

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем та автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

Пояснювальна записка

до магістерської кваліфікаційної роботи
за освітньо-кваліфікаційним рівнем «магістр»

на тему:

МЕТОД І ЗАСІБ СВІТЛОДІОДНОЇ ФОТОСТИМУЛЯЦІЇ ОЧЕЙ

Виконав: студент 2-го курсу, групи ЛТО-18м
ОКР підготовки магістр
спеціальності 152 – метрологія та
інформаційно-вимірвальна техніка
За освітньою програмою «Лазерна техніка та
оптоінформатика»
Аврамчук О.Б. _____

Керівник: к.т.н., доцент каф. ЛОТ
Тужанський С.Є. _____
«__» _____ 2019 р.

Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки
Освітньо-кваліфікаційний рівень: магістр
Спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»
Освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувачка кафедри ЛОТ
д.т.н., проф. Заболотна Н.І.
«__» _____ 2019 р.

ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Аврамчук Олені Борисівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема магістерської кваліфікаційної роботи Метод і засіб світлодіодної фотостимуляції очей

керівник проекту (роботи) Тужанський Станіслав Євгенович, к.т.н., доц.,

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

затверджені наказом ВНТУ від _____.

2. Строк подання студентом магістерської кваліфікаційної роботи: _____

3. Вихідні дані до магістерської кваліфікаційної роботи: _____

Функціональне призначення засобу – формування ритмічних кольорових фотостимулів для корекції функціонального стану людини при амбліопії, тип пристрою – дистанційний, блок фотостимуляції – світлодіодний ($\lambda_1=530\text{нм}$, $\lambda_2=440\text{нм}$, $\lambda_3=650\text{нм}$, потужність кожного СД – до 1 мВт); блок керування – мікропроцесор (16-розрядний), частота модуляції – 0-30 Гц (програмована); блок індикації – LED (6 сегментів)

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):

1) Аналітичний огляд методів і засобів фотостимуляції тканин ока

2) Розробка методу та пристрою динамічної кольорової фотостимуляції для корекції функціонального стану людини

3) Розробка та аналіз роботи модуля керування, моделювання параметрів елементів засобу

4) Економічна частина

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень):

1. Схема структурна узагальнена засобу

2. Структурна електрична схема блоку керування

3. Структурна електрична схема блоку індикації

4. Блок-схема методу динамічної фотостимуляції

5. Блок-схема організації інструментального контролю процедури

6. Схема оптична випромінювального блоку пристрою

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Тужанський С.Є., к.т.н., доц. каф. ЛОТ		
Економічна частина	Нікіфорова Л. О. к.е.н. доц. каф. ЕПВМ		

7. Дата видачі завдання «__» _____ 2019 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Формування та затвердження ТЗ		
2	Виконання спеціальної частини МКР. Перший рубіжний контроль виконання МКР		
3	Виконання спеціальної частини МКР. Другий рубіжний контроль МКР		
4	Виконання «Економічної частини»		
5	Попередній захист МКР		
6	Нормконтроль МКР		
7	Рецензування МКР		
8	Захист МКР		

Студент

(підпис)

Аврамчук О.Б.

Керівник роботи

(підпис)

Тужанський С.Є.

ВСТУП

На сьогоднішній день фізіотерапевтичні методи лікування відіграють важливу роль у комплексі лікувальних заходів при великій кількості захворювань людини. Одним з методів фізіотерапії є метод фотостимуляції очей, який отримав розвиток і поширення в Україні вже понад 50 років.

Людське око здатне сприймати частини колірного спектра (різні кольори) різними ділянками сітківки ока. Тому вплив світловими сигналами різних кольорів, що відбувається при фотостимуляції, є для очей своєрідним тренуванням.

Існуючі апарати для фотостимуляції очей дозволяють поліпшити роботу зорового відділу мозку, кровообіг м'язів очей, а також покращити кровопостачання сітківки та зорового нерва. При подачі на сітківку сигналів білого, зеленого, жовтого, червоного і синього кольорів, активуються різні ділянки очей. Заданий ритм сигналів і їх певна послідовність створюють необхідні стимули для роботи органу зору в посиленому, але безпечному режимі.

Розвиток оптоелектронних технологій у світі за останні роки призвів до створення ряду нових фототерапевтичних приладів з використанням світлодіодів великої яскравості. Основною перевагою фотостимуляторів на світлодіодах є можливість одночасного опромінення великих ділянок організму будь-якої просторової геометричної складності. Однак існуючі засоби світлодіодної стимуляції очей мають ряд недоліків. Зокрема вони мають вузький спектральний діапазон, що обмежує можливість застосування для лікування більш широкого спектру захворювань.

Актуальність теми. Використання світлодіодних джерел дозволило створювати новий клас малогабаритних пристроїв для фотостимуляції із широким вибором спектральних властивостей, які у комбінації із сучасними технологіями та оптоелектроніки та мікропроцесорної техніки дозволяють розширити функціональні можливості для лікування як захворювань органів зору (амбліопія, захворюванням сітківки, астенія, короткозорість), так і для терапії головного мозку (епілепсія та ін.).

Отже, розробка та удосконалення методів і засобів світлодіодної фотостимуляції є актуальною задачею медичного приладобудування, розв'язання якої дозволить підвищити ефективність лікування ряду захворювань органів зору та головного мозку людини.

Мета: розширення області застосування методу світлодіодної фотостимуляції очей та функціональних можливостей пристрою на його основі.

Для досягнення поставленої мети потрібно виконати такі **задачі:**

- аналіз методів і засобів фототерапії та фотостимуляції;
- моделювання і розробка оптичної системи для транспорту фотонів до біологічного об'єкта;
- розробка проекту методико-технічних виробів для світлодіодного фотостимулятора;
- розробка методики та алгоритму функціонування універсального світлодіодного фотостимулятора.

Об'єкт дослідження

Процес фотостимуляції тканин зорового аналізатора людини

Предмет дослідження

Методи і засоби світлодіодної фотостимуляції очей

Наукова новизна

Удосконалено метод ритмічної фотостимуляції, в якому на відміну від існуючих здійснюється поєднання та комбінований підбір спектрів випромінювання різних типів світлодіодів з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта за рахунок динамічного моніторингу електроенцефалограми під час процедури, що дозволяє розширити область терапевтичного і діагностичного застосування методу.

Практична значимість роботи

Розширено функціональні можливості апаратного засобу світлодіодної фотостимуляції очей, визначено оптимальні параметри випромінювального блоку для ефективного застосування пристрою, розроблено проект медико-технічних

рекомендацій до пристрою, а також розроблено схеми, конструкцію та виконано інженерний розрахунок компонентів пристрою.

Апробація результатів дисертації

Результати досліджень отримані в даній магістерській дисертації були оприлюднені на:

- VIII International Conference on Optoelectronic Information Technologies October 2-4, 2018 Ukraine, Vinnytsia, VNTU
- XLVIII Науково-технічна конференція факультету комп'ютерних систем і автоматики, 12-13 березня, Вінниця.

Публікації. За результатами магістерської кваліфікаційної роботи опубліковано 2 тези доповідей у матеріалах конференцій.

1 ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ФОТОТЕРАПІЇ ТА ФОТОСТИМУЛЯЦІЇ

1.1 Основні характеристики методів фототерапії та фотостимуляції

Фототерапією називається дозований вплив на організм інфрачервоного, видимого й ультрафіолетового некогерентного випромінювання [1]. Енергія електромагнітного випромінювання при взаємодії з тканинами організму перетворюється в інші види (хімічну, теплову та ін.), що служать пусковою ланкою фізико-хімічних і біологічних реакцій, які формують кінцевий терапевтичний ефект. Кожний з типів електромагнітних випромінювань викликає властиві тільки йому фотобіологічні процеси, які визначають специфічність лікувальних ефектів. Чим більша довжина хвилі, тим глибше проникнення випромінювання (ІЧ промені проникають у тканині на глибину до 2-3 см, видиме світло - до 1 см, ультрафіолетові промені - на 0,5-1 мм) [1-3].

Розвиток напівпровідникової технології за останні роки призвів до створення ряду приладів медичного призначення з використанням напівпровідникових світлодіодів великої яскравості і різного спектру.

Основною перевагою фотостимуляторів на світлодіодах є можливість одночасного опромінення протяжних ділянок практично будь-якої просторової геометричної складності [3].

Метод селективної фотостимуляції є органічним поєднанням досягнень сучасної медицини, фізики, високих технологій, наукового уявлення про природу живого організму.

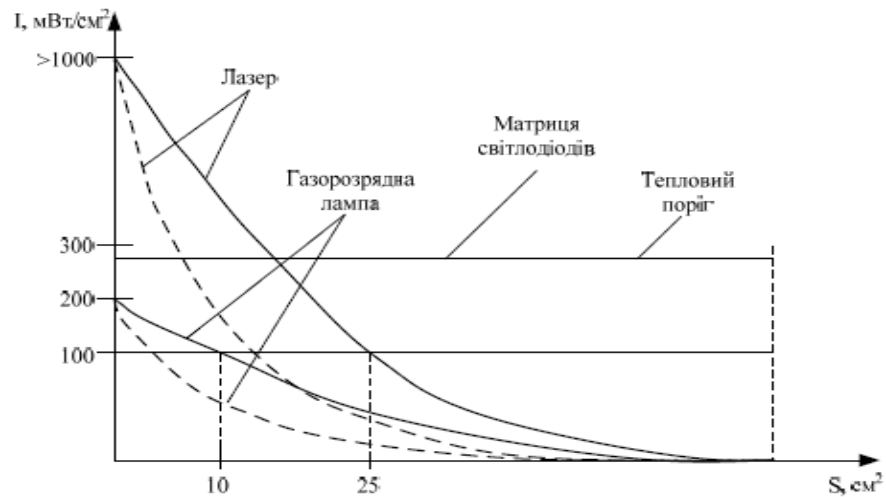


Рисунок 1.1 – Залежність інтенсивності випромінювання (I) на поверхні об'єкта від його площі (S) для найтипівіших оптичних джерел

Порівняння основних оптичних джерел, які отримали досить широке розповсюдження в фототерапії, показує (рис. 1.1), що матриця світлодіодів здатна забезпечувати інтенсивність порядку 100 мВт/см^2 , практично на будь-якій площі. Лазери можуть забезпечувати значно більшу інтенсивність, однак на обмеженій площі, і їх переваги швидко втрачаються із зростанням площі біооб'єкта. Таким чином, світлодіодні фотостимулятори мають переваги в порівнянні із лампою зі світлофільтром, що вирізає спектральну ділянку 30 нм , починаючи вже з площі 10 см^2 , а в порівнянні з лазером потужністю $2,5 \text{ Вт}$ і з системою розфокусування для опромінення протяжної області, починаючи з 25 см^2 .

