75	6.0	6.25	1A	2.0	
7809	ТО-220	+	8.64	9.0	9.36	1A	2.0	
7812	ТО-220	+	11.5	12.0	12.5	1A	2.0	
7815	ТО-220	+	14.4	15.0	15.6	1A	2.0	
7824	ТО-220	+	23	25.0	25.0	1A	2.0	
7905	ТО-220	-	-4.8	-5.0	-5.2	1A	1.1	
7912	ТО-220	-	-11.5	-12.0	-12.5	1A	1.1	
7915	ТО-220	-	-14.4	-15.0	-15.6	1A	1.1	
LM317K	ТО-03	+	1.2	Per.	37.0	1.5A		20
LM317T	ТО-220	+	1.2	Per.	37.0	1.5A		15
LM350K	ТО-03	+	1.2	Per.	33.0	3A		30
LM350T	ТО-220	+	1.2	Per.	33.0	3A		25
78H05	ТО-03	+	4.85	5.0	5.25	5A	2.5	

Типові представники – серія 7800 для позитивної напруги і її аналог - серія 7900 – для негативної. Налаштовуються виготівником на фіксовану напругу, яка вказується в останніх двох цифрах номера (замість нулів) і може мати одне з наступних значень: 05, 06, 08, 10, 12, 15, 18, 24.

Серії 7800 і 7900 випускаються в пластмасових і металевих корпусах, в таких же, як і потужні транзистори. Малопотужні варіанти, серія 78L00, випускаються в пластмасових і металевих корпусах, таких же, як і малопотужні транзистори.

Інші приклади таких стабілізаторів — серії LM320 и LM340.

Серія 7800 забезпечує струм навантаження до 1А і забезпечена внутрішнім захистом від пошкоджень в разі перегріву або надмірного струму навантаження (ІМС не згорає, а вимикається). Крім того, передбачений захист приладу при виході з області безпечної роботи за рахунок зменшення гранично можливого струму при збільшенні різниці вхідної і вихідної напруги. Такі стабілізатори дешеві і прості у вживанні, і це робить реальним проектування схем з великою кількістю печатних плат, до яких підводиться нестабілізована постійна напруга, а окремий стабілізатор встановлюється на кожній платі.

Типова схема включення трьох вивідного нерегульованого стабілізатора напруги показана на рисунку 2.18.

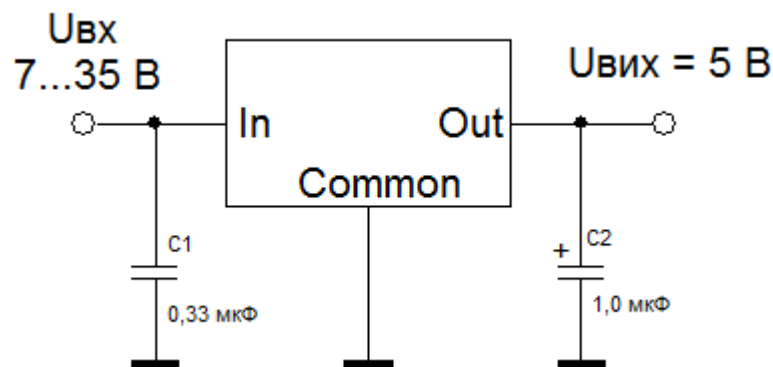


Рисунок 2.18 – Типова схема включення трьохвивідного нерегульованого стабілізатора напруги

Конденсатор, поставлений паралельно виходу, покращує перехідні процеси і утримує повний вихідний опір на низькому рівні при високих частотах (якщо стабілізатор розташований на значній відстані від конденсатора фільтру, слід застосувати додатковий вхідний конденсатор ємністю, принаймні, 0,33 мкФ).

Чотирьохвивідні стабілізатори напруги. Застосовуються при необхідності мати можливість точного регулювання вихідної напруги. Приклад — стабілізатор $\mu A78G$ ($\mu A79G$ — його аналог з негативною вихідною напругою).

Четвертий вивід — “керуючий”, на який подається напруга виходу через дільник напруги (рис. 2.19). Дільник вибирається так, щоб на виводі, що управляє, була напруга +5 В (для $\mu A79G$ - 2,23 В).

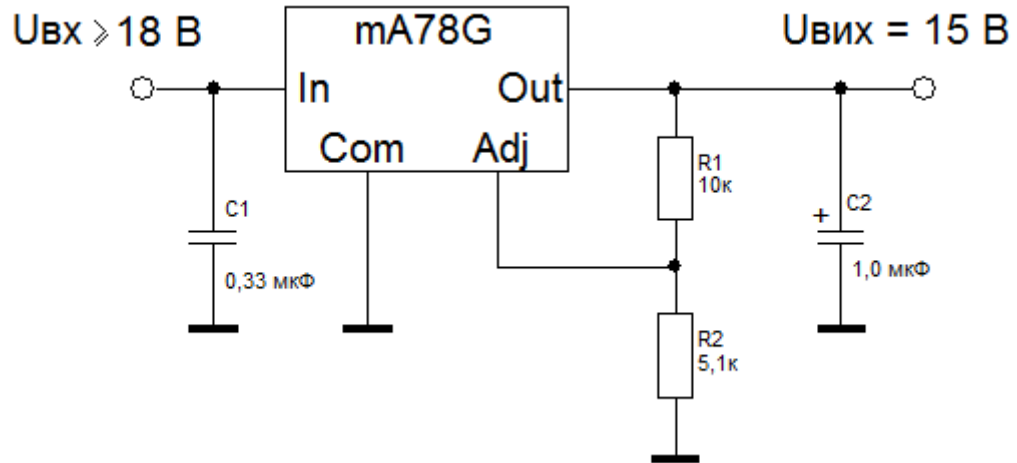


Рисунок 2.19 – Типова схема включення чотирьох вивідного стабілізатора напруги

На практиці як R1 зазвичай використовується регульовальний потенціометр для точної установки значення вихідної напруги стабілізатора. Цей вигляд стабілізатора хороший в тих випадках, коли потрібні нестандартна напруга або точне підстроювання. Вони, як і стабілізатори серії 7800, не прецизійні. Температурний коефіцієнт вихідної напруги при змінах вхідної напруги (“мережа”) або струму навантаження у них посередні. Проте оскільки добре спроектовані схеми не дуже вимогливі по відношенню до своїх джерел живлення, то для них ці стабілізатори сповна лічать. Як і в трьох вивідних стабілізаторів, в чотирьох вивідних існують внутрішній тепловий захист, захист від короткого замикання і захист від виходу з області безпечної роботи.

Оскільки розроблена схема в основному живиться від напруги 5В, використана схема, показана на рисунку 2.18, а для живлення крокового двигуна використана схема показана на рисунку 2.19 [24].

2.3.4 Схема електрична принципова приладу

Схема електрична принципова приладу для підвищення зору амбліопічного ока представлена на рисунку 2.20. Мікроконтролер AT90S2313 призначений для керування процесом функціонування пристрою. Рідкокристалічний індикатор МТС – S16204XRGHS - 01 відображує інформацію про режими програмного забезпечення в текстовому форматі, що зручно при виконанні лікувальних заходів. Оптопара DA1 в схемі синхронізації формує сигнал і передає його на відповідний вхід мультиплексора DD3 при проходженні синхронізуючим отвором диска, що обертається, того сектора, адресний код якого заданий мікроконтролером. Цей код передається і на дешифратор DD2, який вибирає групу світлодіодів, що підключаються, в секторі. Отримавши інформацію від мікроконтролера, мультиплексор відповідно до заданої програми визначає колір свічення сектора і за допомогою дешифратора DD1 підключає один з транзисторів VT2 – VT4, що комутують світлодіоди. Світлодіоди VD1 – VD9 червоного кольору свічення, VD10 – VD17 білого кольору свічення, VD18 – VD25 червоного кольору свічення. Постійна напруга 12В від зовнішнього блоку живлення необхідна для забезпечення роботи електродвигуна. Стабілізатор інтегральний DA3 перетворить цю напругу в 5В для живлення інтегральних мікросхем і внутрішніх вузлів схеми. Кроковий двигун має можливість міняти швидкість обертання при зміні потенціалу колектора транзистора VT1. Режим зміни швидкості задається з виходу PB3/OC1 мікроконтролера, відповідно до вибраної на клавіатурі програми.

