

Лекція 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 (гратами), 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 анормальному 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: окклюдією, 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 окклюдією безліч різноманітних по силі і якості, але неупорядкованих зображень з доволишнього для пацієнта світу падає на сітківку амбліопічного ока. Якщо зображення впорядкування, то зорова система отримує більш потужну сти-

мул-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 вживання 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.

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.

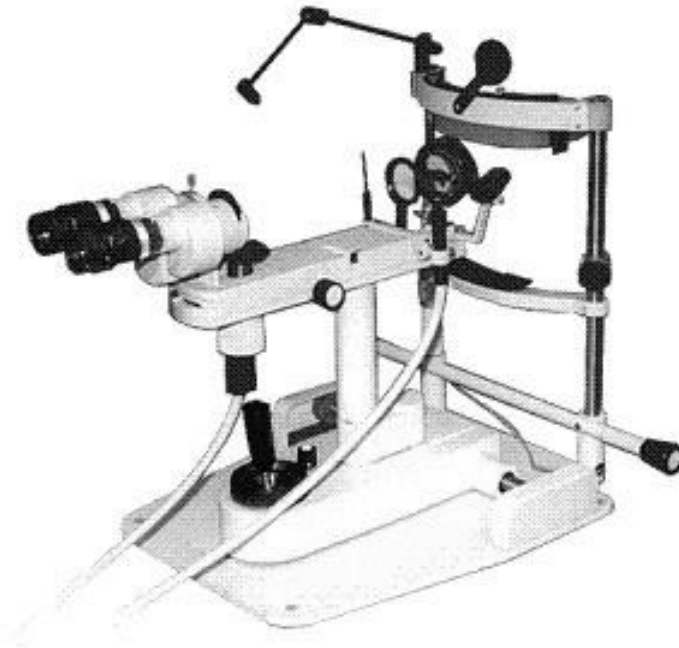


Рисунок 1.5 – Зовнішній вигляд апарату «Монобіноскоп»

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 [6], 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.

2 Розробка приладу для підвищення гостроти 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 [10, 11, 12].

Лікування амбліопії передусь ортоптичним вправам і операції при косоокості. Оклюзія і пеналізація провідного ока, як необхідний метод лікування при амбліопії, прийнятий у всьому світі [10, 13].

До арсеналу методів лікування амбліопії увійшли лазеростимуляція [14], комп'ютерні лікувальні програми, електростимуляція [12], рефлексотерапія [15, 16].

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-обґрунтованого 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 [12]. В той же час ведуться розробки нових методик для оцінки амбліопії і результатів її лікування [17].

Представляють науковий інтерес дослідження Д.Хьюбела [4], що багато в чому пояснюють етіопатогенез амбліопії.

Так автор здійснив багаточисельні експерименти по зоровій депривації, дослівно “позбавленні зорового досвіду” у кішок і мавп. Йому удалось отримати в експерименті в чистому вигляді амбліопію і відповісти на надзвичайно важливе питання: чи викликала 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 посиляються 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 оклюдор, якій би конструкції він не був.

Дослідження Д.Хьюбела, підтверджені В.А. Розенбергом (1981), 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 образу. Саме такий фігурний подразник і слід застосовувати як стимулюючий об'єкт при плеоптичному лікуванні амбліопії. На основі цього В.А. Розенбергом [18] 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 [9] є підвищення гостроти зору амбліопічного ока до рівня 0,3 - 0,4 Visus, при якому можливе злиття зображень, що необ-

хідне для проведення заходів щодо діагностики і відновлення бінокулярного зору при порушенні функцій окорухових м'язів.

Мікроконтролерний пристрій дозволяє отримати послідовний образ, виробляти засвічення амбліопічного ока сліпучими полями білого червоного і зеленого кольору свічення, виробляти тренування апарату акомодациї, фузійних резервів, розпізнавати тест-об'єкти з різною мірою навантаження на орган зору [19]. Тому конструктивні розміри приладу повинні бути розраховані згідно з параметрами оптометрії органу зору [20].

У основу приладу, як і в його аналогу «ПЛЕОФОР» [8, 9] було покладене використання додаткового диска з отворами, розташованими по спіралі, що значно полегшує свідому участь пацієнта в процесі тренування і збільшує трапезтичний ефект лікування.

Непрозорий диск з отворами певного діаметру, розташованими по спіралі Архімеда обертається перед оптотипами, 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.

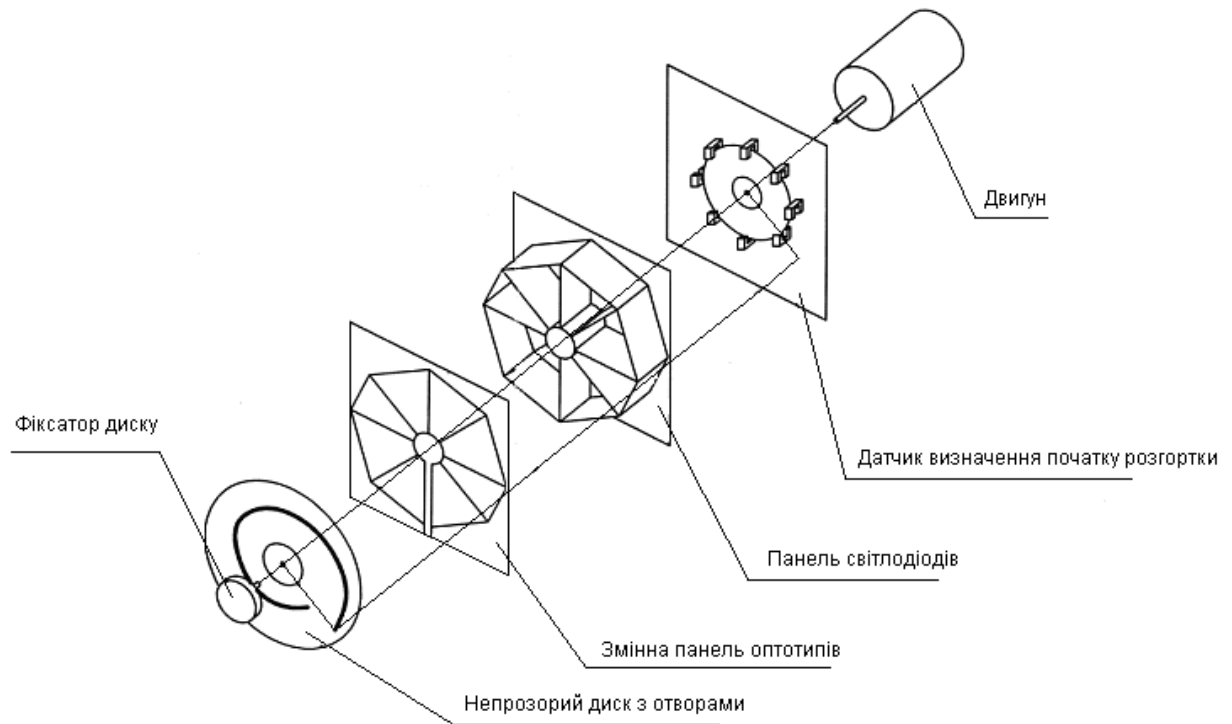


Рисунок 2.1 – Конструктивна модель розробляемого приладу

Панель з оптотими змінна, що дає можливість використовувати оптотипи 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 необхідно щоб, 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 рухається з постійною швидкістю v по променю, що обертається біля полюса O з постійною кутовою швидкістю ω . Рівняння місця розташування точки для полярної системи координат:

$$\rho = \alpha \times \varphi$$

(2.1)

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

Звідси кінцеве рівняння кривої, по якій будуть нанесені отвори:

$$\alpha = \frac{V}{\varpi} > 0$$

(2.2)