Принципово важливим у фототерапії є правильний вибір дози опромінення. Для досягнення ефектів стимуляції вона обов'язково повинна бути біологічно адекватною, в іншому випадку фототерапія буде або неефективна при малих дозах, або мати патологічну спрямованість при високих дозах. Величини інтенсивності випромінювання I (Вт/см^2) та оптичної дози D (Дж/см^2) пов'язані між собою простим співвідношенням :

$$D = I \cdot t_{\text{опр}}, \quad (1.1)$$

де t - час опромінення.

В подальшому враховується ступінь просторово-часової нестабільності випромінювання використовуваної фотостимуляції на основі узагальненої функції доза-ефект (рис.1.2)

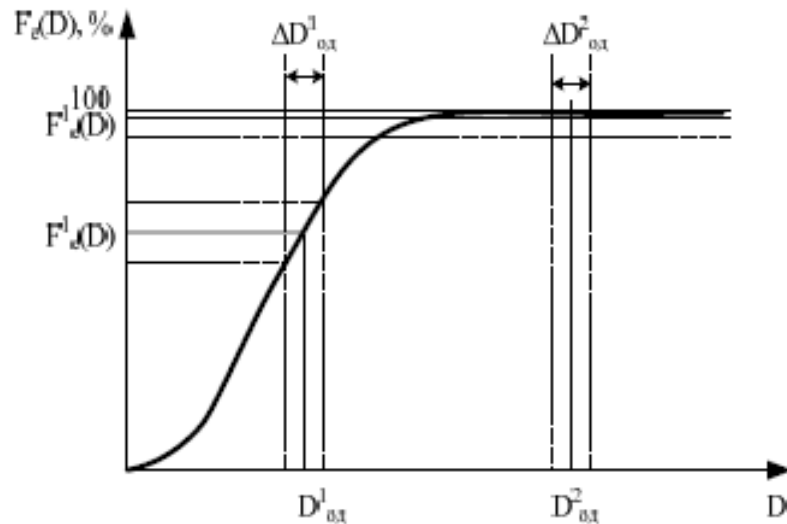


Рисунок 1.2 – Залежність фототерапевтичного ефекту від оптичної дози з використанням узагальненої функції доза-ефект

Таким чином, задаючи ступінь досягнення фототерапевтичного ефекту, можна сформулювати вимоги до величини необхідної оптичної дози і відповідно до нестабільності випромінювання, а далі, і до потрібної інтенсивності випромінювання фотостимулятора і нестабільності випромінювання використовуваних світлодіодів. В результаті чого може бути не набрана необхідна для початку виникнення біофізичного ефекту оптична доза. Із характеру наведеної залежності також випливає, що оптичну дозу краще вибирати ближче до області насичення, що істотно знижує вплив нестабільності випромінювання. Слід зазначити, що, хоча вище наведена дозова залежність з насиченням, у ряді випадків ефект може зменшуватися при передозуванні, що висуває більш суворі вимоги до вибору оптимальної дози [19].

Біологічний ефект фототерапії (вагома перевага) полягає в тому, що низькоінтенсивне оптичне випромінювання вузького діапазону має здатність змінювати клітинну поведінку без значного нагрівання шкіри [1].

Це дозволяє спостерігати різні ефекти на біохімічному, гістологічному та функціональному рівнях. За допомогою світла досягають терапевтичного ефекту, якого класична медицина не може досягнути своїми традиційними методами. Одним з ефективних шляхів досягнення лікувальних ефектів фототерапії є застосування біомедичних оптико-електронних систем і апаратів [2,3], які за своєю природою є неінвазивними.

Фотостимуляція очей - це один з варіантів апаратного лікування очей. Ця процедура підходить людям, які відчувають регулярну зорову напругу (робота з комп'ютером, читання, ювелірна справа, лабораторна діагностика і т. д.) - з профілактичними цілями. Пацієнтам офтальмолога з амбліопії, захворюваннями сітківки, астенопії, короткозорістю - з лікувальною метою.

Ступінь амбліопії визначали по величині зниження гостроти зору з корекцією:

1. Дуже слабка (I) -гострота зору 0,9-0,8.
2. Слабка (II) -гострота зору 0,7-0,5.
3. Середня (III) -гострота зору 0,4-0,3.
4. Сильна (IV) -гострота зору 0,2-0,05.
5. Дуже сильна (V) -гострота зору нижче 0,05.

Мета фотостимуляції очей полягає в послідовному впливі на сітківку світлових спалахів різних відтінків: білого, жовтого, зеленого, синього, червоного. Фотостимули пред'являються ритмічно, поступово і в певній послідовності. Пацієнту пропонують закрити одне око, а на інше направляють випромінювач. Після цього процедуру повторюють для іншого ока. Фотостимуляція не супроводжується хворобливими або неприємними відчуттями. Вплив ритмічних кольорних стимулів позитивно впливає на: кровообіг очних м'язів і можливості акомодатії, місцевий кровообіг сітківки та зорового нерва, електричну активність кори великих півкуль мозку. В результаті відбувається збільшення «аккомодатійного запасу» очей. Це проявляється збільшенням гостроти зору, зменшенням відчуття втоми очей.

Вплив фотостимуляції на головний мозок. Офтальмологи не випадково називають очі «мозком, винесеним на периферію». Наявність нервових клітин в сітківці, а також тісні анатомічні та функціональні зв'язки з головним мозком визначають широкі можливості для позитивного впливу на кору великих півкуль за допомогою фотостимуляції. Позитивний вплив на коркові структури полягає в утворенні нових функціональних зв'язків між нейронами (нервовими клітинами). Йдеться перш за все про потиличні частини - «коркові представництва» зорового аналізатора. Фотостимуляція очей дозволяє поліпшити функцію бінокулярного зору, тобто сприйняття об'ємного зображення, а також можливості визначення віддаленості оточуючих предметів [1]

Світлодіодна фотостимуляція - це екологічно чистий, високоефективний, безмедикаментозний, безболісний метод лікування таких станів очей, як амбліопія, прогресуюче погіршення гостроти зору, спазм акомодативної м'язової системи, астенія. Світлодіодна стимуляція добре поєднується з традиційними видами лікування: медикаментозною терапією, фізіотерапією, хірургічним втручанням [3].

Новий метод лікування простий у використанні, не дає побічних ефектів, лікувальні процедури залучають увагу пацієнтів і можуть застосовуватися не тільки для дорослих, а й для дітей раннього віку.

1.2 Особливості ока як оптичної системи

Оптична система ока з давніх часів була предметом підвищеного інтересу вчених, які здійснювали розвиток оптики. Перші відомості про будову ока датуються приблизно 200-м роком нашої ери. За хронологією наукові дані про оптичну систему ока з'явилися в результаті анатомічних досліджень Леонардо Да Вінчі. З цих досліджень було зроблено висновок, що кришталик – єдиний елемент, який формує зображення на сітківці. В 1604 р. Кеплер припускає існування перевернутого зображення на сітківці, що вже через 15 років підтверджується Шейнером. Більш точний опис оптичної системи ока зроблено Декартом у 1637 році в його науковій праці «Діоптрика». Перша

фізична модель ока скоріш за все належить Гюйгенсу. Сміт (1738 р.) запропонував конструкцію ока, складену з двох півкуль, простір між якими є заповненим водою. Перша півкуля представляє рогівку, друга – сітківку, причому перша півкуля (рогівка) має радіус кривизни в 3 рази менший, ніж півкуля сітківки. Перші кількісні дані про конструктивні параметри оптичної системи ока, наближені до сучасних, надає Юнг (1801 р.). Так, за Юнгом передній радіус рогівки дорівнює 7,9 мм, а передній та задній радіуси поверхонь кришталіка – 7,6 мм та 5,6 мм відповідно. Глибина передньої камери з водянистою вологою – 3 мм. Показник заломлення скловидного тіла – 1,333 кришталіка – 1,44. Мозер в 1844 році конструює перше схематичне око. Однак воно є гіперметропічним, тому що має занижену величину показника заломлення кришталіка. Вперше «точно» схематичне око запропоновано Листінгом. В 1851 році він представляє опис 3-х поверхневої системи схематичного ока з однією поверхнею рогівки і оптично-однорідним кришталіком та з апертурною діафрагмою з отвором 0,5 мм, що розміщена перед кришталіком. В 1900 р. Чернінг пропонує схематичне око з чотирма поверхнями, яке передбачає наявність задньої поверхні рогівки. Гельмгольц (1909 р.) модифікує схематичне око Листінга, змінивши в ньому положення поверхонь двоопуклого кришталіка. Він знаходить конструктивні параметри схематичного ока, що акомодоване на відстань 130,1 мм відносно передньої поверхні рогівки. Гельмгольц також дає опис сконструйованого Листінгом спрощеного схематичного ока, яке має лише одну заломлюючу поверхню рогівки, і має назву редукованого ока. Гульстранд (1909 р.) пропонує схематичне око з шістьма оптичними поверхнями, в якому чотири поверхні належать кришталіку. Це око отримало назву точного схематичного ока № 1 за Гульстрандом, яке Гульстранд представив у двох варіантах. Перший варіант – релаксоване око (розслаблене, акомодоване на нескінченність). Другий варіант – акомодоване на кінцеву відстань. Аналогічними двома варіантами він представляє спрощену версію схематичного ока, яка отримала назву спрощеного схематичного ока № 2 за Гульстрандом. В цій версії рогівка має лише одну поверхню. В 1952 році Емслі пропонує модифіковану версію

спрощеного ока Гульстранда. Емслі надає кришталіку таку ж товщину, що і у точного ока Гульстранда, але змінює показники заломлення водянистої вологи, скловидного тіла та кришталіка. Це модифіковане око іноді називають оком за Гульстрандом-Емслі. Емслі також пропонує редуковане схематичне око (рис.1.3).