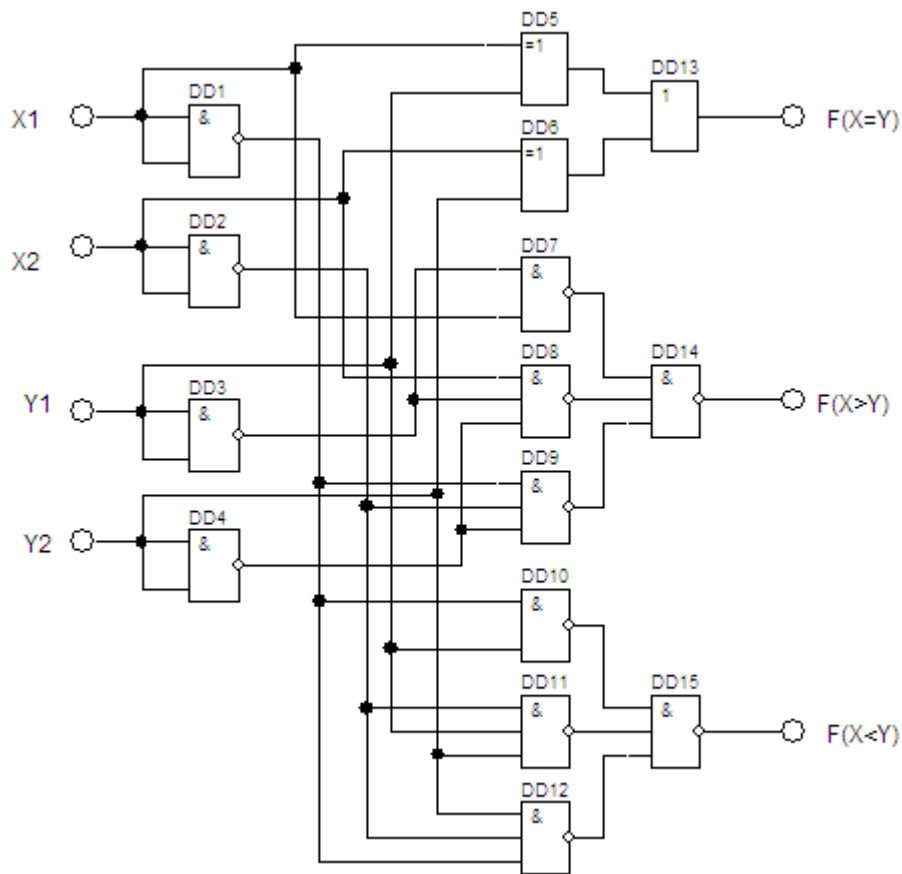


Рисунок 2.20 Схема електрична принципова мікроконтролерного плеоптичного приладу

2.4 Програма керування мікроконтролером

Завданням мікроконтролера є за допомогою інструкцій заданих з клавіатури управляти швидкістю обертання електродвигуна та порядком і кольором засвічення світло діодів в секторах. Швидкість двигуна матиме 5 чітко фіксованих значень в кожному з діапазонів. Блок синхронізації необхідний для узгодження моменту засвічення сектора і підходу диска в початок сектора для початку його сканування. Програма прошивки мікроконтролера для схеми, показаної на рисунку 2.20, написана на мові програмування низького рівня її блок-схема приведена на рисунку 2.21. Текст програми роботи мікроконтролера наведений в **Додатку А**.

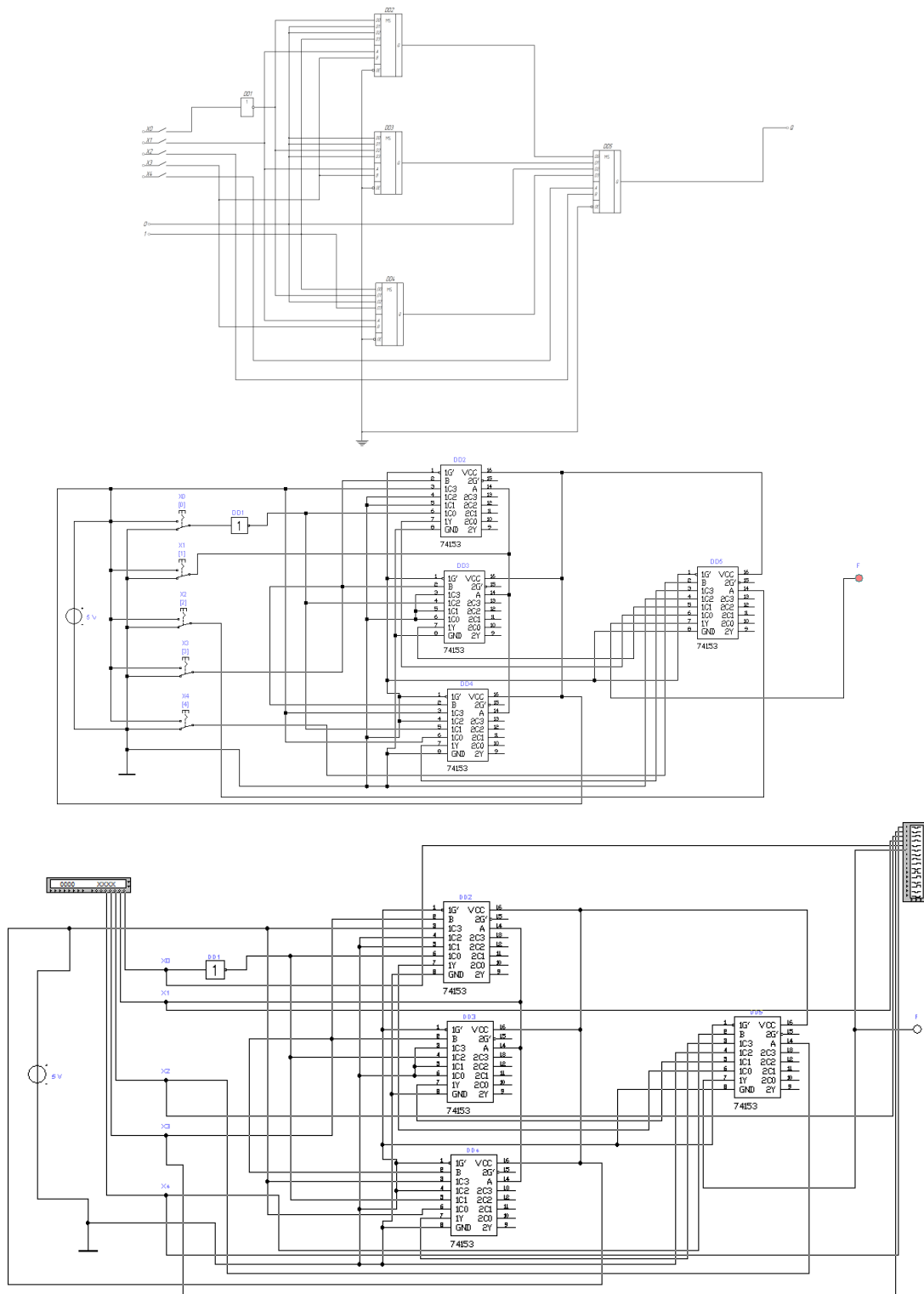


Рисунок 2.21 – Блок-схема програми мікроконтролера

Блок налаштування I/O – виконує початкове налаштування і установку бітів в різних регістрах і портах введення/виведення.

Блок установки початкової точки – виробляє підхід диска до точки синхронізації.

Виконання програми – відбувається вибір програми засвічення полів і швидкості обертання диска.

Обчислення номера сектору диска – обчислення кількості імпульсів необхідних для підходу диска до необхідного сектора, який задається певною програмою.