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

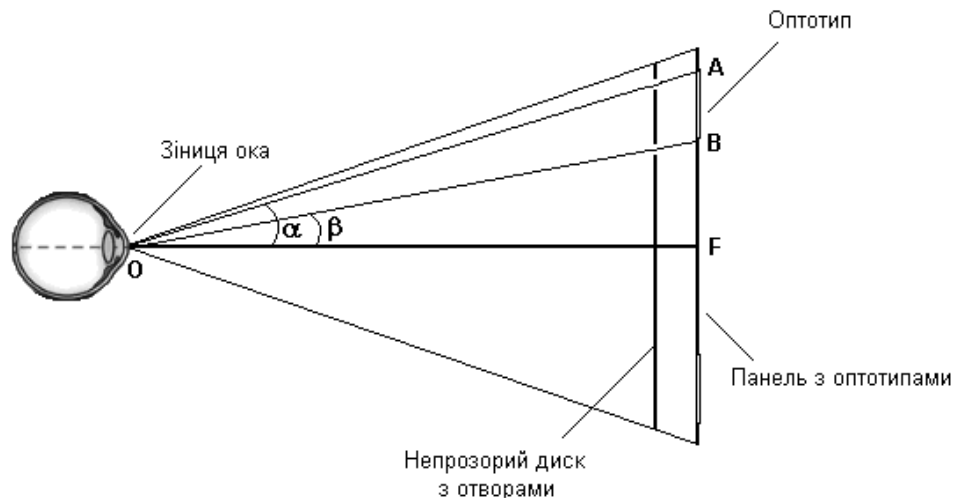


Рисунок 2.2 – Зміна відстані між габаритними розмірами оптотипу

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{AF}{OF};$$

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{BF}{OF}.$$

(2.3)

$$L_{OA} > L_{OB}.$$

(2.4)

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 (рис. 2.3). Тоді:

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

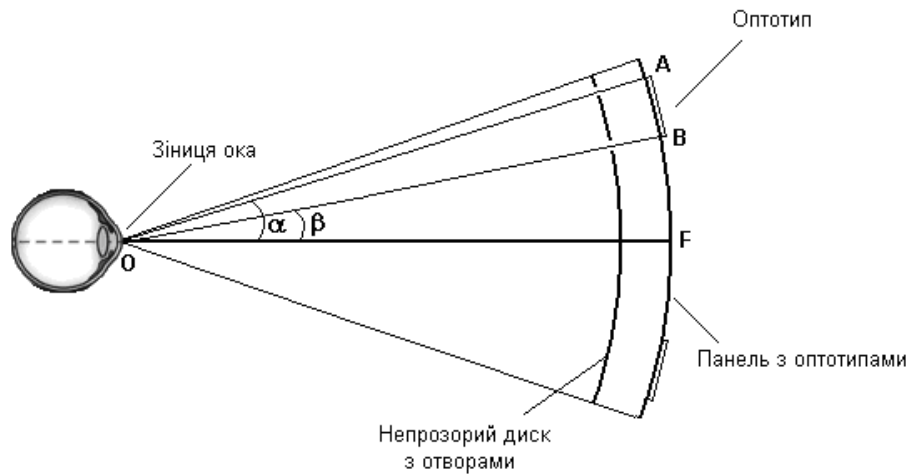


Рисунок 2.3 – Зміна відстані між габаритними розмірами оптотипу

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

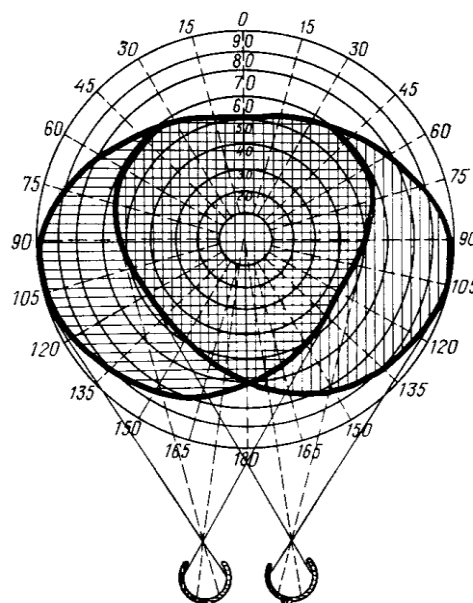


Рисунок 2.4 - Бінокулярне поле зору

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.

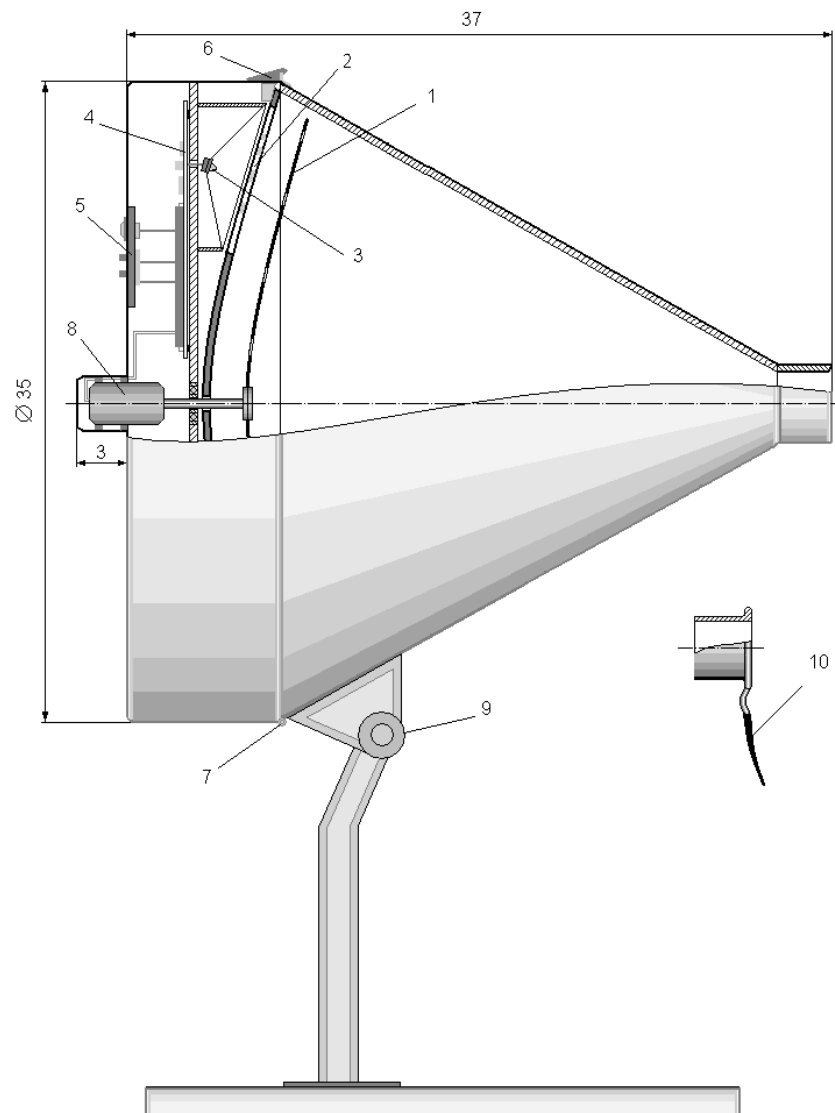
Логічний аналіз бінокулярного поля зору показує, що оптимальним кутом в бінокулярної області для кожного ока, є кут 60° . При спостереженні оптотипів, що перемикаються на панелі, поворот очного яблука на цей кут дозволяє проводити тренування фузійного апарату органу зору.

Конструктивно пристрій 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.

Пристрій складається з непрозорого диска 1 з отворами, розташованими по спіралі. За диском встановлена змінна панель 2 з оптотипами. Диск 1 обертається електродвигуном 8. Оптотиби на панелі 2 підсвічують світлодіодами 3 в певному порядку. Порядок включення світлодіодів і швидкість обертання диска управляється мікроконтролером 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 [9]. 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 наванта-

женням. 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 [19], то процес злиття йде лише по колу, у напрямі обертання.



- 1 – непрозорий диск з отворами, що обертається;
- 2 – панель з оптотипами;
- 3 – світлодіод з відбивачем;
- 4 – печатна плата з схемою керування;

5 – панель з перемикачами;

6 – застібка;

7 – петля;

8 – електродвигун;

9 – поворотна консоль

10 – оклюдор.

Рисунок 2.5 – Конструкція приладу для відновлення зору амбліопічного ока

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.