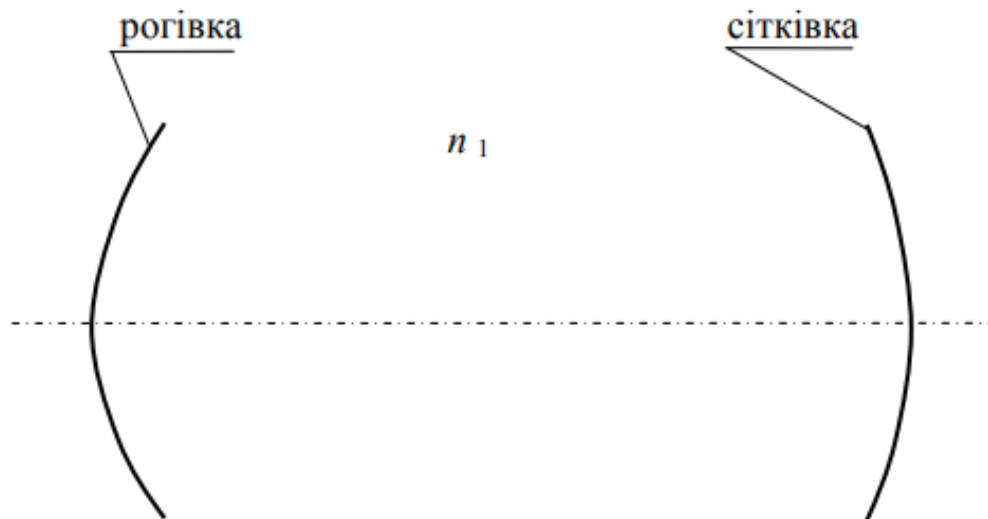


Рисунок 1.3 Редуковане схематичне око

Разом з точним оком Гульстранда, оком Гульстранда-Емслі та редукованим оком Емслі широке розповсюдження набуває схематичне око Ле Гранда (1945 р.) з 4-ма заломлюючими поверхнями, яке називають повним теоретичним оком Ле Гранда (Ле Гранд та Ель Хейдж, 1980 р.). В цьому оці представлено модифікацію схематичного ока Чернінга. Ле Гранд також представляє спрощену 3-поверхневу модель, яка має лише одну поверхню рогівки та кришталік з нульовою товщиною. Недостатня товщина кришталіка обмежує практичну придатність цієї моделі. Нижче наведені дані про внутрішні та зовнішні параметри схематичних очей за Гульстрандом, Ле Грандом, Емслі. Сутність цих параметрів пояснена на рис. 1.4. Головними точками передньою H та задньою H' називають точки на оптичній осі, які знаходяться в передній та задній головній площині оптичної системи відповідно. Головним площинами оптичної системи називають дві оптично сполучені площини (друга є зображенням першої і навпаки), в яких $\beta = +1$, де β – лінійне чи поперечне

збільшення (відношення розміру зображення об'єкта до розміру цього об'єкта). Вузловими точками передньою N та задньою N' називають дві оптично сполучені точки на оптичній осі, відносно яких $\gamma = +1$, де γ – кутове збільшення системи, $\gamma = \text{tg}\sigma' / \text{tg}\sigma$, де σ – кут нахилу до оптичної осі променя, що надходить, а σ' – кут нахилу до оптичної осі променя, що виходить.

З визначення вузлових точок зрозуміло, що промінь, який надходить в оптичну систему через передню вузлову точку під деяким кутом нахилу до оптичної осі виходить із системи вже через задню вузлову точку, але під тим самим кутом нахилу до оптичної осі.

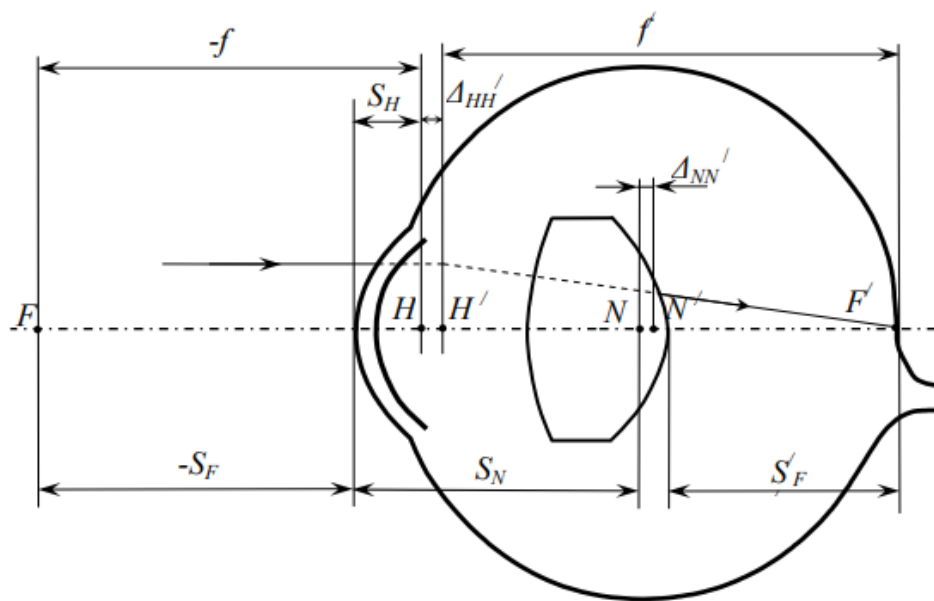


Рисунок 1.4 Внутрішні та зовнішні параметри схематичних очей: F – передній фокус; F' – задній фокус; H – передня головна точка; H' – задня головна точка; N – передня вузлова точка; N' – задня вузлова точка; f – передня фокусна відстань; f' – задня фокусна відстань; S_H – передній фокальний відрізок; S'_F – задній фокальний відрізок в оптичну систему, σ' – кут нахилу до оптичної осі того ж самого променя, що виходить з оптичної системи) [12].

1.3 Порівняльний аналіз засобів фотостимуляції

Апарат «СПЕКЛ» НДЦ «НВО Астрофізики» (Росія). Потужність 5 мВт. Довжина хвилі 632,8 нм. Курс лікування складається з 10 сеансів, по 2 сеанси в день з інтервалом між сеансами 30-40 хвилин.

МАКДЕЛ 08 «Спекл» (Росія). Потужність 9 мВт, Довжина хвилі 0,63 нм.
Курс лікування складається з 10 сеансів по 10 хвилин.

АМО-АТОС з приставкою «Амбла-1» (Росія). Індукція магнітного поля 33 мТл, частота зміни МП 50-10 Гц, сила світла в приставці «Амбла-1»

Кольори фотостимулів - червоний, зелений, синій [2].

Електростимуляція за допомогою «ЕСОМ-КОМЕТ» (Росія). Електростимуляція проводиться шляхом впливу слабкими імпульсами електричного струму на сенсорний і нервово-м'язовий апарат очей.

Ігрові комп'ютерні програми «Тир», «Крижинка», «Хрестики», «Галактика». Тривалість стимуляції одного ока для дітей 3-5 років 10-15 хв., більш старшого віку до 20 хвилин. Тривалість курсу 10-14 днів.

Для лікування оториноларингологічних хвороб широко застосовують прилади кольороінформотерапії, зокрема, так званий фотонний апарат Коробова. Світлодіодна матриця складається з 21 червоного та 16 інфрачервоних світлодіодних випромінювачів.

В основу терапевтичної дії апарату покладена здатність електромагнітного випромінювання видимого та інфрачервоного діапазонів спектру (світла):

- нормалізувати роботу регуляторних систем організму людини;
- підвищувати мікроциркуляцію крові та лімфи;
- підвищувати активність кліткових мембран;
- прискорювати процеси регенерації тканин тощо.



Рисунок 1.5 Світлина фотонного апарату Коробова "БАРВА – ОТО/КІК36".

З накопиченням клінічного досвіду розширюються області застосування методів фотостимуляції для лікування окремих захворювань, зокрема, важко виліковних хвороб, на кшталт вушних шумів [4]. За допомогою світлових імпульсів, які скеровані на орган зору, може бути досягнуто ефекту розслаблення скелетних м'язів та збільшення притоку крові до периферійних судин, що було зафіксовано шляхом реєстрації змін температурних і оптичних характеристик периферійного кровонаповненого органу (КО). Дія фотостимулів викликає адаптивну реакцію організму шляхом реформування функціональних систем людини, яке може передаватися через периферійну ланку зорового аналізатора. Така методика впливу на вушні шуми є найбільш ефективною для осіб, які страждають на отосклеротичне захворювання. Оптичною стимуляцією мозкової активності через орган зору за допомогою програми, яка, створюючи у людини атонічний психофізичний стан, досягають м'язового розслаблення, що за декілька сеансів опромінення дає ефект зменшення шумів у вухах. Актуальною при цьому є вирішення задачі створення світлолікувального фотостимуляційного приладу на основі оптико-електронної системи та системи об'єктивного оцінювання лікувальної дії фотостимуляційного випромінювання на організм за допомогою безконтактних нешкідливих для організму методів [11].

Світлодіодний ретинальний стимулятор СРЛ-1 - це новітнє слово сучасної медичної думки. В основі роботи апарату лежить вплив на сітківку ока комбінованим вузькосмуговим випромінюванням в синьому, зеленому і жовтому спектральних діапазонах, що відповідає спектральній чутливості сітківки людини. Науково обґрунтовані параметри світлових впливів аналогічні природному середовищу, в якому формувалось життя на Землі в процесі еволюції.