Підхід до потрібного сектора – виробляє позиціонування диска відносно необхідного сектора.

Ефект ХХ – порожній цикл, що дозволяє задати і підтримати необхідну швидкість обертання диска.

Блок завдання сектору – підбирає час включення необхідного сектора при підході до нього початкової точки диска.

Робота двигуна – здійснює безпосереднє керування роботою крокового двигуна, що обертає диск.

Підхід до точки синхронізації – здійснення синхронізації роботи диска і програм.

Підрахунок кількості проходів диска – здійснює підрахунок кількості проходів диска через точку синхронізації.

Доопрацювання диском до початку сектора – цей блок дозволяє повністю сканувати диском весь сектор.

Виключення сектору – виробляє відключення підсвічування сектору і починає наступну програму або повертає користувача до вибору програми.

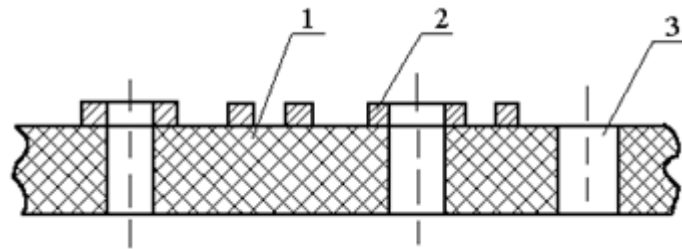
2.5 Топологія схеми електричною принциповою мікроконтролерного плеоптичного приладу для офтальмології

Використовуючи програмне забезпечення «LAYOUT40» були отримані топологічна схема для мікроконтролерного плеоптичного пристрою.

Топологія складається так, щоб для виготовлення печатної плати: була використана найбільш проста і дешева технологія; забезпечувався заданий тепловий режим і можливість перевірки компонентів в процесі виготовлення; оцінювався вплив ємкісних і індуктивних зв'язків на роботу схеми. Основним завданням при розробці топології є мінімізація площі плати, мінімізація сумарної довжини розводки і числа пересічень в ній [20].

Печатні плати діляться на односторонні, двосторонні, багат шарові.

Односторонні печатні плати (рис. 2.22) характеризуються: низькою вартістю, підвищеною точністю виконання провідного малюнка, відсутністю металізованих отворів, установкою виробів електронної техніки на поверхні печатної плати з протилежного боку, без додаткового ізоляційного покриття.



1 – матеріальна основа;

2 – провідний рисунок;

3 – крізний отвір

Рисунок 2.22 – Одностороння печатна плата

Двосторонні печатні плати без металізації монтажних і перехідних отворів характеризуються: високою точністю виконання провідного рисунка, низькою вартістю, використанням об'ємних металевих елементів конструкції для з'єднання елементів провідного рисунка, розташованих на протилежних сторонах печатної плати.

Розрізняють три методи виконання печатних плат: ручний, напівавтоматизований і автоматизований.

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

При напівавтоматизованому методі конструювання можливі три варіанти:

- розміщення навісних виробів електронної техніки за допомогою комп'ютера при ручному трасуванні печатних провідників;
- ручне розміщення виробів електронної техніки при автоматизованому трасуванні печатних провідників;
- ручне розміщення виробів електронної техніки при ручному трасуванні печатних провідників з автоматизованим перенесенням рисунка на машинні носії. Автоматизований метод передбачає: кодування вихідних даних; розміщення навісних елементів; трасування печатних провідників за допомогою комп'ютера. Допускається доопрацювання окремих з'єднань уручну.

В цілях зменшення кількості технологічних операцій виготовлення печатної плати і усунення паразитної ємкості, в комутаційній схемі відсутні пересічення провідників. Провідники розташовані рівномірно за всією площею плати. У схемі допускаються пересічення провідників з резисторами, а також з балочними виводами мікросхем з ізоляцією шаром діелектрика. Така конструкційна особливість не робить вплив на працездатність схеми.

Для підсвічування кожного сектора використовується три світлодіоди. Усього секторів вісім, тому була розроблена топологічна схема розміщення світлодіодів підсвічування, яке представлено на рисунку 2.23. На рисунку

2.24 показана топологія першого шару схеми електричної принципової представленої на рисунку 2.20. На рисунку 2.25 представлена топологія другого шару топологічної схеми.

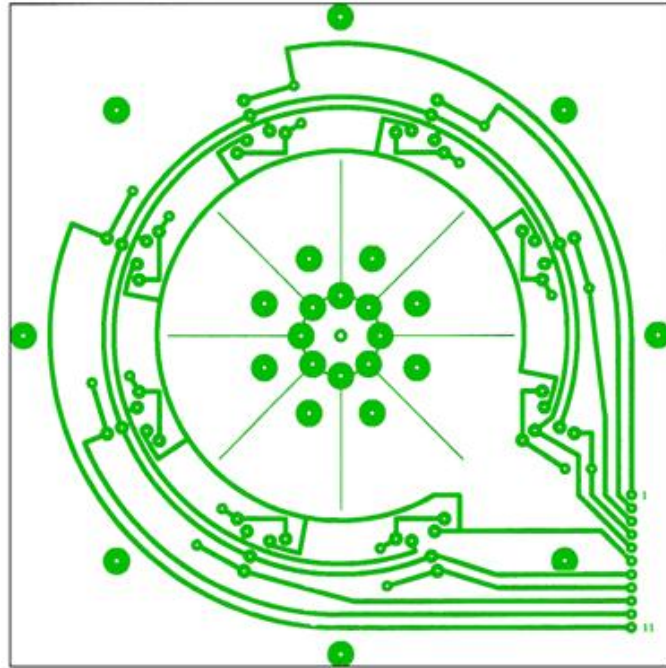


Рисунок 2.23 – Топологія схеми розміщення світлодіодів підсвічування

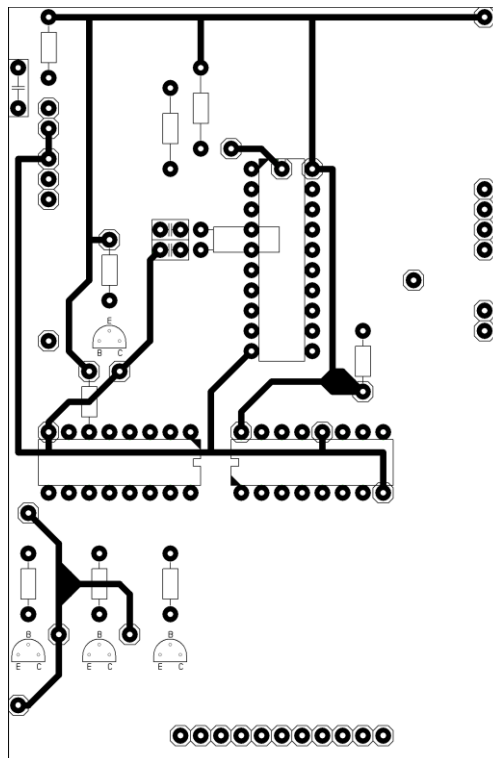


Рисунок 2.24 – Перший шар топологічної схеми

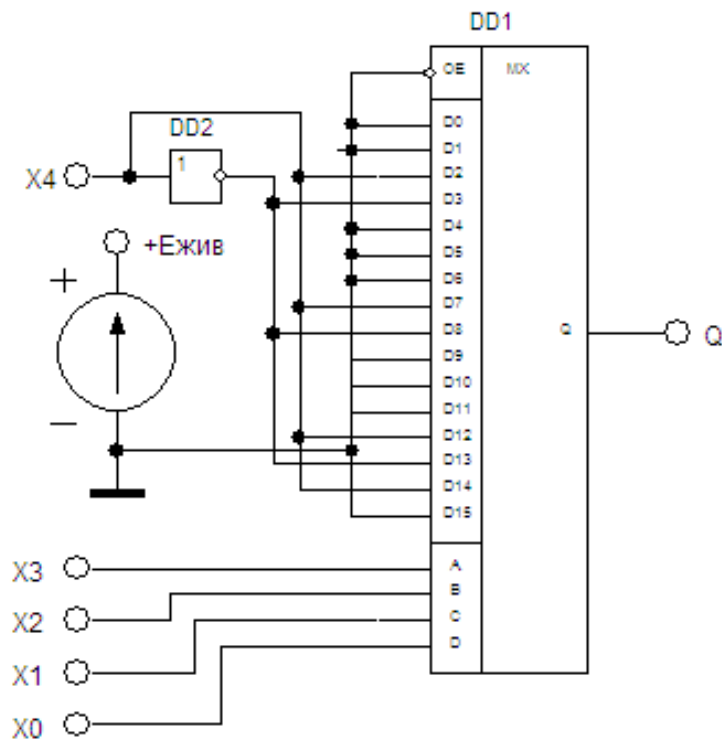


Рисунок 2.25 – Другий шар топологічної схеми

2.6 Аналіз функціонування логічних вузлів схеми

Схема логічного керування підсвітлення секторів з оптодіодами змодельована в програмному забезпеченні Electronics Workbench (рис. 2.26).