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

$$\rho = \frac{v}{\omega} \varphi = \frac{8\varphi}{\pi}.$$

(2.6)

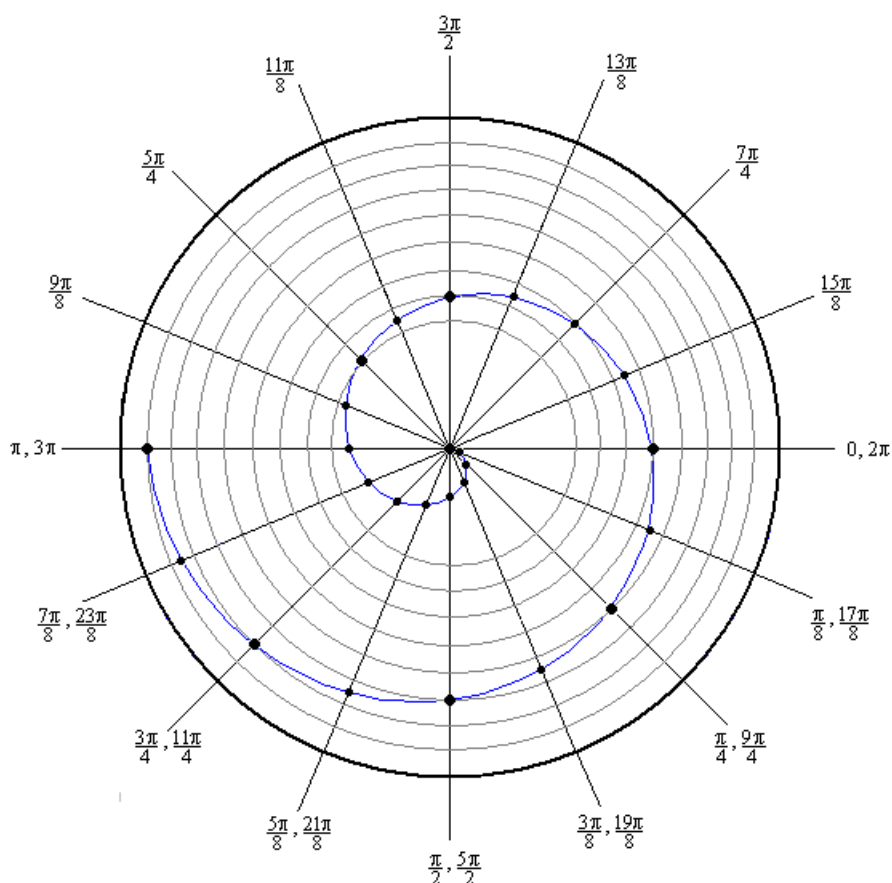


Рисунок 2.6 - Розрахована спіраль Архімеда на диску

Діаметр кола на якій розташовано отвір розраховується по формулі:

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

(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 опототипів (рис. 2.7).

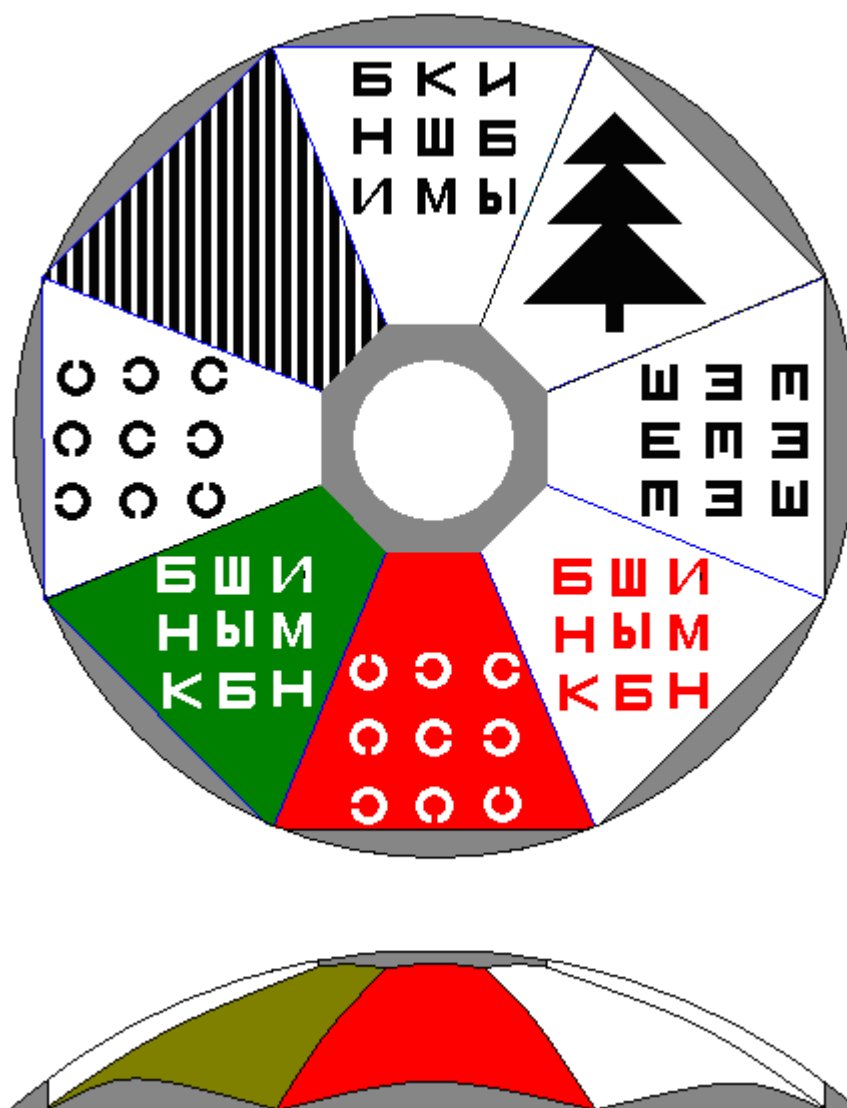


Рисунок 2.7 - Слайд с опто типами

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

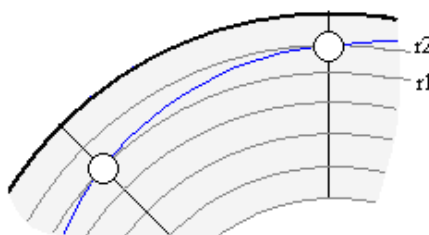


Рисунок 2.8 - Порядок проходження отворів через сектор

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

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

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

2.3 Розробка схеми електричної приладу

Модельована схема забезпечує керування швидкістю обертання диска з отворами, програмне перемикання позиції оптичних типів, що пред'являються, зміна яскравості і кольори підсвічування оптичних типів, 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.

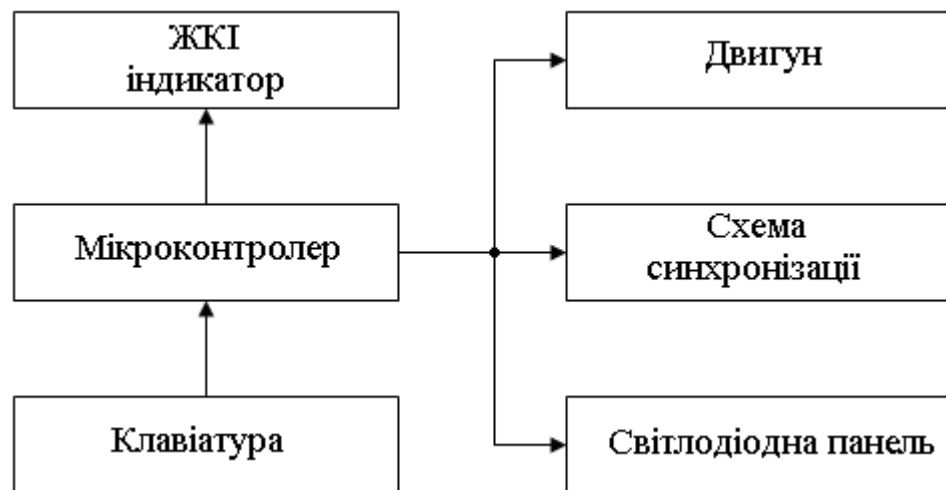


Рисунок 2.9 - Функціональна схема пристрою для лікування амбліопії

Схема синхронізації забезпечує включення на світлодіодній панелі заданого контролером сектора з оптичними 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-мі 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 сімейс-

тва "mega" випуску мають можливість самопрограмування. Це означає, що мікроконтролер здатний самостійно, без якого-небудь зовнішнього програматора, змінювати вміст елементів пам'яті програм [21].

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 [21].

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 рис. 2.10 [21].