Світлодіодний стимулятор дозволяє проводити процедури в амбулаторних і домашніх умовах, що значно зменшує витрати часу і матеріальні витрати на лікування. Апарат пройшов клінічні випробування на базі провідних установ охорони здоров'я, отримав позитивні відгуки пацієнтів і медичного персоналу і може бути використаний в медичних, лікувально-

профілактичних, санаторно-курортних, реабілітаційно-відновлювальних установах, а також в домашніх умовах на базі методик, затверджених Міністерством охорони здоров'я Республіки Білорусь. Стимуляція центрального зору здійснюється опроміненням очей низькоінтенсивними, послідовними один за одним імпульсами синього, зеленого і жовтого світла. Динамічний вплив світлових імпульсів з регульованими частотами повторення 1-100 Гц, тривалістю і паузою між імпульсами 0,01-1с є більш ефективним в порівнянні з безперервним впливом, так як більш адаптовано до фізіологічного циклу роботи очей «подразнення-відновлення-подразнення». Перед опроміненням параметри «пакета» імпульсів налаштовуються індивідуально відповідно до порогу світлочутливості очей пацієнта.

Триколірний світлодіодний стимулятор призначений для лікування офтальмологічних захворювань і зняття втоми очей. Фотостимулятор використовується для лікування шляхом впливу на сітківку ока комбінованим випромінюванням трьох довжин хвиль, розташованих в максимумах спектральної чутливості ока. Є дві модифікації апарата: лазерний і світлодіодний.

Переваги: фотостимулятор більш ефективний у порівнянні з традиційно використовуваними апаратами на базі гелій-неонових лазерів. Так, при використанні триколірного ретинального стимулятора підвищення гостроти зору спостерігалось в 75% випадків, тоді як при впливі випромінюванням гелій-неоновим лазером цей показник склав 47% [3,4].



Рисунок 1.6 - Апарат СРЛ-1.

Таблиця 1. Технічні характеристики СРЛ-1

Робочі довжини хвиль	0,43 мкм, 0,53 мкм, 0,57 мкм
Потужність світлового імпульсу на виході оптичної головки	0,08 – 2 мВт
Час автоматичного дозування опромінення	1 – 30 хв (з кроком 1 хв)
Тривалість світлового імпульсу	0,01 – 1 с
Частота повторення імпульсів	1 – 100 Гц (з кроком 1 Гц)
Час установки робочого режиму	30 хв
Живлення	220 В, 50 Гц
Охолодження	Природне
Габарити блоку живлення	210 * 160 * 125 мм
Габарити оптичної головки	138 * 135 мм
Маса блоку живлення	1,7 кг
Маса оптичної головки	0,18 кг

Апарат "АМО-АТОС" з приставкою "Амбла-1" призначений для безмедикаментозної або місцевої лікувальної терапії захворювань очей з використанням біжучого магнітного поля, з супроводжуючим набряковим компонентом або запаленням, а також амбліопії і посилення терапевтичного ефекту при лікуванні спазму акомодациї.

Показання до застосування апарату "АМО-АТОС":

- внутрішньочні крововиливи (гіфеми, гемофтальм, іридоцикліти);
- судинні захворювання очей (закупорки центральної вени сітківки та її гілок, хоріоретинальні дистрофії);
- кератити;
- глаукома;
- будь-які захворювання очей, що супроводжуються набряком, запаленням;
- амбліопія будь-якої етіології, спазм акомодациї.

Протипоказання: магнітотерапія в разі використання апарату "АМО-АТОС" протипоказана при гострому інфаркті міокарда, інсульті, системних захворюваннях, гіпотонії, інфекційних хворобах, лихоманках нез'ясованої етіології, гнійному процесі без відтоку ексудату.

Таблиця 2. Технічні характеристики АМО-АТОС

Величина індукції біжного магнітного поля на робочій поверхні орбітального випромінювача	$33 \pm 10\%$ мТл
Характер реверсивного біжного магнітного поля	Змінне, пульсуюче
Частота зміни поля кожного джерела у випромінювачі	Змінного 50 Гц Пульсуючого 100 Гц
Кількість джерел магнітного поля в одному випромінювачі	6 шт
Час реверсування поля	$1 \div 1,5$ хв
Діапазон частот модуляції (переміщення) магнітного поля	1 – 16 Гц
Дискретність установки частоти модуляції	1 Гц
Кількість одночасно підключених до апарату випромінювачів магнітного поля (при їх наявності)	3 шт
Діапазон установки часу проведення процедури	1 – 15 хв
Дискретність установки часу проведення процедури	1 хв
Сила світла у випромінювачі фотостимулів приставки «Амбла-1» від кожного точкового джерела	$0,5$ мкл $\pm 10\%$
Число кольорів у випромінювачі фотостимулів 3	Червоний, зелений, синій
Число щілинних фотостимулів у випромінювачі 6	По 3 точкових джерела в кожному
Середній термін служби пристрою	Не менше 5 років
Потужність споживання апаратом від мережі змінного струму	220 В $\pm 10\%$
Потужність	40 ВА
Частота імпульсу	20 Гц
Габаритні розміри електронного блоку	$224 * 199 * 130$ мм
Маса апарату (в комплекті)	5,5 кг

Для його експлуатації необхідна наявність електричної розетки, має третій контакт, підключений до контуру заземлення (євророзетка).

Апарат призначений для експлуатації в нормальних кліматичних умовах і відповідає кліматичному виконанню УХЛІ категорії 4.2.

До складу апарату входить електронний блок, орбітальний випромінювач магнітного поля і приставка "Амбла-1". Загальний вигляд апарату і приставки наведені на Рис 1.7.



Рисунок 1.7 - Загальний вигляд апарату "АМО-АТОС": 1 - Процедурний тубус, 2 - Випромінювач фотостимулів (всередині тубуса), 3 - Випромінювач магнітного поля, 4 - Шток фіксації процедурного тубуса, 5 - Електронний блок апарату "АМО-АТОС" [5].

В апараті Спекл-М реалізований метод лазероптичного впливу. Цей метод має ряд переваг перед іншими, поширеними в даний час, методами лікування амбліопії. Крім світлової дії, лазер оптичного лікування покращує частотно-контрастну характеристику зорового аналізатора за рахунок впливу на нього лазерною спекл-структурою (контрастною рухомою інтерференційною структурою). Ця структура утворюється на сітківці без участі оптичного апарату ока, що дозволяє утворити чітке ретинальне зображення навіть при помутнінні оптичного середовища ока, вузькій і дислокованій зіниці.



Рисунок 1.8 Загальний вигляд лазерного апарату «СПЕКЛ-М»

Лазери різних (синього, червоного і зеленого) кольорів, які використовуються в апараті Спекл-М, значно підвищують ефективність впливу.

Апарат призначений для застосування в:

- Офтальмологічних відділеннях лікарень і поліклінік;
- Центрах корекції зору;
- У спеціалізованих освітніх установах для дітей з порушеннями зору;
- У школах для зняття зорової втоми [6].

Таблиця 3. Технічні характеристики «Спекл»

Довжина хвилі лазерного випромінювання	530 – 670 нм
Діаметр розсіювача	30 мм
Щільність на дифузно-розсіювану поверхню випромінювача	0,5 – 1 Вт/м ²
Режим засвітів <ul style="list-style-type: none"> - Безперервний - Імпульсний 	60 – 540 сек 8 – 60 Гц
Електроживлення	220 В
Споживана потужність	Не більше 10 Вт
Габарити лазерного блоку	225 * 80 * 300 мм
Довжина світло-волоконного кабелю	1,2 м



Рисунок 1.9 Загальний вигляд лазерного апарату МАКДЕЛ 08 «Спекл»

Офтальмологічний He-Ne-лазерний апарат вітчизняного виробництва МАКДЕЛ 08 «Спекл», призначений для професійного використання.

Принцип дії полягає в проектуванні на сітківку ока лазерної спекл-структури.

Лазерна спекл-структура має контраст і розміри спеклів, достатні для сприйняття зоровою системою зі зниженою функцією до 0.02-0.03. Це стимулює розвиток форменого зору при різних формах слабкозорості, що призводить до швидкого підвищення роздільної здатності ока. З іншого боку, тривале спостереження за спекл-структурою призводить до релаксації акомодативної системи і зняття зорової втоми. Цей ефект досягається завдяки виключенню роботи акомодативного апарату при сприйнятті просторово-протяжної однорідної інтерференційної структури, без урахування свідомості пацієнта.

Основні переваги використання апарату: клінічно доведена висока ефективність і стійкість результатів лікування в порівнянні з іншими методами; широка популярність в професійному середовищі і визнання ефективності методики і надійності апарату провідними профільними медичними установами, такими як НДІ очних хвороб ім. Гельмгольца, Російським національним дослідницьким медичним університетом ім. М.І. Пирогова, НДІ медико-екологічних проблем зору. Використання методики МАКДЕЛ - це частина стандарту медичної допомоги хворим на міопію (при наданні спеціалізованої допомоги), затвердженого наказом Міністерства охорони здоров'я і соціального розвитку Російської Федерації від 31 травня 2007 року №381, а також входить в стандарт оснащення кабінетів охорони зору. Простий в експлуатації, процедури може проводити середній медичний персонал. Гарантійне обслуговування 1 рік.

Таблиця 4. Технічні характеристики

Напруга живлення	220 В \pm 10% (50 Гц)
Потужність	Не більше 35 ВА
Габаритні розміри - блок управління - волоконно-оптичний кабель - офтальмологічна насадка «Спекл»	370*250*70 мм Не менше 15*1000 мм Не менше 50*100 мм
Маса - блок управління - волоконно-оптичний кабель - офтальмологічна насадка «Спекл»	Не більше 4 кг 0,1 кг Не більше 0,15 кг
Довжина хвилі лазерного випромінювання	632,8 нм
Режим роботи	Безперервний / імпульсний
Потужність лазера	9 мВт
Середня щільність потужності, розподілена на екрані насадки	1,5915 Вт/м ²
Частота проходження імпульсів	1 – 7 Гц
Тривалість процедури	Від 1 с

В комплекті до апарату: блок управління апарату «МАКДЕЛ-08», волоконно-оптичний кабель, офтальмологічна насадка «Спекл», паспорт, інструкція по використанню [7,8].

Висновки до розділу

На основі огляду літературних та інформаційних джерел було проведено аналіз існуючих фототерапевтичних та фотостимуляційних методів та засобів. Також проведено порівняльний аналіз існуючих світлодіодних фотостимуляторів.

Дослідили основні характеристики методів та засобів фототерапії та фотостимуляції. Визначили основні переваги та недоліки існуючих фотостимуляторів. Порівняли технічні характеристики та зробили аналіз даних характеристик.