Позиціонування диска відносно необхідного сектора та визначення його мікроконтролером імітується контактними кнопками (1) – (8). Сигнали порту мікроконтролера представлені за допомогою Word Generator і інверторів.

Після вибору номера сектора (поз. 1 – обраний сектор 6) сигнали передаються на мультиплексор, який функціонує згідно з рівнянням:

$$F = X1\bar{A}\bar{B}\bar{C} + X2\bar{A}B\bar{C} + X3\bar{A}B\bar{C} + X4\bar{A}B\bar{C} + X5\bar{A}B\bar{C} + X6\bar{A}B\bar{C} + X7\bar{A}B\bar{C} + X8\bar{A}B\bar{C}$$

де X_i – номер обраного сектора, ABC адреса визначена мікроконтролером.

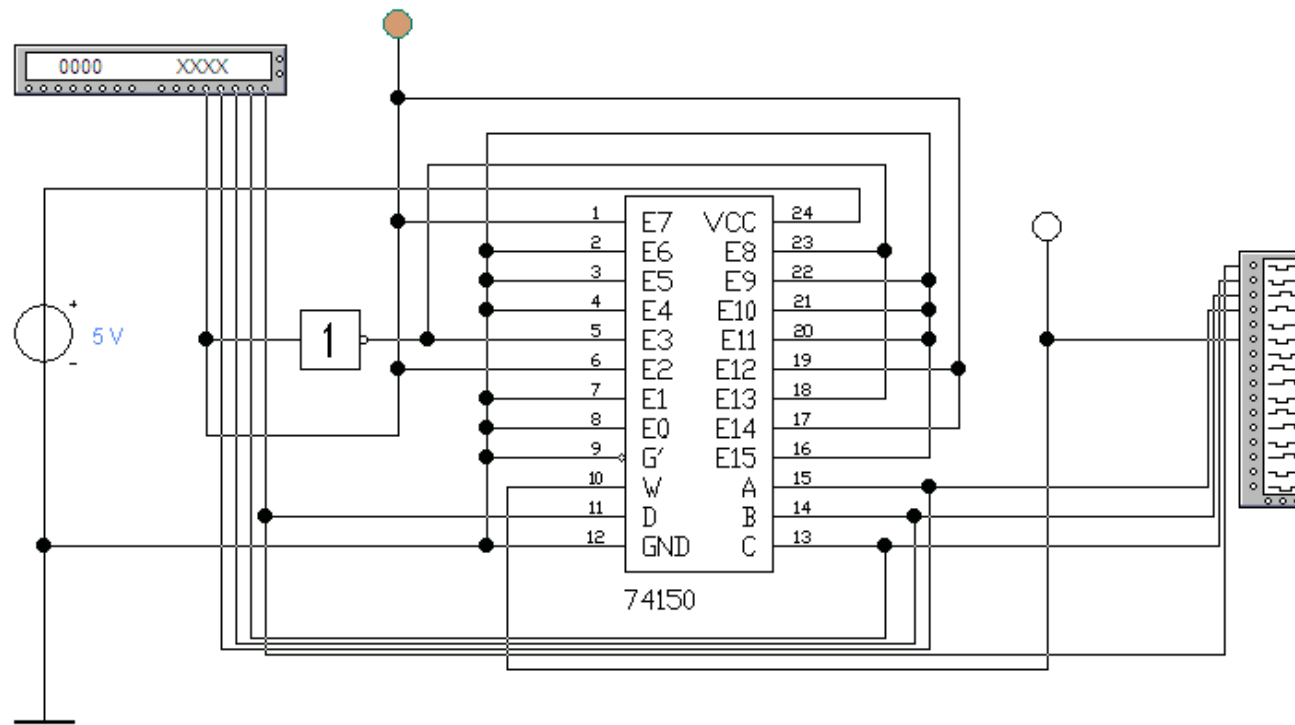


Рисунок 2.26 – Моделювання схеми логічного керування підсвітленням секторів з оптодіодами

Порядок функціонування мікроконтролера задається згідно з рівнянням (табл. 2.2).

Таблиця 2.2 – Алгоритм функціонування мультиплексора

Номер обраного сектору								Адреса			F
X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8	A	B	C	
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1
0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	1
0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	1	1
0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	1
0	0	0	0	0	1	0	0	1	0	1	1
0	0	0	0	0	0	1	0	1	1	0	1
0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1

Діаграма функціонування мультиплексора представлена на рисунку 2.27.

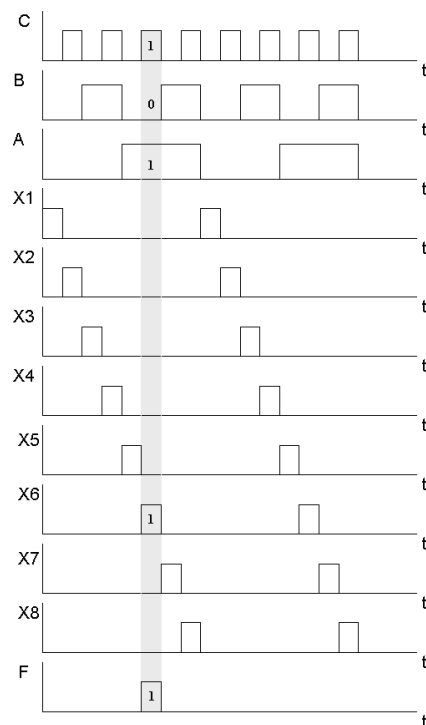


Рисунок 2.27 – Діаграма функціонування мультиплексора

Згідно з рисунком 2.26 обраний сектор 6. Тому при формуванні мікроконтролером коду адреси 101, інформація зчитується мультиплексором і формується сигнал логічної 1 на його виході F (поз. 2, поз. 3).

Сигнал мультиплексора являється тактовим для запису інформації в буферний регістр на D – тригерах, які підключені до виходів дешифратора вибору сектора з опто типами.

Дешифратор працює одночасно з мультиплексором, тому вхідний код для нього також задається мікроконтролером. Дешифратор перетворює вхідний код в одиночний сигнал на тому виході, номер якого відповідає десятичному еквіваленту двійкового коду. Рівняння функціонування дешифратора:

$$Y1 = \overline{A}\overline{B}\overline{C}; Y2 = \overline{A}\overline{B}C; Y3 = \overline{A}B\overline{C}; Y4 = \overline{A}BC;$$

$$Y5 = A\overline{B}\overline{C}; Y6 = A\overline{B}C; Y7 = AB\overline{C}; Y8 = ABC.$$

Алгоритм функціонування дешифратора представлений в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 - Алгоритм функціонування дешифратора вибору сектора з опто типами

Входи			Виходи							
A	B	C	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y	Y
0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0
0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0
0	1	1	0	0	0	1	0	0	0	0
1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0
1	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	1

Діаграма функціонування дешифратора представлена на рисунку 2.28.