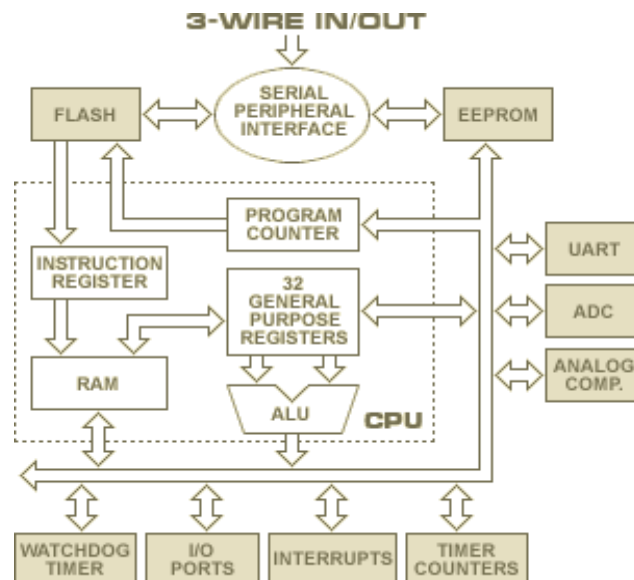


Рисунок 2.10 – Структурна схема AVR

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

За цей час послідовно дешифрується і прочитується код операції, виконується команда, фіксується результат і одночасно про-

читується 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 тимчасові діаграми при виконанні типової команди для різних мікроконтролерних платформ [21].

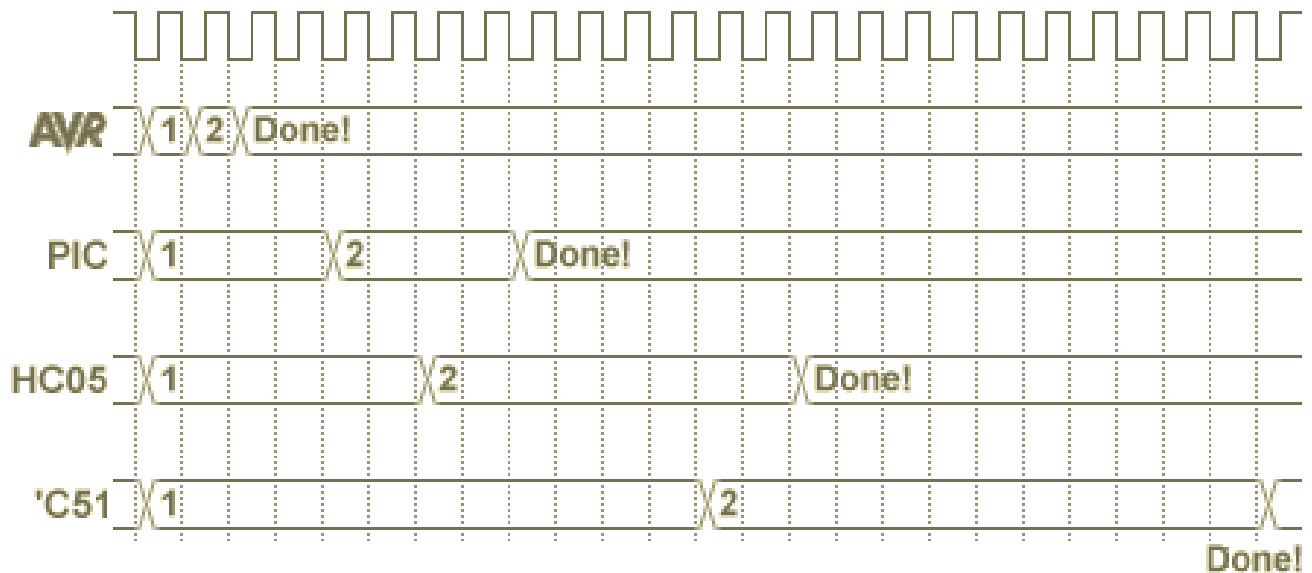


Рисунок 2.11 – Порівняльна характеристика деяких мікропроцесорних платформ

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 [22].

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 сформувані необхідну фазову послідовність управляючих імпульсів.

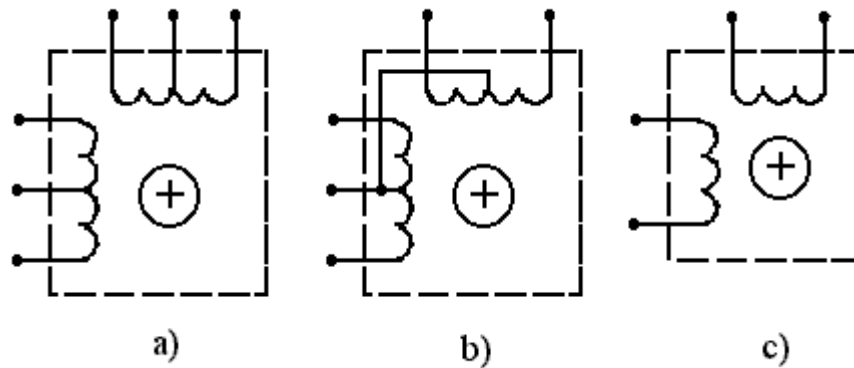


Рисунок 2.12 - Варіанти розпайки крокових двигунів від FDD і HDD

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 рис. 2.13.

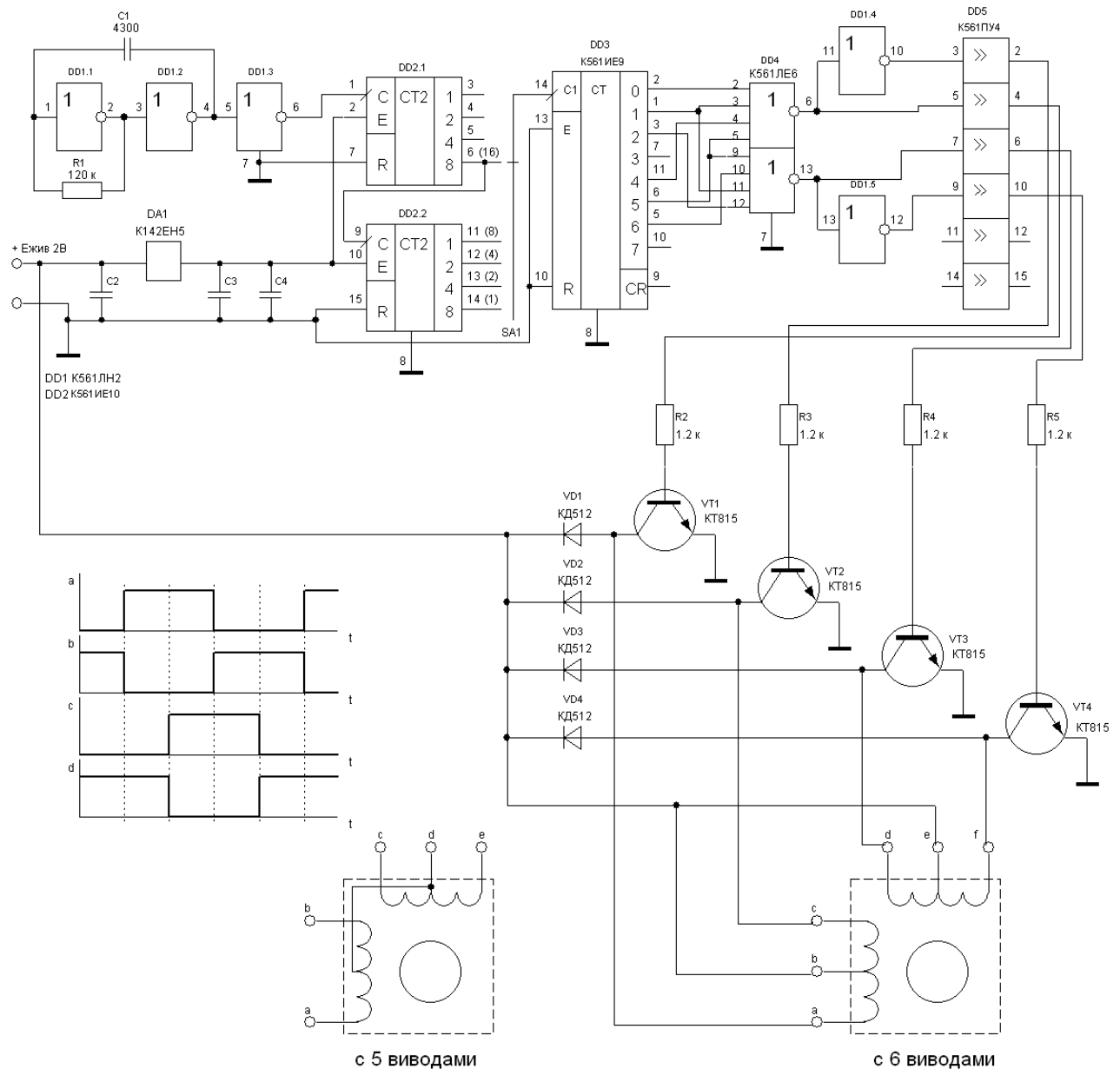


Рисунок 2.13 – Схема керування швидкістю обертання шагового двигуна

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

У блоці керування цифрова частина побудована на КМОН мікросхемах серії K561, хоча можна скористатися мікросхемами

КМОН і інших серій, підібравши відповідні функціональні аналоги [23]. За допомогою перемикача SW1 можна перемикати 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 відповідність 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 широких межах можна змінивши номінал ємкості C1 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 [24]. 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:

$$K_{ст} = \frac{U_{безнавантаження} - U_{при повному навантаженні}}{U_{при повному навантаженні}} \cdot 100\%$$

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).