2 МЕТОДИ І МОДЕЛІ ТРАНСПОРТУ ФОТОНІВ ДО БІОЛОГІЧНОГО ОБ'ЄКТА

2.1 Оптичні моделі поширення світла в біологічних тканинах

Основні закономірності поширення світла в біологічних тканинах можуть бути описані на основі уявлень про перенесення випромінювання в випадково-неоднорідних середовищах. Відомі два підходи до такого опису - це теорія переносу випромінювання, що характеризує еволюцію поширення в середовищі потоку енергії випромінювання, і теорія багаторазового розсіювання, що описує хвильові властивості розсіяних світлових полів. На відміну від теорії багатократного розсіювання, теорія перенесення випромінювання не дозволяє описати ефекти інтерференції хвиль при розсіюванні когерентного випромінювання; проте між двома підходами існує фундаментальний взаємозв'язок, що визначається співвідношенням між кутовим спектром потоку випромінювання, що отримується в рамках теорії переносу, і просторової кореляційної функції флуктуацій розсіяного поля, одержуваної в теорії багатократного розсіяння.

Подібний взаємозв'язок дозволяє ввести таку універсальну характеристику для опису поширення світла в випадково неоднорідному середовищі, як щільність розподілу оптичних шляхів складових розсіяного поля $\rho(s)$. Універсальність полягає в можливості отримання параметрів розсіяного поля як інтегрального перетворення $\rho(s)$ з відповідним чином обраними ядрами, в той час як функція $\rho(s)$ може бути отримана в рамках теорії переносу випромінювання.

Отже, досить строгий математичний опис процесу поширення безперервного випромінювання (немодульованого за інтенсивністю світла) в розсіяваному середовищі може бути зроблено за допомогою стаціонарної теорії переносу випромінювання (ТДВ). Теорія переносу справедлива для ансамблю досить віддалених один від одного розсіювачів і з успіхом

застосовується при вирішенні низки практичних завдань з оптики біотканин. Основне стаціонарне рівняння ТДВ для монохроматичного світла має вигляд

$$\frac{\partial I(r,s)}{\partial s} = -\mu I(r,s) + \frac{\mu s}{4\pi} \int_{4\pi} I(r,s') p(s,s') d\Omega' \quad (2.1)$$

де $I(r,s)$ - променева інтенсивність в точці r в напрямку s , Вт м⁻² ср⁻¹; $p(s,s')$ - фазова функція розсіювання; $d\Omega'$ - одиничний тілесний кут в напрямку s' ; $\mu s / \mu t \equiv \Lambda$ - альbedo одиничного розсіювача. Передбачається, що всередині середовища відсутні джерела випромінювання. При наявності джерела в середовищі в праву частину необхідно додати член, що характеризує функцію джерела $S(r,s)$.

Якщо процес перенесення випромінювання досліджується в області $G \subset \mathbb{R}^3$, а ∂G - межа області, то граничні умови на ∂G можуть бути записані в загальному вигляді:

$$I(r,s) |_{(sn)<0} = S(r,s) + \hat{R}I(r,s) |_{(sn)>0} \quad (2.2)$$

де $r \in \partial G$; n - зовнішня нормаль до ∂G ; $S(r,s)$ - променева інтенсивність падаючого світла, \hat{R} - оператор відображення.

При наявності в області G відображаючих заломлюючих світло поверхонь умови, аналогічні (2.2), повинні бути задані на кожній з них.

Практичний інтерес, як правило, представляє не сама функція $I(r,s)$, а інтеграли від неї по деяких областях фазового простору (r,s) . Наприклад, при оптичному зондуванні біотканин вимірюваною величиною часто є функція розподілу випромінювання на поверхні середовища:

$$\Phi(r) = \int_{(s,n)>0} I(r,s)(sn) d\Omega \quad (2.3)$$

де $r \in \partial G \Omega$.

В завданнях дозиметрії оптичного випромінювання в біотканинах такою величиною являється повна освітленість в точці:

$$U(r) = \int_{4\pi} (r, s) d\Omega \quad (2.4)$$

Фазова функція $p(s, s')$ описує розсіювальні властивості середовища і являє собою функцію щільності ймовірності для розсіювання в напрямку s' фотона, що рухається в напрямку s , т. Е. Характеризує елементарне розсіювання. Якщо розсіювання симетричне щодо напрямлення падаючої хвилі, тоді фазова функція залежить тільки від кута θ між напрямками s і s' , т. Е. $P(s, s') = p(\theta)$.

Припущення про випадковий розподіл розсіювачів в середовищі, що означає відсутність в структурі біотканини просторової кореляції, веде до наступного нормування:

$$\int_0^\pi \rho(\nu) 2\pi \sin \nu d\nu = 1 \quad (2.5)$$

У багатьох практичних випадках фазова функція добре апроксимується за допомогою постульованої функції Хенї-Грінштейна:

$$p(\nu) = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{1-g^2}{(1+g^2-2g\cos \nu)^{3/2}} \quad (2.6)$$

ν - кут розсіювання; g - середній косинус кута розсіювання (параметр анізотропії розсіяння). Значення g змінюється в межах від 0 до 1: $g = 0$ відповідно випадку ізотропного (релеєвського) розсіювання, $g = 1$ - повного розсіювання вперед (розсіювання Мі на великих частинках).

Інтегральне диференціальне рівняння (2.1) є складним для аналізу поширення світла в розсіюваних середовищах, тому часто воно спрощується шляхом подання рішення у вигляді сферичних гармонік. Таке спрощення призводить до системи з $(N + 1)^2$ пов'язаних диференціальних рівнянь в

окремих похідних, відомих як PN - приближення. Ця система рівнянь може бути зведена до одного диференціального рівняння (N + 1) -го порядку. Наприклад, для N = 1 необхідні чотири пов'язані диференціальні рівняння, які зводяться до єдиного рівняння дифузійного типу. Для ізотропного середовища воно відповідає випадку, коли спрямованою складовою променевої інтенсивності в рівнянні (2.1) можна знехтувати:

$$(\nabla^2 - \mu_a^2)U(r) = -Q(r) \quad (2.7)$$

де

$$\mu_d = \{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)\}^{0,5} \quad (2.8)$$

- дифузний коефіцієнт (або ефективний коефіцієнт ослаблення);

$$Q(r) = D^{-1} * S_d(r)$$

$S_d(r)$ - функція джерела дифузного випромінювання, тобто, число фотонів, інжектуючих в одиниці об'єму;

$$D = c[3(\mu_a + \mu'_s)]^{-1} \quad (2.9)$$

- коефіцієнт дифузії фотонів;

$$\mu'_s = (1 - g)\mu_s \quad (2.10)$$

- наведений (або транспортний) коефіцієнт розсіювання; c - швидкість світла у середовищі.

Середня транспортна довжина пробігу фотона визначається виразом:

$$l_{tr} = (\mu_a + \mu'_s)^{-1} \quad (2.11)$$

де $l_{tr} = (\mu_a + \mu'_s)$ - транспортний коефіцієнт.

Відзначимо важливу обставину, що середня транспортна довжина пробігу фотона в середовищі з анізотропним одноразовим розсіюванням істотно вища довжини вільного пробігу в середовищі з ізотропним одноразовим розсіюванням: $l_{tr} \gg l_{ph}, l_{ph} = \mu - t_1$. Транспортна довжина l_{tr} означає таку довжину, на якій фотон повністю втрачає свій первісний напрямок.

Дифузійна теорія виявляється хорошим наближенням в разі малих значень фактору анізотропії одноразового розсіяння ($g \approx 0,6-0,9$) і великих альbedo ($\Lambda \rightarrow 1$). Для більшості біологічних тканин $g \approx 0,6-0,9$, а для крові навіть може досягати 0,995, що істотно обмежує можливість застосування дифузійного наближення. Вважається, що при оптичних товщинах об'єкту, $\tau = \int_0^S \mu_t ds = 10 - 20$ дифузійне наближення можна використовувати при $g < 0,9$. Дифузійне наближення виявляється також непридатним поблизу поверхні об'єкту на вході світлового пучка, де переважає однократне розсіювання. У цьому випадку умова застосовності дифузійного наближення до опису розподілення інтенсивності розсіяного випромінювання в випадково-неоднорідному (розсіюваному) середовищі може бути сформульовано як $r_{sd} \gg l^* = (\mu'_s)^{-1}$, де r_{sd} - відстань між джерелом і приймачем. Параметр l^* близький за своїм значенням транспортної довжині l_{tr} , для $\mu_s \gg \mu_a$, грає важливу роль в описі перенесення випромінювання в випадково-неоднорідних середовищах, визначаючи характерну відстань поширення світла в середовищі, на який спрямований потік випромінювання перетвориться в дифузний. Іншою умовою застосування дифузійного наближення є мале поглинання розсіюваного середовища, що виражається умовою $\mu'_s \gg \mu_a$.

2.2 Метод ритмічної фотостимуляції очей

За стандартною методикою ритмічної фотостимуляції пацієнтові пред'являються світлові спалахи різної частоти [20]. Лампа розташовується в 30 см від пацієнта, приглушене освітлення в приміщенні. Рекомендується тривалість стимуляції на кожній частоті 10 секунд, з паузами 7-10 і більше

секунд між різними частотами. Оскільки закриття очей може бути чинником, що провокує епілептиформні активності, стимуляція виконується як із закритими, так і відкритими очима - починати стимуляцію на кожній частоті з відкритими очима, приблизно через 5 секунд пацієнт повинен закрити очі.

У багатьох лабораторіях використовувалася і продовжує використовуватися наступна послідовність частот - 1, 3, 6, 9, 12, 15, 18, 24 Гц. Нарада європейських експертів рекомендувала не обмежуватися частотою 30 Гц, якщо фотостимулятор дозволяє - виконувати стимуляцію також на більш високих частотах, аж до 60 Гц. Рекомендується наступна послідовність частот: 1, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 30, 40, 50, 60, 30 і 25 Гц. В цьому випадку при виконанні всього циклу загальна тривалість складає максимум 6 хвилин у пацієнтів без фотопароксизмальної реакції (при виникненні фотопароксизмальної відповіді стимуляція припиняється).