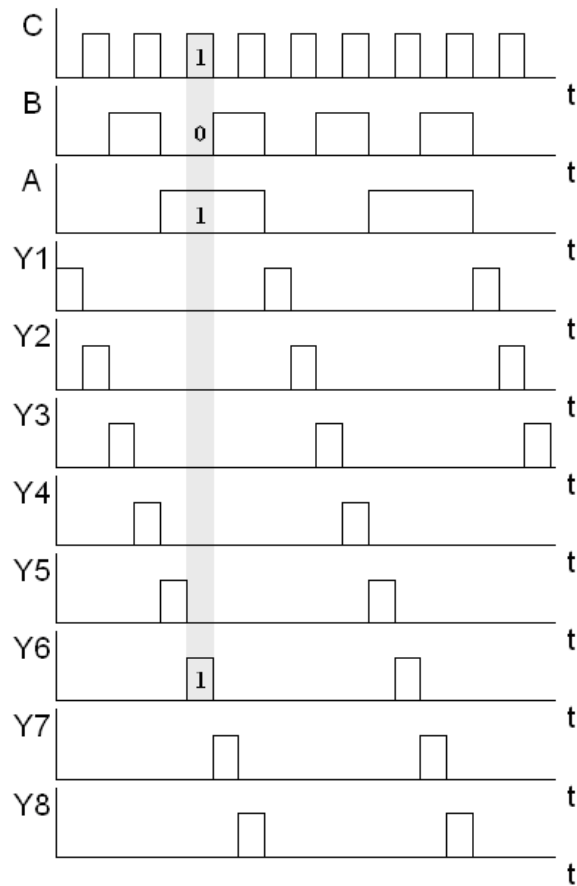


Рисунок 2.28 – Діаграма функціонування дешифратора

Згідно з рисунком 2.26 дешифратор обирає для підсвічення світлодіодами сектор 6 (поз. 5). Інформація про обраний сектор записується в D - тригер по імпульсу переданому з мультиплексора.

У відповідності з програмою мікропроцесор обирає колір підсвічення опто типу в секторі. Згідно з рисунком 2.26 обраний білий колір підсвічення сектору 6 (поз. 4).

Схема логічного керування підсвітленням секторів з опто типами працює згідно з вимогами заданими методикою проведення засобів для відновлення бінокулярного зору амбліопічного ока

Розроблений прилад відрізняється від аналогів забезпеченням умов проведення відновних заходів більш наближених до реальних.

3 Техніко-економічне обґрунтування мікроконтролерного плеоптичного приладу

3.1 Обґрунтування вибору технології виготовлення схеми логічного керування підсвітленням секторів з опто типами

Топологічний аналіз показує, що пристрій може бути реалізований у вигляді малогабаритного мікромодуля і виконаний за сучасною маловитратною технологією тонко плівкових гібридних мікроборок. Але у відмінності від стандартної технології у гібридного виконання всі елементи будуть навісними, а напиленням на підкладці виконується лише струмопровідний шар.

Для вибору технології виготовлення схеми логічного керування підсвітленням секторів з опто типами проаналізуємо ієрархії чотирьох варіантів (табл. 3.1), враховуючи шкалу відносної важливості (табл. 3.2) [21].

Таблиця 3.1 - Можливі варіанти технологій виробництва пристрою

Технологія		Короткий опис
A	Напівпровідникових інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані на поверхні та в об'ємі загального кристала напівпровідника
B	Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді товстих композитних плівок.
C	Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	Всі елементи та між елементні з'єднання виконані у вигляді тонких плівок провідних та резистивних матеріалів.
D	Тонкоплівкових гібридних мікроборок	Активні та пасивні елементи схеми навісні, а струмопровідний шар виконано у вигляді тонких плівок.

Таблиця 3.2 - Шкала відносної важливості

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

Вибір робимо за критеріями, наведеними в таблиці 3.3.

Встановлюємо відносну вагу кожного критерію на основі матриці попарних порівнянь для обраних критеріїв (табл. 3.3) [21].

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

Таблиця 3.3 – Попарне порівняння критеріїв

Критерій	1	2	3	4	5	6	$\sqrt[6]{\prod_{i=1}^6 \omega_i}$	X_i
1. Швидкодія	1	1/3	3	1/7	1/5	3	0,664	0,664
2. Завадостійкість	3	1	3	1/3	1/7	3	0,664	0,664
3. Споживання	1/3	1/3	1	1/5	1/7	3	0,664	0,664
4. Площа	7	3	5	1	1/5	7	0,664	0,664
5. Сумісність	5	7	7	5	1	5	0,664	0,664
6. Вартість	1/3	1/5	1/3	1/7	1/5	1	0,664	0,664
Σ							9,033	1,00

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

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

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

Таблиця 3.4 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «швидко-дія»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X_i
A	1	1/5	3	3	0,664	0,664
B	5	1	7	7	0,664	0,664
C	1/3	1/7	1	1/2	0,664	0,664
D	1/3	1/7	2	1	0,664	0,664
	Σ				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	0,664
B	1/5	1	1/5	1/7	0,48	0,664
C	1	5	1	1/3	1,56	0,664
D	3	7	3	1	2,20	0,664
	Σ				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	0,664
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,664
C	5	7	1	1/3	1,85	0,664
D	7	9	3	1	3,71	0,664
	Σ				6,41	1,00

Таблиця 3.7 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «площа»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X_i
A	1	5	3	5	0,99	0,664
B	1/5	1	1/3	1/2	0,24	0,664
C	1/3	3	1	3	2,03	0,664
D	1/5	2	1/3	1	1,47	0,664
	Σ				4,73	1,00

Таблиця 3.8 - Порівняння альтернатив стосовно критерію «сумісність»

Технологія	A	B	C	D	$\sqrt[4]{\prod_{i=1}^4 \omega_i}$	X_i
A	1	5	1/3	1/5	0,76	0,664
B	1/5	1	1/7	1/9	0,24	0,664
C	5	7	1	1/2	2,41	0,664
D	3	9	2	1	2,47	0,664
	Σ				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	0,664
B	1/3	1	3	4	1,41	0,664
C	1/5	1/3	1	2	0,60	0,664
D	1/6	1/4	1/2	1	0,38	0,664
	Σ				5,47	1,00

Глобальний пріоритет для кожної альтернативи обчислюється як сума добутків кожного локального пріоритету на його ваговий коефіцієнт (табл. 3.10) [21].

З порівняння глобальних пріоритетів різних технологій видно, що найбільшим є пріоритет у варіанта реалізації схеми логічного керування підсвіт-

ленням секторів з опто типами з використанням технології тонкоплівкових гібридних мікроборок.

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	
Напівпровідникових інтегральних схем	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664
Толстоплівкових гібридних інтегральних схем	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664
Тонкоплівкових гібридних інтегральних схем	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664
Тонкоплівкових гібридних мікроборок	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664	0,664

За допомогою методу аналізу ієрархій проведено порівняння чотирьох типів технологій реалізації схеми логічного керування підсвітленням секторів з опто типами 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 напівпровідникових інтегральних схем. Проте найбільший глобальний пріоритет має технологія тонкоплівкових гібридних мікроборок. Саме вона й буде використовуватися для виготовлення схеми логічного керування підсвітленням секторів з опто типами.

3.3 Розрахунок витрат на виробництво схеми логічного керування підсвітленням секторів з опто типами

Витрати на матеріали і напівфабрикати вказані в таблицях 3.11, 3.12.

Витрати на матеріали і напівфабрикати склали 9869,50 грн.