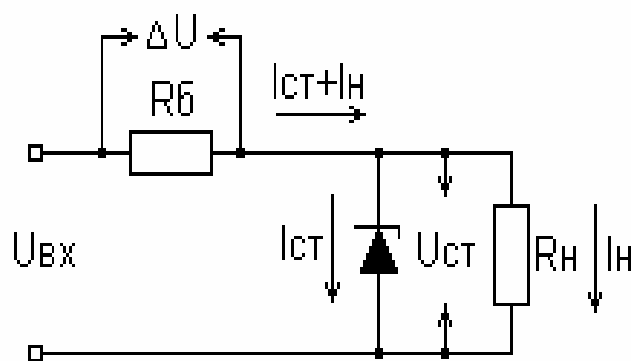


Рисунок 2.14 – Паралельний стабілізатор напруги на стабілітроні

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.

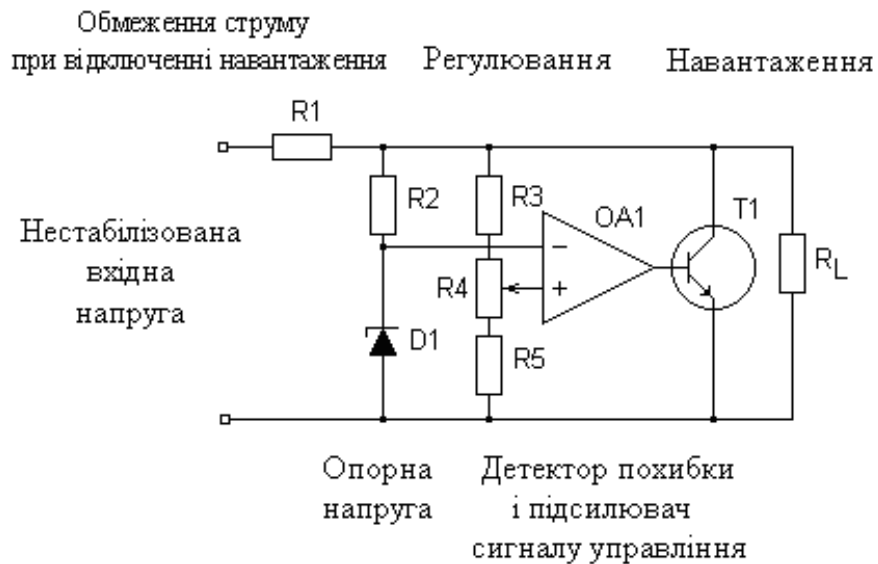


Рисунок 2.15 – Паралельний стабілізатор

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.

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:

$$\frac{U_{вх} - U_{вих}}{R} \geq I_{вих\max}$$

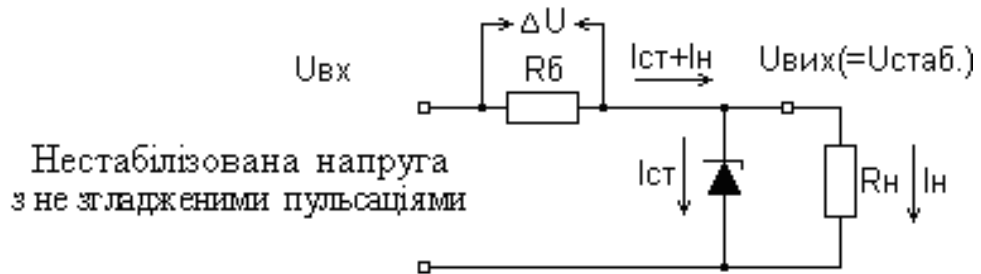


Рисунок 2.16 – Простий стабілізатор на стабілітроні

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:

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

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

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 $U_{вих}$ 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.

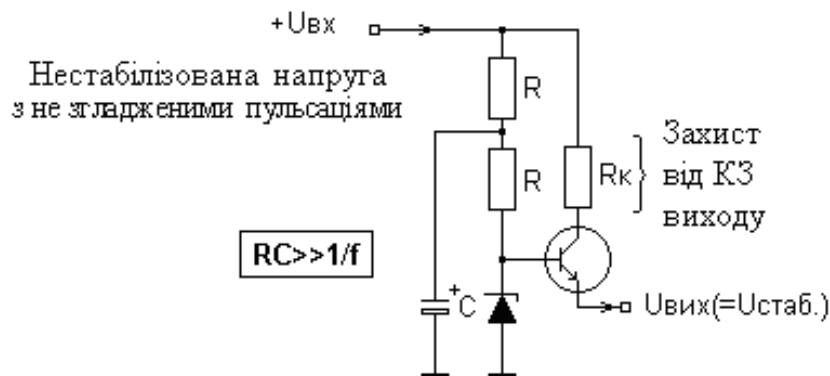


Рисунок 2.17 – Стабілізатор на стабілітроні і емітерному повторювачі

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 $h_{21}E$ 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 ній було менше, ніж на резисторі R .

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.

Інший метод заснований на використанні в ланцюзі живлення стабілітрона фільтру низьких частот (рис. 2.18).

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.

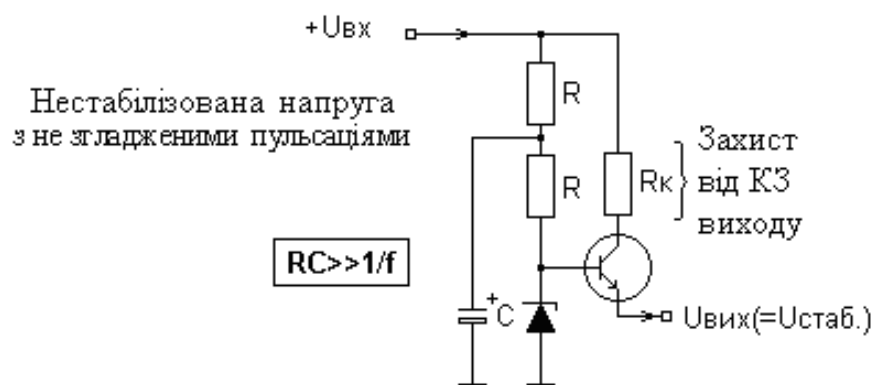


Рисунок 2.18 – Стабілізатор на стабілітроні і емітерному повторювачі з фільтром низьких частот на вході

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.

Трьох вивідні нерегульовані стабілізатори напруги. Для більшості не дуже відповідальних вживань краще вибрати простій трьох вивідний стабілізатор напруги. Він має всього три зовнішні виводи — вхід, вихід і земля — і набудовується виготівником на потрібну фіксовану напругу.

Типові представники – серія 7800 для позитивної напруги і її аналог - серія 7900 – для негативної. Набудовуються 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.

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики трьох вивідних стабілізаторів напруги.

Тип	Корпус	Полярність	$U_{\text{вих}}, \text{В}$			$I_{\text{вих}}, \text{А}$	Падіння напруги	Максимальна розсіювана потужність
			Мин.	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	TO-220	+	11.5	12.0	12.5	1A	2.0	
7815	TO-220	+	14.4	15.0	15.6	1A	2.0	
7824	TO-220	+	23	25.0	25.0	1A	2.0	
7905	TO-220	-	-4.8	-5.0	-5.2	1A	1.1	
7912	TO-220	-	-11.5	-12.0	-12.5	1A	1.1	
7915	TO-220	-	-14.4	-15.0	-15.6	1A	1.1	
LM317K	TO-03	+	1.2	Per.	37.0	1.5A		20
LM317T	TO-220	+	1.2	Per.	37.0	1.5A		15
LM350K	TO-03	+	1.2	Per.	33.0	3A		30
LM350T	TO-220	+	1.2	Per.	33.0	3A		25
78H05	TO-03	+	4.85	5.0	5.25	5A	2.5	

Серія 7800 забезпечує струм навантаження до 1A 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 2.19.