Має значення інтенсивність світлового стимулу, умови проведення тесту (освітлення). Встановлено, що застосування світлового стимулу-патерну більш ефективно для провокування фотопароксизмальної реакції, ніж дифузного стимулу. Це необхідно враховувати при порівнянні повторних досліджень в одній і тій самій лабораторії, а тим більше з результатами ЕЕГ, виконаних в іншій лабораторії.

У ЕЕГ при фотостимуляції можуть відзначатися:

- падіння амплітуди основного (потиличного) ритму;
- засвоєння ритму фотостимуляції.

Засвоєння може відбуватися на окремих або більшості частот. Іноді засвоєння формується на так званій частоті гармоніки (наприклад, формування коливань 12 Гц у відповідь на частоту стимуляції 6 в секунду).

- фотоміоклонічна відповідь («фотоміоклонії», «орбітальний фотоміоклонус»), проявляється у вигляді поліспайків, які виникають синхронно зі світловими спалахами, відображають ритмічні посмикування м'язів в області чола, обличчя, повік; фотоміоклонії не слід плутати з фотопароксизмальною відповіддю;

- фотопароксизмальна відповідь, тобто провокація епілептиформної активності - прояв фотосенситивності.

Опис реакції на РФС має включати також просторовий розподіл змін, симетричність. Асиметрія ЕЕГ при фотостимуляції більш ніж на 50% повинна насторожувати в плані можливої церебральної патології (коркової або подкоркової). Необхідно враховувати, що пригнічення основного (альфа) ритму зазвичай більш виражене в лівій (домінантній) півкулі.

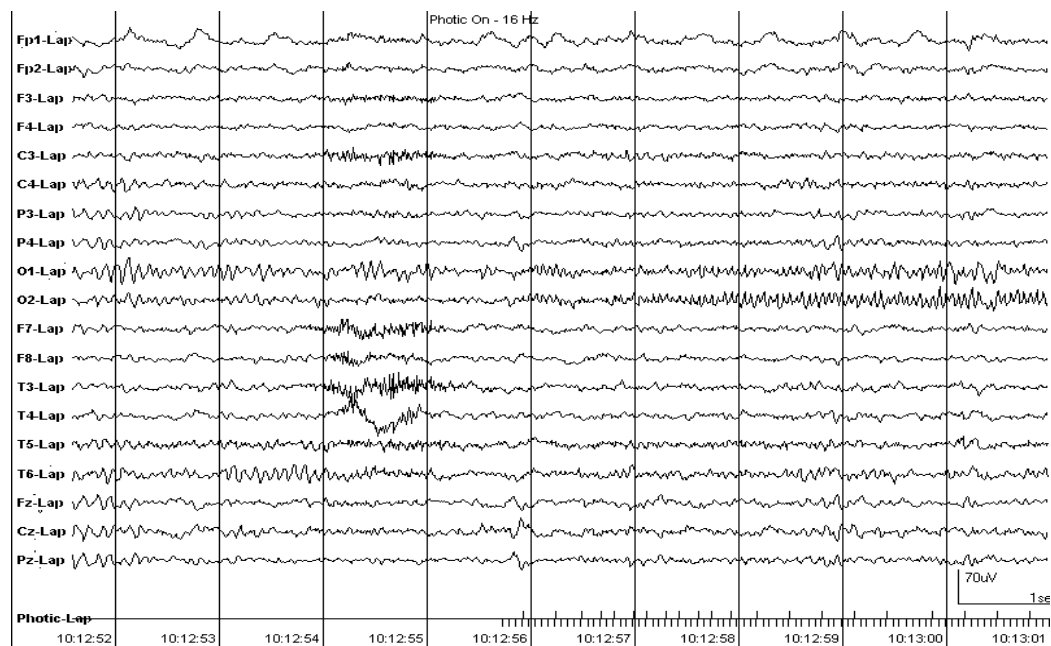


Рисунок 2.1 Засвоєння ритму фотостимуляції на частоті 16 Гц.

В описі епілептиформної активності слід відзначити - обмежена чи фотопароксизмальна реакція потиличного відділу, з самого початку є генералізованою або виникає спочатку в потиличних відділах з подальшою генералізацією.

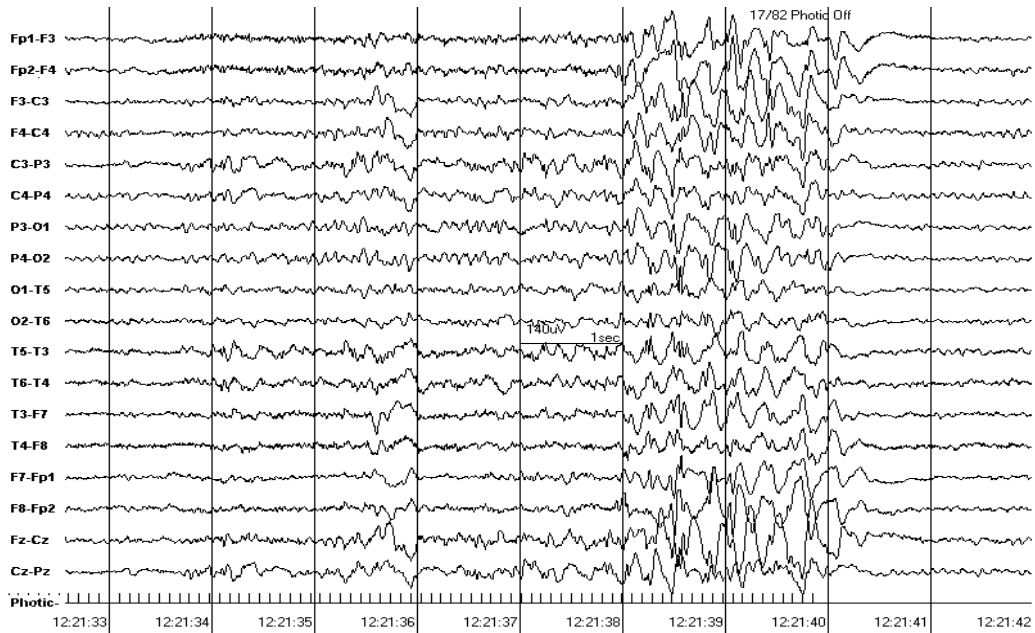


Рисунок 2.2 Фотопароксизмальна відповідь у пацієнта з юнацькою міоклонічною епілепсією - генералізована епілептиформна активність (4-й ступінь за Walz).

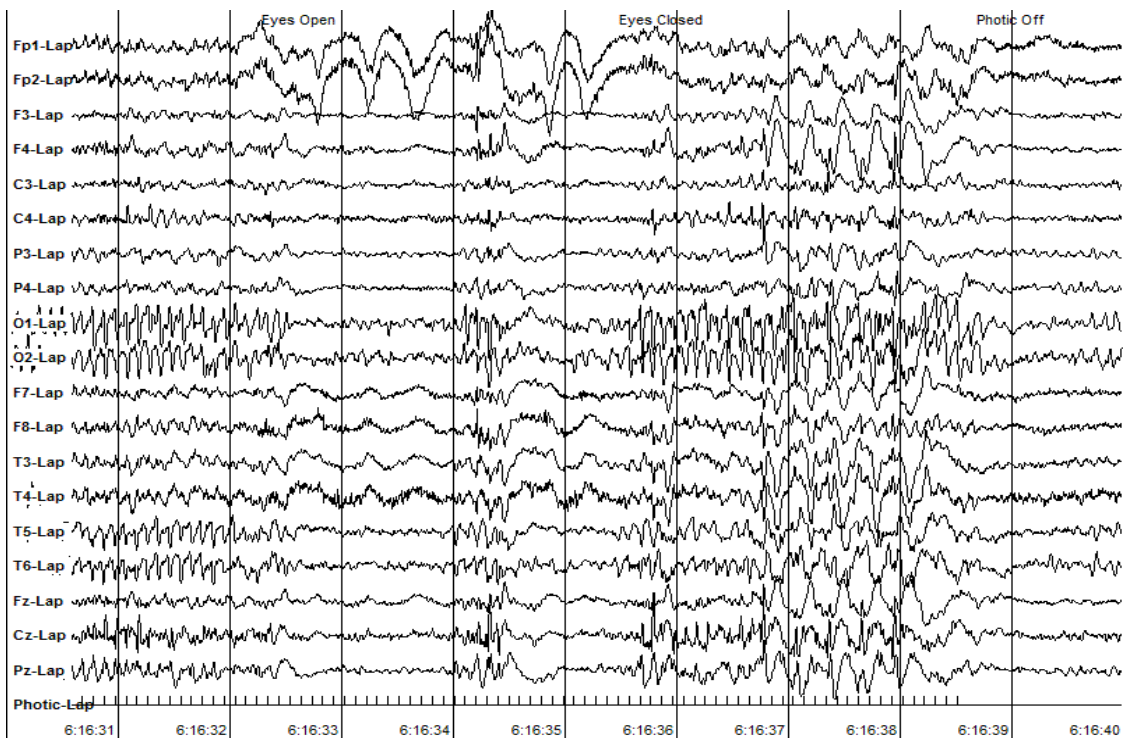


Рисунок 2.3 Фотопароксизмальна відповідь на частоті 10 Гц

На початку стимуляції (рис.2.3) відзначаються загострені потенціали в такт частоті, що відображають аномально високоамплітудні зорові викликані потенціали - ступінь 3 по класифікації 2001 року (стимул-залежні відповіді). У

2-ї частини стимуляції, після закриття очей, виникає вже типова генералізована епілептиформна активність, власне фотопароксизмальна відповідь (4-й ступінь за Walz або 5-й ступінь за класифікацією 2001 року).

2.3 Вибір методу узгодження оптичної системи і випромінювачів

Характеристики світлового пучка випромінювання відіграють важливу роль у ефективності процесу фотостимуляції. В якості узгоджувального розсіювального або фокусуєчого елемента можуть використовуватись різні оптичні елементи.