Таблиця 3.11 – Розрахунок вартості матеріалів на виробництво панелі з оптотипами

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Усього витрат, грн.
Транзистор КТ315А	шт	0,664	0,664	0,664
Світлодіод С5430GB	шт	0,664	0,664	0,664
Конденсатор К70-7	шт	0,664	0,664	0,664
Резистор МЛТ	шт	0,664	0,664	0,664
Резистор СПЗ-8А	шт.	0,664	0,664	0,664
Перемикач	шт	0,664	0,664	0,664
Розсіювач	шт	0,664	0,664	0,664
Корпус з прозорою кришкою	шт	0,664	0,664	0,664
Всього				844,6

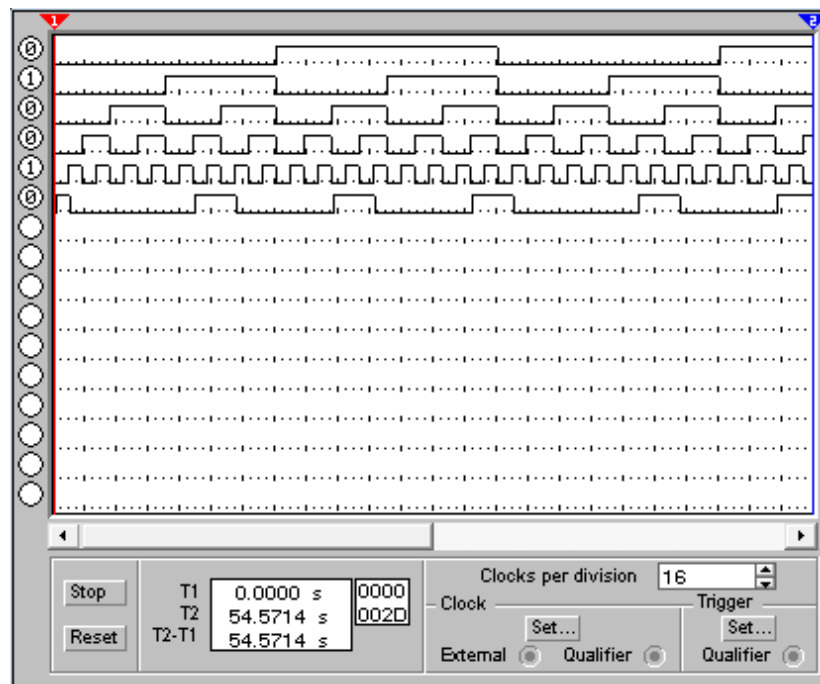
Таблиця 3.12 – Розрахунок вартості напівфабрикатів

Матеріали	Одиниця виміру	Кількість	Ціна за одиницю, грн.	Усього витрат, грн.
Фольгированный стеклотекстолит двухсторонний	шт.	1	8,00	8,00
Травильник	уп.	1	4,90	4,90
Графарет	шт.	2	6	12,00
Всього				24,90

4 Охорона праці та техногенна безпека

4.1 Характеристика потенційних небезпечних та шкідливих виробничих факторів

При виконанні дипломної роботи комп'ютерне моделювання та макетування приладу для відновлення зору амбліопічного ока проводилися в аудиторії кафедри МЕЕІС, план 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 – План аудиторії

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

На ділянці проведення експерименту значна частина моделювання вироблялася на персональному комп'ютері IBM PC і макетному стенді, оснащеному блоками живлення, програмованими пристроями вхідних дій, реєструючим і вимірювальним устаткуванням. Печатні плати виготовлялися за технологією травлення фольгованого текстоліту на спеціальному стенді з витяжною шафою, розташованому в науково-дослідній лабораторії кафедри.

При проведенні робіт по моделюванню і виробництву приладу для відновлення зору амбліопічного ока, виявлена можливість прояву наступних шкідливостей і небезпек:

- можливість поразки електричним струмом при експлуатації електричних установок до 1000 В ;
- виникнення зорової втоми при недостатній освітленості на робочому місці;
- порушення санітарно-гігієнічних вимог до повітря робочої зони;
- виникнення небезпеки при роботі з шкідливими речовинами в процесі виготовлення печатної плати пристрою;
- небезпека виникнення пожеж із-за використання легкозаймистих речовин: спирту і ацетону.

4.2 Виробнича санітарія та мікроклімат робочої зони

При проведенні моделювання схеми керування параметрами приладу, якість експеримента багато в чому залежить від освітлення, тому в лабораторії має бути передбачене штучне освітлення [22]. Незадовільне осві-

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

Для зорової роботи для загального штучного освітлення освітленість рекомендовано 400 лк [22]; при природному бічному освітленні $KEO = 3,5\%$. Оскільки виробництво не є пожежовибухонебезпечним, згідно СНіП 11-90-81, в лабораторії можливе вживання люмінесцентних ламп денного освітлення з робочою напругою 220 В.

Залежно від класу приміщення по вибухонебезпеці і від чистоти середовища виробничих приміщень, визначається схема розташування світильників, їх марка і конструктивного виконання [22].

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

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 [22].

У виробничих приміщеннях, в яких робота на відео терміналах і персональних комп'ютерах є основною, повинні забезпечуватися оптимальні параметри мікроклімату відповідно до таблиці 4.1.

У приміщенні є наявність відео термінальних пристроїв та учбових стендів для проведення дослідних робіт. Усі ці устаткування мають низький

рівень шуму, що в свою чергу не перевищує допустиму норму рівня шуму в 65 дБ.

Таблиця 4.1 - Оптимальні норми мікроклімату для приміщень з відео терміналами 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
	Легка – 1б	21-23	40-60	0.1
Теплий	Легка – 1а	23-25	40-60	0.1
	Легка – 1б	22-24	40-60	0.2

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/ч.

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

4.3 Вимоги безпеки при роботі з шкідливими речовинами

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. 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 пилю мікросхеми, а також олово і каніфоль для припаювання ніжок напівпровідникового приладу до плати.

У таблиці 4.2 [22] приведені гранично допустимі концентрації небезпечних речовин, вживаних при виготовленні схеми.

Таблиця 4.2 - Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин в повітрі робочої зони

Речовини	ПДК, мг/м ³
Ацетон	30
Каніфоль	150
Олово	90
Спирт	1000

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 ро-

біт і витяжна шафа для виготовлення печатних плат і монтажу компонентів паянням (рис. 4.2).

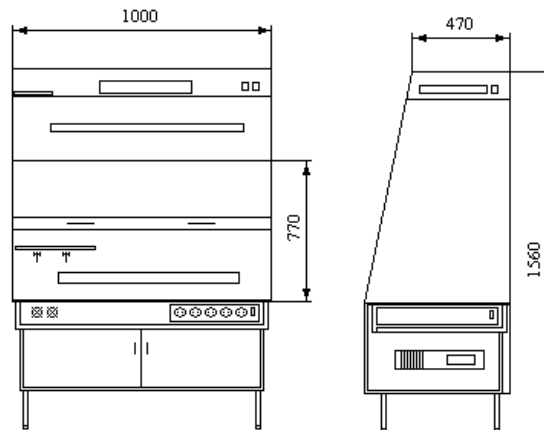


Рисунок 4.2 – Витяжна шафа для виготовлення печатних плат

Витяжна шафа оснащена вентилятором моделі CE 140L-125 (рис. 4.3).

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 4.3 - Центробіжний вентилятор з одним входним отвором CE 140L-125

4.4 Електробезпека

Приміщення за ступенем небезпеки ураження людей електричним струмом являється приміщенням без підвищеної небезпеки [13].

Приміщення сухе, добре опалюване з струмонепровідною підлогою, з температурою 18...24 °С, з вологістю 40...50%. З електроустаткувань в ньо-

му знаходяться відео термінальні пристрої та учбові стенди, які знаходяться під напругою.

Причини ураження електричним струмом.

1. Пошкодження устаткування.
2. Пошкодження ізоляції.
3. Коротке замикання на землю або на корпус.
4. Порушення правил техніки безпеки и роботи с електроустаткуванням.

Для забезпечення електробезпеки в даному приміщенні використовуються такі технічні засоби: захисне заземлення; мала напруга; захисне відімкнення; ізоляція струмопроводів; знаки безпеки.

Захисне заземлення — навмисне електричне з'єднання з землею або її еквівалентом металевих струмопровідних частин, що можуть опинитися під напругою.

Учбові стенди, які знаходяться в приміщенні, працюють на мінімально можливих напругах, що забезпечує додаткову безпеку.

Усі електроустаткування можна у разі потреби вимкнути через електронний щит управління, який миттєво знеструмлює усі стенди та відео термінальні пристрої. Скрізь, де встановлені розетки є попереджувальні знаки.