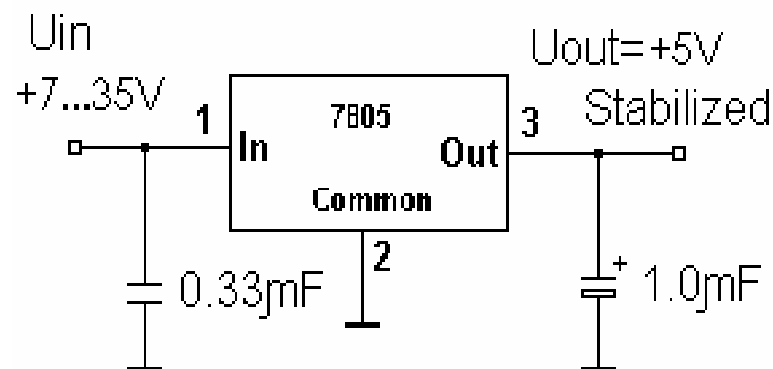


Рисунок 2.19 – Типова схема включення трьох вивідного не-регульованого стабілізатора напруги

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).

Чотири вивідні 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. 2.20). Дільник вибирається так, щоб на виводі, що управляє, була напруга +5 В (для $\mu A79G$ - 2,23 В).

На практиці як R1 зазвичай використовується регульовальний потенціометр для точної установки значення вихідної напруги стабілізатора.

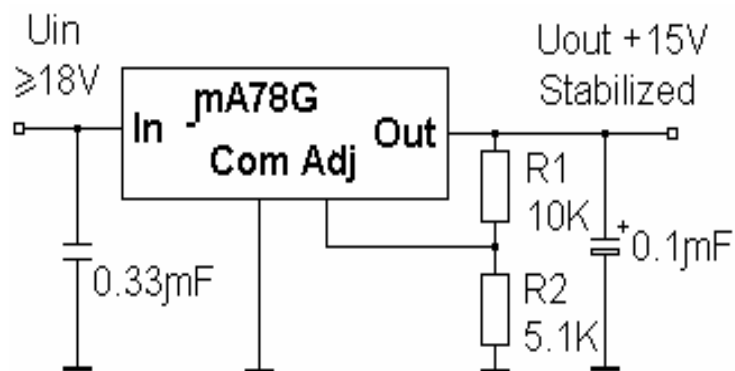


Рисунок 2.20 – Типова схема включення чотирьох вивідного стабілізатора напруги

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 личать.

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 2.19, а для живлення крокового двигуна використана схема показана на рисунку 2.20 [24].

2.3.4 Схема електрична принципова приладу

Схема електрична принципова приладу для підвищення зору амбліопічного ока представлена на рисунку 2.21.

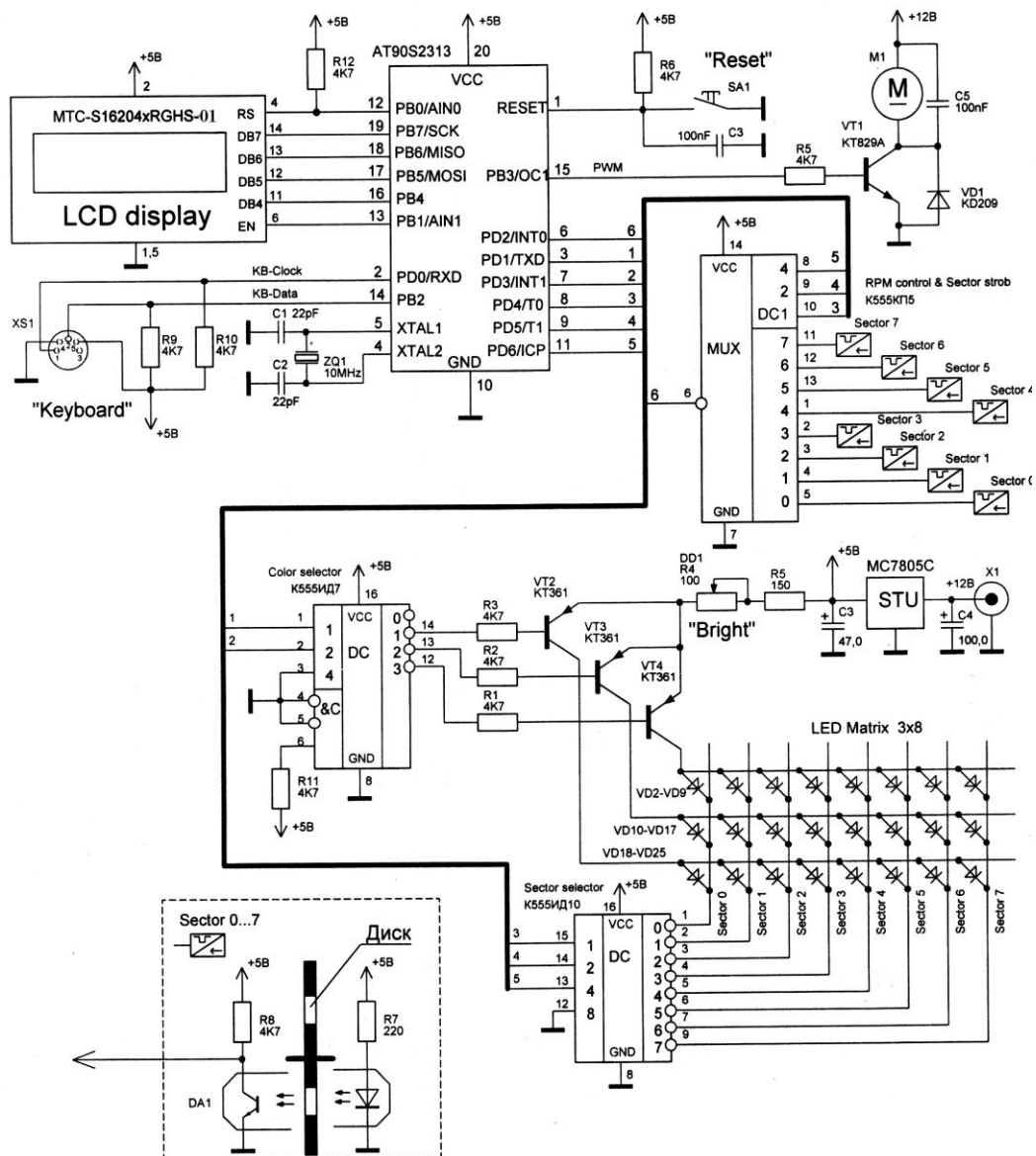


Рисунок 2.21 Схема електрична принципова пристрої для лікування амбліопії

Мікроконтролер AT90S2313 призначений для керування процесом функціонування пристрою. Рідинокристалічний 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 мультиплектора DD3 при проходженні синхронізуючим отвором диска, що обертається, того сектора, адресний код якого заданий мікроконт-

ролером. 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.

2.4 Програма керування мікропроцесором

Завданням мікропроцесора 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 мікропроцесора для схеми, показаної на рисунку 2.21, написана на мові програмування низького рівня її блок-схема приведена на рисунку 2.22. Текст програми роботи мікроконтролера наведений в додатку А.

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.