Градiєнтна лінза - це циліндр з діаметром 2 - 4мм, у якого показник заломлення від центра до краю змінюється за певним законом. Один з найбільш використовуваних законів має наступний вигляд:

$$\frac{n(y)}{n_0} = 1 - 0.5g^2y^2 \quad (2.12)$$

де $n(y)$ - характеристика залежності ППП від центра до краю селфока;

n_0 – показник заломлення в центрі селфока;

y – координата, перпендикулярна до оптичної осі;

g – коефіцієнт, що враховує фокусуєчі властивості селфока.

У середині селфока траєкторія променя являє собою гармонійну функцію. Вид цієї функції – розв'язок диференціального рівняння:

$$\frac{d^2y}{dz^2} = -\Phi * y \quad (2.13)$$

де Φ – оптична сила селфока;

z – координата в напрямку його осі.

В окремому випадку траєкторія променя в селфоці описується рівнянням:

$$y(z) = y_0 \cos(\Phi \cdot z) - \frac{\sigma_0}{\Phi} \cdot \sin(\Phi \cdot z) \quad (2.14)$$

де y_0 і σ_0 – лінійна й кутова координати луча при $z = 0$.

Хід променів у селфоці показаний на рис. 4.6.

Передня і задня фокусні відстані селфока довжиною d , а також вершинні відрізки селфока можуть бути визначені зі співвідношень:

$$-\frac{1}{n \cdot f} = \frac{1}{n' \cdot f'} = \left(\frac{\Phi}{n_0} \right) \cdot \sin(d \cdot \Phi) \quad (2.15)$$

$$n \cdot S_H = -n' \cdot S'_H = \left(\frac{n_0}{\Phi} \right) \cdot \operatorname{tg} \left(\frac{d \cdot \Phi}{2} \right) \quad (2.16)$$

де n , n' і n_0 – показники заломлення в площині предметів, площині зображень і в центрі селфока.

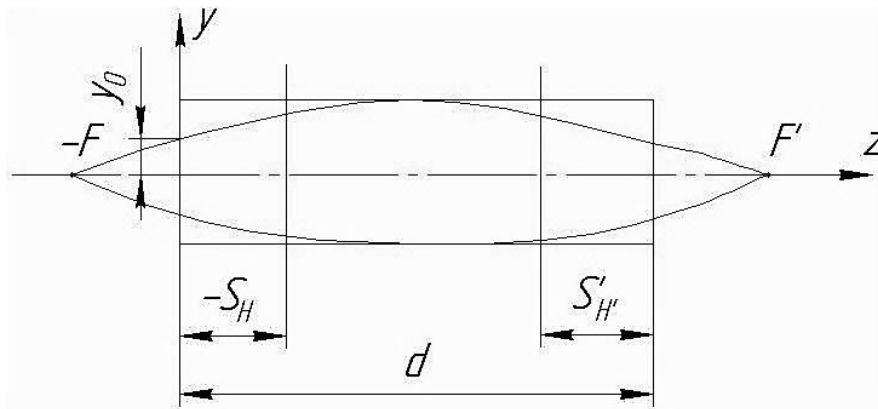


Рисунок 2.4 Хід променів у селфоці

Фокубуючі властивості селфока залежать від його довжини. На рис. 2.5 показані фокубуючий і колімуючий селфоки.

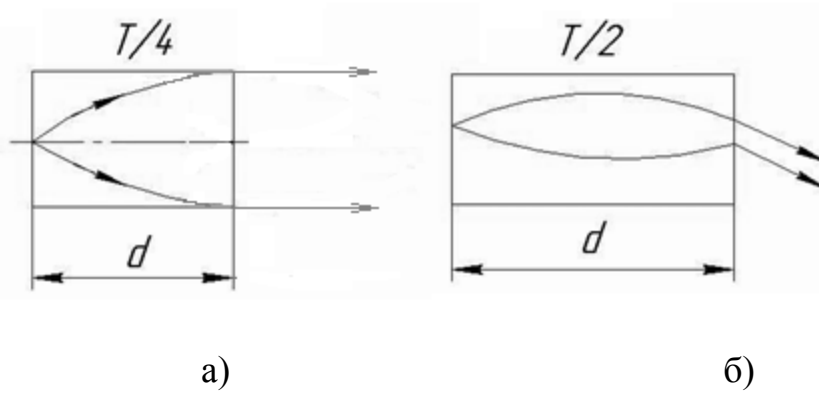


Рисунок 2.5 - Хід променів у селфоці: а) колімуючому; б) фокусууючому

Розрахунок селфоків без застосування спеціальних програм можна робити при застосуванні їх відповідно до спрощених схем, які показані на рис. 2.6.

Предметний відрізок a для селфока визначається наступним співвідношенням:

$$a = \frac{\cos(d \cdot g) - \frac{1}{\beta}}{g \cdot \sin(d \cdot g)} \quad (2.17)$$

де d - довжина селфока;

g - коефіцієнт, що визначає фокусууючу властивість селфока.

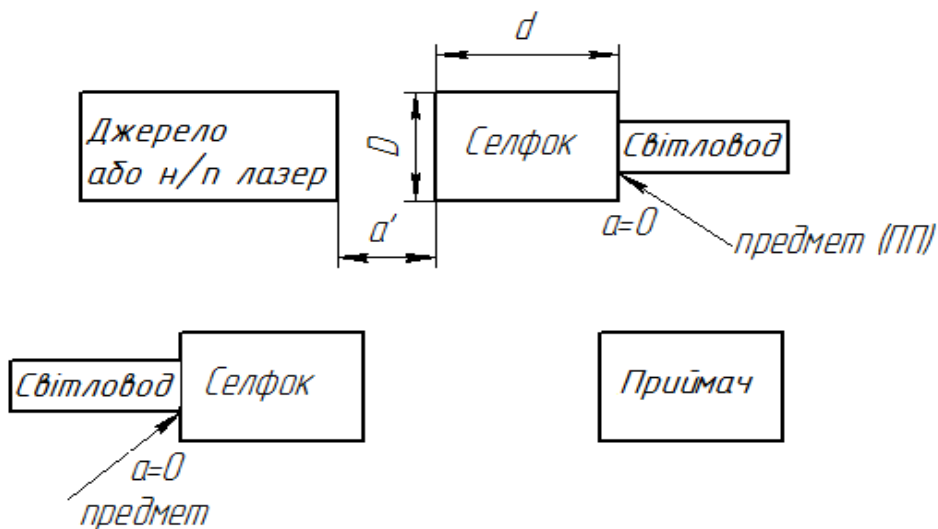


Рисунок 2.5 Спрощені схеми використання селфоків

Збільшення селфока для схеми пов'язаної з джерелом випромінювання і представленої на рис. 2.5, визначається наступним співвідношенням:

$$\beta = \frac{d_o}{d_c} \quad (2.18)$$

де d_o – діаметр випромінюючої площини джерела випромінювання ;

d_c – діаметр осердя світловода.

Збільшення селфока для схеми зв'язаної з фотоприймачем випромінювання і представленої на рис. 2.3 визначається наступним співвідношенням:

$$\beta = \frac{d_{np}}{d_c} \quad (2.19)$$

де d_{np} – діаметр чутливої площини фотоприймача.

Зі співвідношення, що визначає залежність показника заломлення від поперечної координати, маємо:

$$\frac{n(y_{\max})}{n_0} = 1 - 0.5g^2 y_{\max}^2 \quad (2.20)$$

При відомих значеннях n_0 , $n(y_{\max})$ і y_{\max} , коефіцієнт, що визначає фокусуєчу властивість селфока, розраховують по формулі:

$$g^2 = \frac{2 \cdot \left(1 - \frac{n(y_{\max})}{n_0} \right)}{y_{\max}^2} \quad (2.21)$$

Скориставшись співвідношенням (2.6), прийнявши $a = 0$, отримаємо:

$$\cos(d \cdot g) - \frac{1}{\beta} = 0 ; \quad (2.22)$$

$$\arccos \frac{1}{\beta} = d \cdot g \text{ (рад)} . \quad (2.23)$$

Довжину селфока з урахуванням співвідношення (2.23) визначають по формулі:

$$\frac{\arccos \frac{1}{\beta}}{g} = d . \quad (2.24)$$

Відстань від вихідного торця селфока до площини випромінювача або фотоприймача визначається співвідношенням:

$$d = \frac{\cos(d \cdot g) - \frac{\beta}{2}}{g \cdot \sin(d \cdot g)} . \quad (2.25)$$

Визначимо ефективність стикування світловипромінювального діода із світловодом, а також світловода с фотоприймальним модулем за допомогою градієнтної лінзи при наступних вихідних даних:

СВД - $\lambda_1 = 0,44\text{мкм}$, $\lambda_2 = 0,53\text{мкм}$, $\lambda_3 = 0,66\text{мкм}$ діаметр випромінюючої зони $d_u = 100\text{мкм}$;

приймач випромінювання ФД255 - $\lambda_1 = 0,44\text{мкм}$, $\lambda_2 = 53\text{мкм}$, $\lambda_3 = 0,66\text{мкм}$, $d_n \sim 70\text{мкм}$.;

світловод – $d=10\text{мкм}$, $n_c=1,459$, $n_n=1,457$;

градієнтна лінза - $n_0 = 1.5$; $n_y = 1.45$; $D_c = 2 \div 3\text{мм}$.

Розрахунок селфоків будемо виконувати відповідно до схем приведених на рис.2.6 і скориставшись формулами (2.12-2.25).

Визначимо збільшення селфоків:

- по схемі рис.2.6 для узгодження з джерелом випромінювання

$$\beta_a = -\frac{d_n}{d_c} = -\frac{100}{10} = -10^* ;$$

по схемі рис.2.6 для узгодження з фотоприймачем

$$\beta_o = -\frac{d_{np}}{d_c} = -\frac{70}{10} = -7^* .$$

Прийmemo для першої схеми на рис.2.6 $D_c = 3\text{мм} \Rightarrow y = 1,5\text{мм}$, а для другої схеми на рис.2.6 $D_c = 2\text{мм} \Rightarrow y = 1\text{мм}$.