4.5 Пожежна та техногенна безпека

Виробництво напівпровідникових приладів відноситься до категорії Б, оскільки це виробництво зв'язане із застосуванням речовин спирту і ацетону з температурою спалаху пари від 28 до 60°C 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.

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.

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, сліду-ють або вліво через лабораторний корпус для виходу на вулицю Добролюбо-ва, або управо для виходу на вулицю Незалежної України (рис. 4.4).

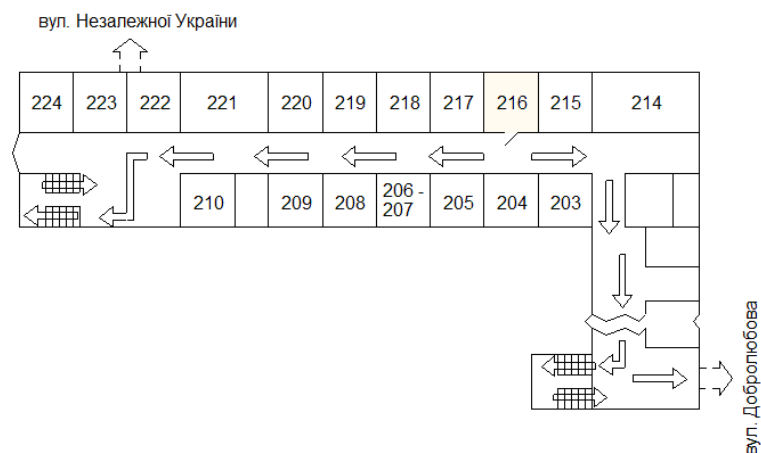


Рисунок 4.4 – План евакуації при пожежі із аудиторії № 216

Відстань від найбільш видаленого робочого місця до виходу – 15 м. Швидкість пересування людей при евакуації – 16 м/мін [23].

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

Отже, блискавкозахист заснований на стержневих блискавковідводах.

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.

4.6 Розрахунок захисного заземлення

Заземленню підлягають вимірювальні установки, напруга живлення яких 220 вольт. У якості заземлювача візьмемо сталеві вертикальні стержні довжиною $l = 2$ м, діаметром $d = 0,03$ м, діаметр сполучної смуги $b = 0,03$ м. Контур заземлення розташовано на горизонтальному майданчику біля корпусу академії. Грунт – суглинок.

Допустимий опір заземлюючого пристрою (R_n) дорівнює 4 Ом [23]. Визначимо питомий електричний опір ґрунту (суглинка), ρ якого дорівнює 100 Ом·м [22]. Розрахуємо опір розтікання струму одного вертикального стержня:

$$R_b = \frac{\rho}{2\pi l} \cdot \ln \frac{4 \cdot l}{d} = \frac{100}{2 \cdot 3,14 \cdot 2} \ln \frac{4 \cdot 2}{0,03} = 44,46 \text{ Ом}$$

Приймемо число заземлювачів:

$$n = \frac{R_1}{R_n} = \frac{44,46}{4} = 11,1 \approx 11$$

Визначимо довжину горизонтальної смуги (по контуру):

$$l_r = a \cdot n,$$

де a – відстань між вертикальними електродами ($a = 2$ м)

$$l_r = 2 \cdot 11 = 22 \text{ м}$$

Опір горизонтальної смуги:

$$R_{2c} = \frac{\rho}{\pi \cdot l_r} \cdot \frac{4 \cdot l_r}{b} = \frac{100}{3,14 \cdot 22} \cdot \ln \frac{4 \cdot 22}{0,03} = 8,09 \text{ Ом}$$

Коефіцієнт екранування для вертикального заземлювача [23]:

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

і для горизонтальної смуги

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

Опір групи вертикальних заземлювачів:

$$R_{гр} = \frac{R_{вз}}{n \cdot \eta_B} = \frac{44,46}{11 \cdot 0,62} = 6,579 \text{ Ом}$$

Опір горизонтальної смуги з врахуванням екранування:

$$R_r = \frac{R_{го}}{\eta_r} = \frac{8,09}{0,37} = 21,864 \text{ Ом}$$

Опір заземлювача в цілому:

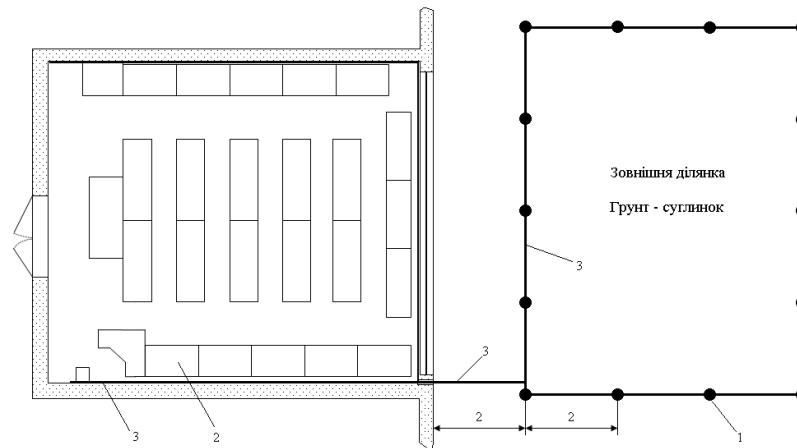
$$R_3 = \frac{R_{гр} \cdot R_r}{R_{гр} + R_r} = \frac{6,579 \cdot 21,864}{6,579 + 21,864} = 5,021 \text{ Ом}$$

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

$$n = 12,$$

тоді опір заземлювача в цілому складе $R_3 = 4,6 \text{ Ом}$, що теж більше R_H . Якщо $n = 13$, то $R_3 = 4,2 > R_H$. Якщо $n = 14$, то $R_3 = 3,97 < R_H$.

Число заземлювачів дорівнює 14, які розміщені по контуру зовнішньої ділянки, як показано на рисунку 4.5.



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. Статистика і щоденна практика переконують в тому, що результати лікування амбліопії далекі від ідеалу. Це зв'язано з безліччю феноменів, характерних для тривало недіючого ока, якось: помилкова макулярна просторова локалізація предмету, феномен роздільного бачення, порушення акомодатції, деякі інші маловивчені феномени.

2. Недостатньо активне і несистематичне лікування амбліопічних пацієнтів веде до стабілізації цього комплексу розладів і погіршення прогнозу при амбліопії.

3. Розроблений пристрій дозволяє проводити засоби відновлення зору амбліопічного ока для пацієнтів молодшого віку, що більш ефективно при виявленні патологій зорового аналізатора.

4. У результаті схемотехнічного моделювання отримана схема приладу с сучасною елементною базою, яка по параметрам та функціям відповідає завданням дипломної роботи.

5. Розроблена печатна плата дозволяє компактно розмістити елементну базу в корпусі приладу, габарити і форма якого виконані з урахуванням оптометричних параметрів органу зору.

6. Аналіз функціонування приладу підтверджує теоретичні передбачення, що до ефективності застосованої методики при відновлення бінокулярного зору.

Рекомендується подальша модернізація приладу з метою його застосування в медичних закладах.