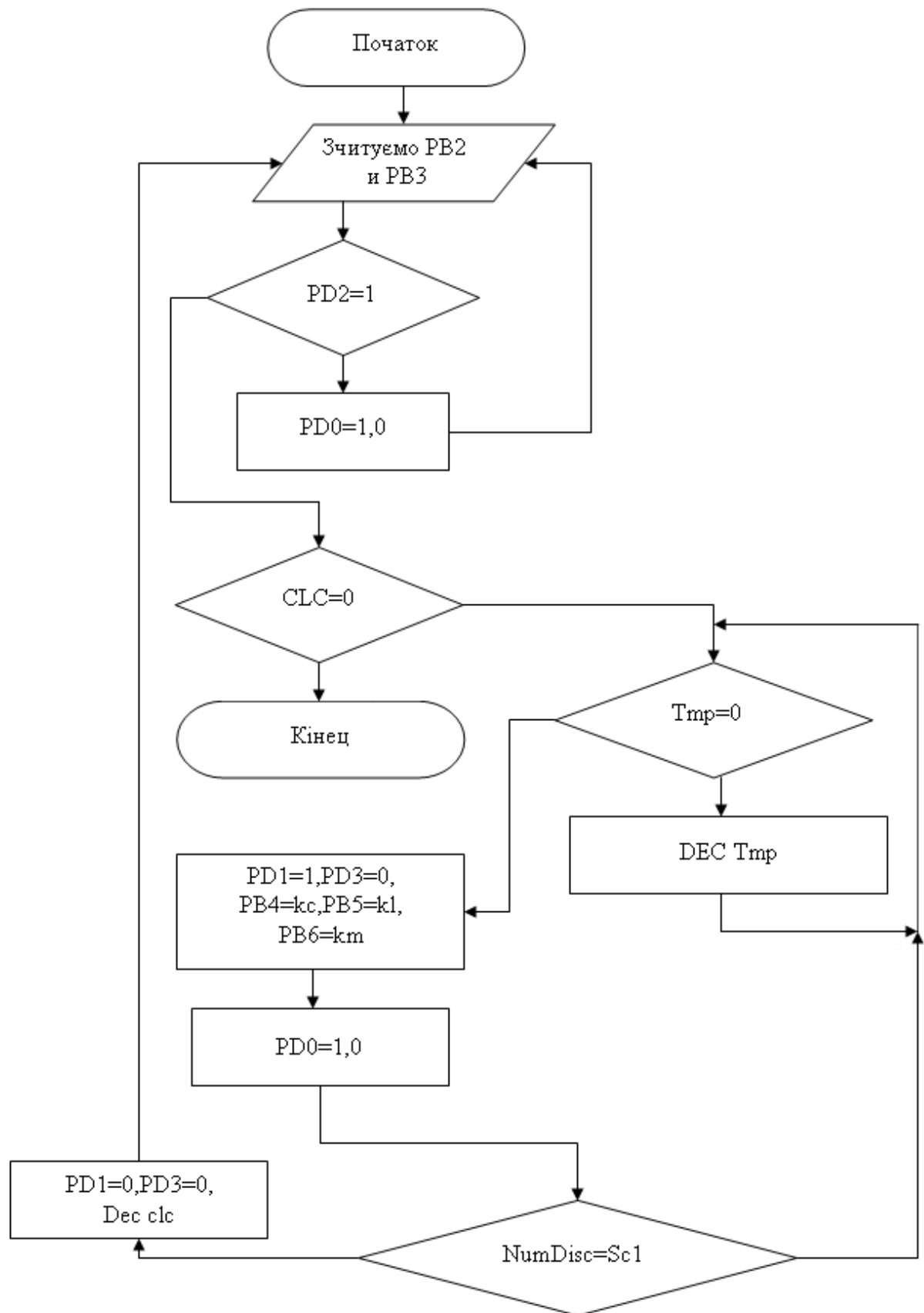


Рисунок 2.22 – Блок-схема програми прошивки мікроконтролера

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 позиціювання 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

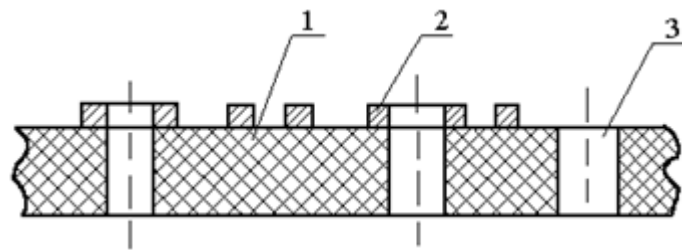
плеоптичного приладу для офтальмології

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 [25].

Печатні плати діляться на односторонні, двосторонні, багатошарові.

Односторонні печатні плати (рис. 2.23) 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 2.23 – 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.

Відповідно до ДОСТ 23751-86 розрізняють три методи виконання печатних плат: ручний, напіваавтоматизований 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 полуавтоматизованому 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 2.24.

На рисунку 2.25 показана топологія першого шару схеми електричної принципової представленої на рисунку 2.21. На рисунку 2.26 представлена топологія другого шару топологічної схеми.

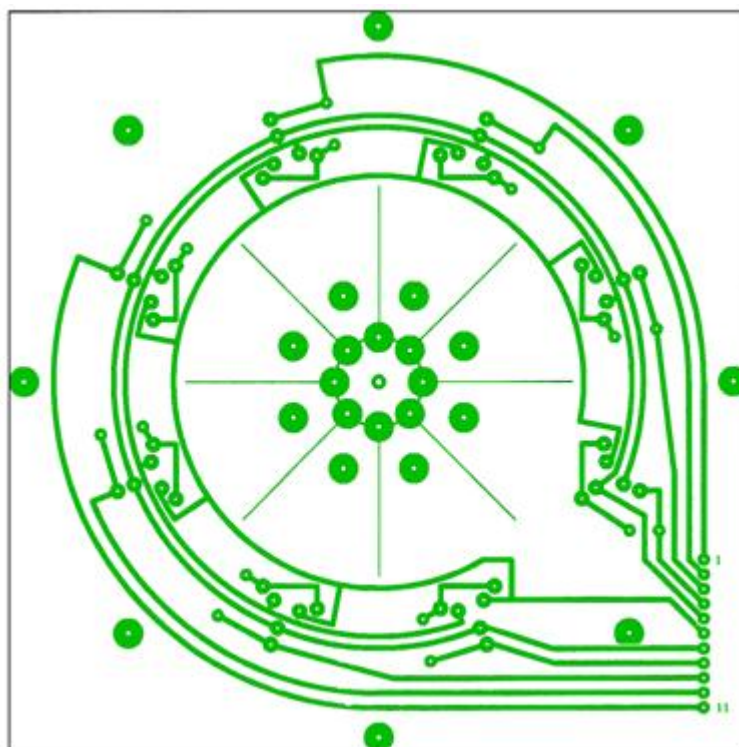


Рисунок 2.24 – Топологія схеми розміщення світлодіодів підсвічування

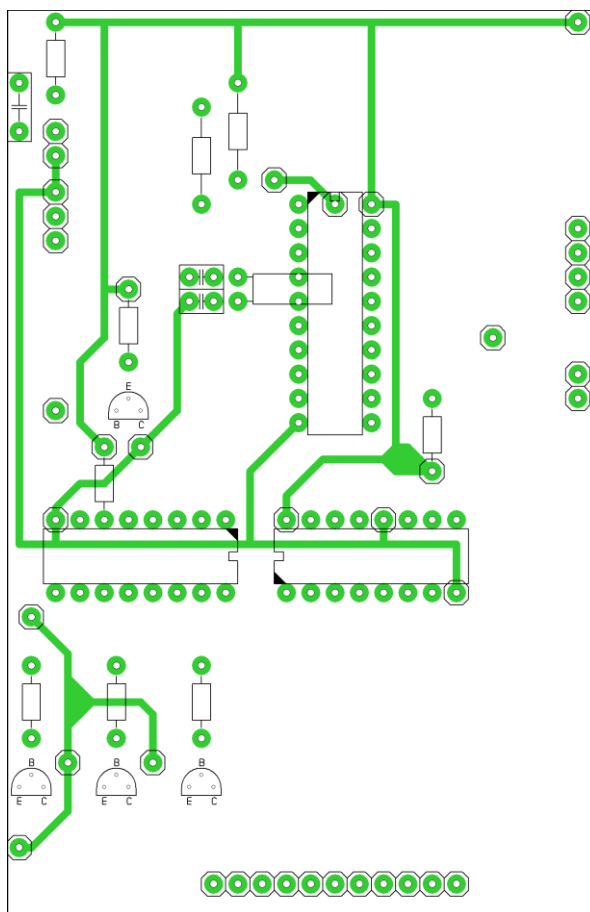


Рисунок 2.25 – Перший шар топологічної схеми

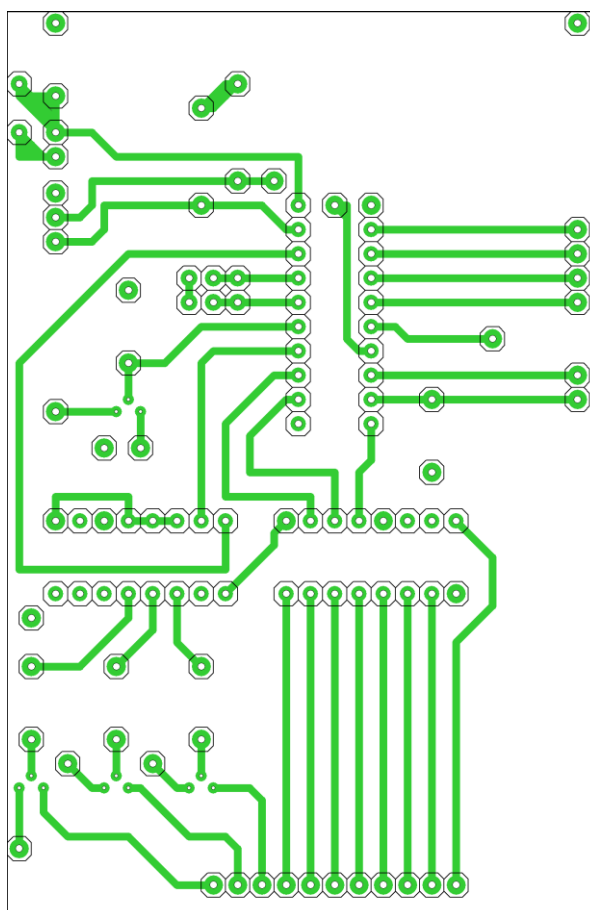


Рисунок 2.26 – Другий шар топологічної схеми

2.6 Аналіз функціонування логічних вузлів схеми

Схема логічного керування підсвітлення секторів з оптодіодами змодельована в програмному забезпеченні Electronics Workbench (рис. 2.27).