Перелік посилань

1. Глазные болезни: учебник [Текст] / [Бочкарева А.А., Ерошевский Т.И., Нестеров А.П. и др.]. – М.: Медицина, 1989. – 416 с.
2. Веревкин Л.Л. Компьютерная диагностика косоглазия у детей [Текст] / Л.Л. Веревкин, А.П. Посунько, Р.А. Багаев. - Матеріали ІХ науково-технічній конференції викладачів та студентів ЗДІА. – Запоріжжя: ЗДІА. – 2004. – Ч. 3. – С. 58 – 60.
3. Белостоцкий Е.М. Диагностика и лечение содружественного косоглазия на современном этапе знаний [Текст] / Белостоцкий Е.М. - М.: Медгиз, 1960. - 145 с.
4. Веревкин Л.Л. Математическое моделирование диплоптического разделения полей зрения для дальнейшего использования в автоматизированной координатной установке [Текст] / Л.Л. Веревкин, Е.Я. Швец, Н.В. Свитанько. – Электроника и связь. – №2. – 2010. – С. 149 – 153.
5. Роженцов В.В. Математическая модель зрительного анализатора человека [Текст] / В.В. Роженцов. - Системы управления и информационные технологии. – 2005. – № 4 (21). – С. 20–24.
6. Аветисов Э.С. Содружественное косоглазие [Текст] / Аветисов Э.С. - М.: Медицина, 1977. – 312 с.
7. Хьюбел Д. Глаз, мозг, зрение [Текст] / Хьюбел Д.: [пер. с англ. О.В. Левашова] - М.: Мир, 1990. - 239 с.
8. Плеоптическое устройство для восстановления зрения амблиопического глаза / Л.Л. Веревкин, Е.Я. Швец, Н.В. Свитанько [и др.] // Электроника и связь. – 2009. – №2-3. – С. 181–184.
10. Николаев И.М. Микроэлектронные устройства и основы их проектирования [Текст] / И.М. Николаев, Н.А. Филинук. – М.: Энергия, 1979. - 271 с.

11. Ковалевский Е.Н. Консервативные методы лечения детей дошкольного возраста с косоглазием и амблиопией [Текст] / Е.Н. Ковалевский, Д.Г. Михадева. - Офтальмологический журнал. - №6,1982. - С. 326-329.
12. Гацу М.В. Об использовании гелий-неонового лазера в лечении амблиопии у детей [Текст] / М.В. Гацу, Е.В. Пузанова, Г.Л. Пистонов, А.И. Горбань. - Вестник офтальмологии. - №2, 1990. - С. 19-21.
13. Пат. 6122 Україна, МПК А61F9/00. Апарат для лікування амбліопії „Плеофор” / Поправка О.М., Верьовкін Л.Л., Швець Є.Я., Червоний І.Ф., Сидоренко М.Г., Посунько О.П., Багаєв Р.А.; заявник і патентовласник Запорізька державна інженерна академія. - №20040907958; заявл. 30.09.2004; опубл. 15.04.2005, Бюл. №4.
14. Розенберг В.А. Возрастные особенности органов зрения в норме и при патологии у детей [Текст] / В.А. Розенберг. – М.: Республиканский сборник научных трудов, 1988. - С. 124-127.
15. Розенблюм Ю.З. Оптометрия: б-ка практ. Врача [Текст] / Ю.З. Розенблюм. - СПб.: Гиппократ, 1996. - 320 с.
16. Швець Е.Я. Микроконтроллерное устройство для лечения амблиопии [Текст] / Е.Я. Швець, Л.Л. Вережкин. - Радиоэлектроника Информатика Управление. – №2, 2006. – С. 45–48.
17. Голубцов М.С. Микроконтроллер AVR: от простого к сложному [Текст] / М.С. Голубцов. – М.: СОЛОН-Пресс, 2003. – 288 с.
18. Цифровые ИС: общая характеристика и функционирование. [Текст] / [Под ред. Воробьева А. А. и др.]. – М.: Высш. Шк., 1987. – 382 с.
19. Измерения и контроль в микроэлектронике: Учебное пособие по специальностям электронной техники [Текст] / [Дубовой Н.Д., Осокин В.И., Очков А.С. и др.; Под ред. А.А.Сазонова]. - М.: Высш. Шк., - 1999. – 367 с.
20. Пирогова Е. В. Проектирование и технология печатных плат: Учебник [Текст] / Е. В. Пирогова. – М.: ФОРУМ: ИНФРА-М, 2005. — 560 с.
21. Белуха М.Т. Основи наукових досліджень [Текст] / М.Т. Белуха. - К: Вища шк., 1997. - 271с.

22. Ткачук К.Н. Охрана труда и окружающей среды в радиоэлектронной промышленности [Текст] / К.Н. Ткачук. – К.: Вища шк., 1988. - 240 с.

23. Горобец А.И. Охрана труда в радиоэлектронной промышленности [Текст] / А.И. Горобец, А.И. Степаненко. – К.: Техника, 1987. – 345 с.

МАТЕРІАЛИ
XXV НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ
КОНФЕРЕНЦІЇ
СТУДЕНТІВ, МАГІСТРАНТІВ,
АСПРАНТІВ І ВИКЛАДАЧІВ
ІНЖЕНЕРНОГО НАВЧАЛЬНО-НАУКОВОГО ІНСТИТУТУ
ЗНУ

**Секція мікроелектронних та електронних
інформаційних систем**

24-27 листопада 2020 р.

УДК 681.32:007

Ковальов Олександр ст. гр. 8.1539
Верьовкін Л.Л., Світанько М.В.**ПРИЛАД ВІДНОВЛЕННЯ ЗОРУ АМБЛІОПІЧНОГО ОКА**Інженерний навчально-науковий інститут Запорізького національного університету,
кафедра МЕЕІС

У основу ідеї плеоптичного приладу для лікування амбліопії закладена його універсальність у вживанні, як в стаціонарних, так і в побутових умовах. Завданням розробленої методики [8] є підвищення гостроти зору амбліопічного ока до рівня 0,3 - 0,4 Visus, при якому можливе злиття зображень, що необхідне для проведення заходів щодо діагностики і відновлення біокулярного зору при порушенні функцій очорухових м'язів.

Мікроконтролерний прилад дозволяє отримати послідовний образ, виробляти засвічення амбліопічного ока сліпучими полями білого червоного і зеленого кольору свічення, виробляти тренування апарату акомодатії, фузійних резервів, розпізнавати тест-об'єкти з різною мірою навантаження на орган зору. Тому конструктивні розміри приладу повинні бути розраховані згідно з параметрами оптометрії органу зору [15].

У основу приладу покладене використання додаткового диска з отворами, розташованими по спіралі, що значно полегшує свідому участь пацієнта в процесі тренування і збільшує трапезитичний ефект лікування [13]. Спостереження амбліопічним оком оптотипів виконуються з відстані 33 см. Оптотипи мають можливість підсвічування білим, червоним і зеленим кольорами різної яскравості. Швидкість обертання диска, порядок підсвічування оптотипів, колір свічення, яскравість управляються мікроконтролером відповідно до розробленої програми (рис. 1).

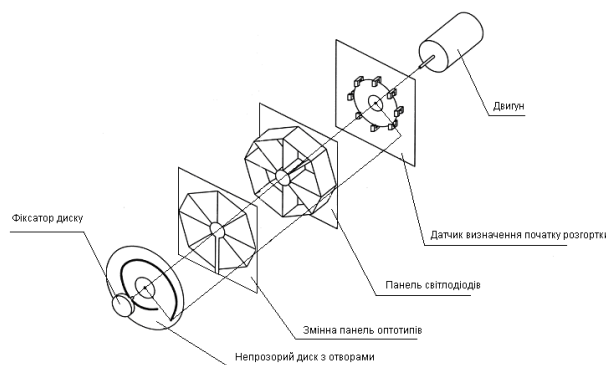


Рисунок 1 – Конструктивна модель розробляемого приладу

Нами запропоновано використовувати панель з оптотипами сферичної форми, що дозволяє забезпечити рівне видалення (33 см) всіх точок поверхні панелі від зіниці ока. Відповідно до цього і непрозорий диск з отворами повинен бути сферичної форми.

Конструктивно прилад представляє собою порожнистий тубус конічної форми, з одного боку якого розташований окуляр з оклюдором, а з іншого циліндровий корпус, що відкривається, усередині якого знаходяться електронна та механічна частини.

Завдяки спіральному розташуванню отворів, процес пред'явлення фрагментів опто-типу, в розробленій методиці, відбувається по колу і до центру, що дає ефективніше навантаження на амбліопічне око. Рівномірне сканування об'єкту досягається тим, що всі отвори на диску рухаються з однаковою кутовою швидкістю.

Література

1. Плеоптическое устройство для восстановления зрения амблиопического глаза / Л.Л. Веревкин, Е.Я. Швец, Н.В. Свитанько [и др.] // Электроника и связь. – 2009. – №2-3. – С. 181–184.