Позиціювання диска відносно необхідного сектора та визначення його мікроконтроллером імітується контактними кнопками (1) – (8). Сигнали порту мікроконтроллера 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:

$$F = X1\overline{A}\overline{B}\overline{C} + X2\overline{A}\overline{B}C + X3\overline{A}B\overline{C} + X4\overline{A}BC + X5A\overline{B}\overline{C} + X6A\overline{B}C + X7AB\overline{C} + X8ABC$$

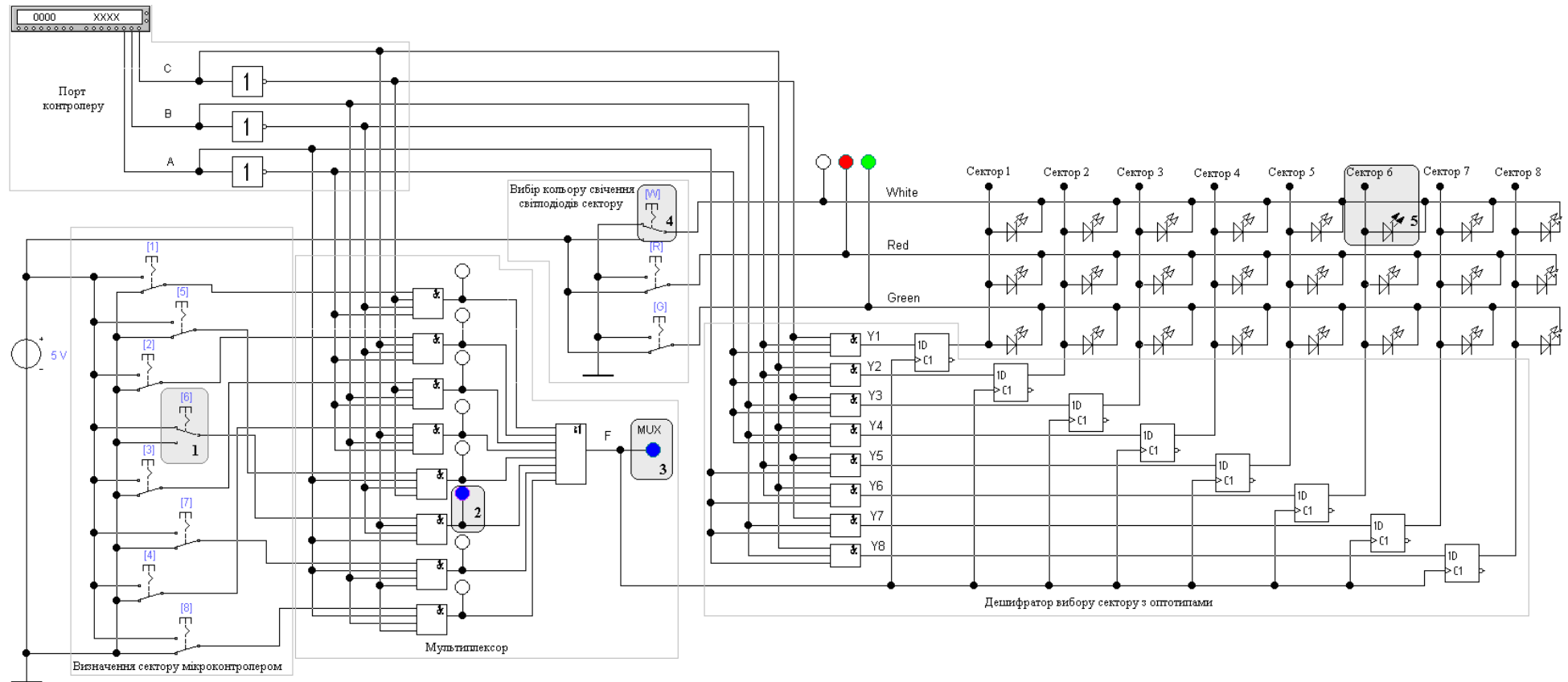


Рисунок 2.27 – Моделювання схеми логічного керування підсвітленням секторів з оптотипами

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

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 2.28.

Згідно з рисунком 2.27 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 оптотипами.

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:

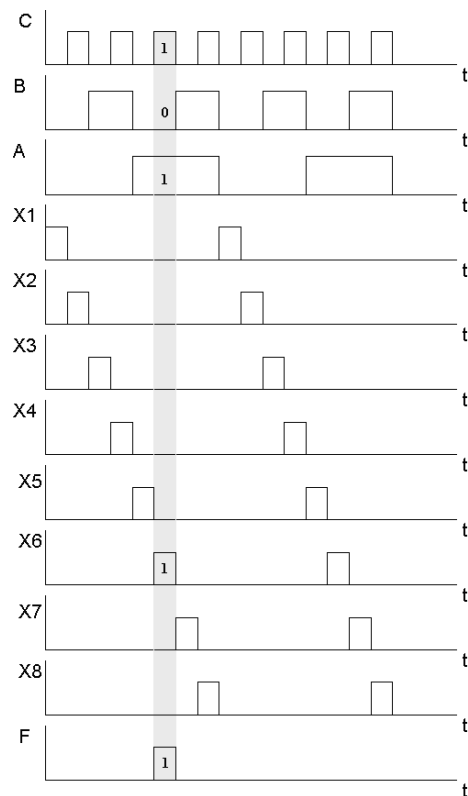


Рисунок 2.28 – Діаграма функціонування мультиплексора

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

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

Алгоритм функціонування дешифратора представлений в таблиці 2.3.

Діаграма функціонування дешифратора представлена на рисунку 2.29.

Згідно з рисунком 2.27 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 оптичного типу в секторі. Згідно з рисунком 2.27 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 пристрій відрізняється від аналогів забезпечен-
ням умов проведення відновних заходів більш наближених до ре-
альних.

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

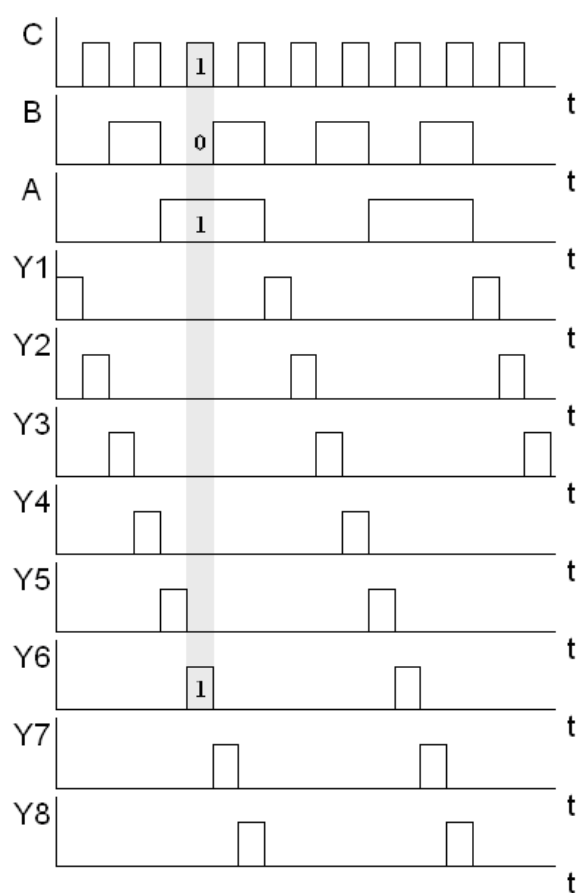


Рисунок 2.29 – Діаграма функціонування дешифратора