Підставивши вихідні дані, отримаємо:

- перша схема на рис.2.6

$$g_a = \sqrt{\frac{2(1 - \frac{1.45}{1.5})}{1.5^2}} = 0.172\text{мм}^{-1} ;$$

- друга схема на рис.2.6

$$g_o = \sqrt{\frac{2(1 - \frac{1.45}{1.5})}{1^2}} = 0.258\text{мм}^{-1} .$$

Оскільки $a=0$, то отримаємо:

$$\frac{1}{\beta} - \cos dg = 0 .$$

Для першої схеми на рис.2.6 отримаємо:

$$\cos dg = -\frac{1}{10}$$

$$dg = 84^\circ; dg = 1.45 \text{ рад.}$$

$$d_a = \frac{1.45}{0.172 \text{ мм}^{-1}} = 8.43 \text{ мм.}$$

Для другої схеми на рис.2.6 отримаємо :

$$\cos dg = -\frac{1}{7}$$

$$dg = 82^\circ; dg = 1.4 \text{ рад.}$$

$$d_a = \frac{1.4}{0.258 \text{ мм}^{-1}} = 5.43 \text{ мм.}$$

Відстань від вхідного торця селфока до випромінювача і фотоприймача дорівнює:

- для першої схеми на рис.2.6

$$S' = \frac{-0.1 + 5}{0.172 * 0.99} = 24 \text{ мм.}$$

- для другої схеми на рис 2.6

$$S' = \frac{-0.14 + 3.5}{0.258 * 0.99} = 13.5 \text{ мм.}$$

Таким чином для конструктивних параметрів системи вводу-виводу випромінювання за допомогою селфока отримаємо:

• для першої схеми на рис.2.6

$$d_{\text{сел}} = 8,43 \text{ мм}; D_{\text{сел}} = 3 \text{ мм}; \begin{matrix} S' = 24 \text{ мм} \\ S = 0 \end{matrix}$$

- для другої схеми на рис.2.6

$$d_{\text{сел}}=5,43\text{мм}; D_{\text{сел}}=2\text{мм}; \begin{matrix} S' = 13.5\text{мм} \\ S = 0 \end{matrix}$$

Висновок до розділу

В даному розділі було проведено аналіз фізичних принципів і відповідних модедей поширення світлового випромінювання у біологічних тканинах, розглянуто базовий метод фотостимуляції очей, який пропонується взяти за основу розроблюваного пристрою. Також обґрунтований вибір оптичних елементів та проведений модельний розрахунок характеристик оптичної схеми узгодження із світловими випромінювачами.

3 РОЗРОБКА І ПРОЕКТУВАННЯ СВІТЛОДІОДНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ФОТОСТИМУЛЯЦІЇ ОЧЕЙ

Як було проаналізовано у попередньому розділі на теперішній час основними пристроями, які використовуються для фототерапії є фотонні матриці та велика кількість їх модифікацій. Завдяки своїй простоті використання, даний пристрій можна використовувати в клініках, поліклініках, санаторіях, в кабінетах сімейних лікарів та сільських фельдшерсько-акушерських пунктах, у шкільних медпунктах, в кабінетах спортивних лікарів, а також в домашніх умовах. Виходячи з механізму дії світла на організм людини, можна зробити висновок про неможливість передозування даного фактору, відсутності негативних побічних ефектів і особливих протипоказань до його застосування. Тому, перш ніж приступати до розробки, проаналізуємо основні принципи роботи фототерапевтичного пристрою.

3.1 Розробка структурної схеми пристрою

Дослідження показали, що в області терапевтичного впливу при щільності потужності випромінювання не більше $2,5 \text{ мВт} / \text{см}^2$ когерентність випромінювання значення не має. Головним параметром є довжина хвилі випромінювання. Тому для терапевтичного впливу винайшли дешеві світлодіоди червоного (довжина хвилі $660 + 15 \text{ нм}$), зеленого (довжина хвилі 540 нм), синього (довжина хвилі $440 + 45 \text{ нм}$).

Для підвищення ефективності фототерапії необхідно генерувати світлодіодне випромінювання з більш вираженими біотропними параметрами. Крім того, від якості та надійності модулятора випромінювання досить значно залежать стабільність та довговічність роботи фототерапевтичного апарату. Отже, першочерговою задачею при розробці апаратури для світлотерапії є пошук нового виду світлодіодного опромінення, розробка оптимальної конструкції випромінювача і блока управління світловим спектром,

оптимальний вибір точок і зон прикладання променів при різноманітних захворюваннях. На рис.3.1 представлена структурна схема фотометричного пристрою.

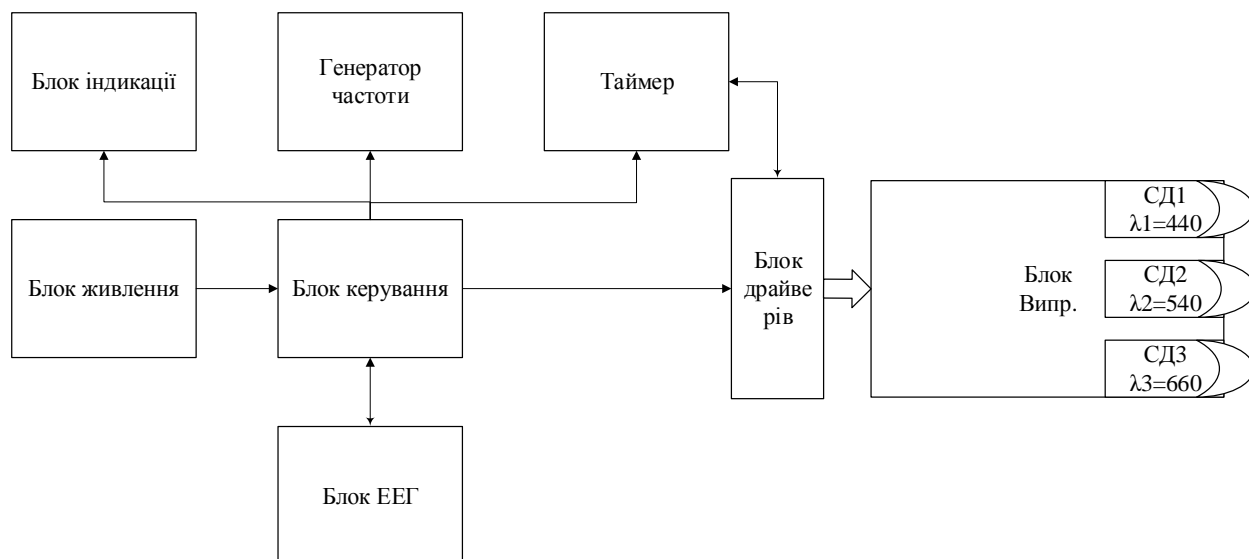


Рисунок 3.1 - Структурна схема терапевтичного пристрою

Основними блоками апарата є:

Блок живлення, блок керування, блок індикації, генератор частоти, таймер, блок ЕЕГ, блок драйверів, блок випромінювання,

БД-блок драйверів, що забезпечує узгодження вихідних сигналів регістра зі входами транзисторних ключів багатоканального комутатора

БВ містить:

-СДГ 440 нм – (світлодіодна група з довжиною хвилі максимуму випромінювання 485 нм (синя ділянка спектру);

-СДГ 530 нм – (світлодіодна група з довжиною хвилі максимуму випромінювання 530 нм (зелена ділянка спектру);

-СДГ 660 нм – (світлодіодна група з довжиною хвилі максимуму випромінювання 660 нм (червона ділянка спектру).

Оскільки розроблюваний пристрій є порівняно простим за своїм функціонуванням, то мікропроцесорний блок будемо реалізовувати на 16 - бітному мікроконтролері з RISC-архітектурою. Основна відмінність RISC-архітектури полягає в тому, що переважна більшість команд виконується лише

за один такт. Крім того в RISC-мікроконтролерах відмовилися від архітектури з регістром-акумулятором (регістр, через який виконуються усі команди арифметичних та логічних операцій, більшість команди пересилки даних тощо) на користь реєстрового файлу, де кожен регістр "сам собі акумулятор", що дозволило ефективніше реалізувати алгоритм роботи контролера.

Основними критеріями при виборі мікроконтролера є кількість ліній введення-виведення. Згідно функцій, що повинні бути реалізовані у розроблюваному пристрої, необхідно буде задіяти 5 ліній для керування світлодіодною матрицею, 2 лінії – для підключення кнопок вибору режиму та 4 лінії – для керування світлодіодами, що використовують для індикації вибраного режиму. Таким чином потрібна кількість ліній введення/виведення мікроконтролера не повинна бути меншою за $5 + 2 + 4 = 10$ шт. Серед усіх мікроконтролерів, що задовольняють цьому критерію, будемо вибирати той, що є найбільш оптимальним з точки зору продуктивності, вартості та доступності на ринку України. Зазначеним критеріям задовольняє мікроконтролер ATmega 16, основних характеристик якого є такі [26]:

8-розрядний високопродуктивний AVR мікроконтролер з малим споживанням

Прогресивна RISC архітектура

130 високопродуктивних команд, більшість команд виконується за один тактовий цикл.

32 8-розрядних робочих регістра загального призначення

Повністю статична робота

Продуктивність наближається до 16 MIPS (при тактовій частоті 16 МГц)

Вбудований 2-циклової помножувач

Незалежна пам'ять програм і даних

16 Кбайт внутрішньосистемної програмованої Flash пам'яті (In-System Self-Programmable Flash)

Забезпечує 1000 циклів стирання / запису

Додатковий сектор завантажувальних кодів з незалежними бітами блокування

Внутрішньосистемне програмування вбудованої програми завантаження

Забезпечено режим одночасного читання / запису (Read-While-Write)

512 байт EEPROM

Забезпечує 100000 циклів стирання / запису

1 Кбайт вбудованої SRAM

Програма блокування, що забезпечує захист програмних засобів користувача

Інтерфейс JTAG (сумісний з IEEE 1149.1)

Можливість сканування периферії, що відповідає стандарту JTAG

Розширена підтримка вбудованого налаштування

Програмування через JTAG інтерфейс: Flash, EEPROM пам'яті, перемичок і бітів блокування

Вбудована периферія

Два 8-розрядних таймера / лічильника з окремим попередніми дільником, один з режимом порівняння

Один 16-розрядний таймер / лічильник з окремим попередніми дільником і режимами захоплення і порівняння

Лічильник реального часу з окремим генератором

Чотири канали PWM

8-канальний 10-розрядний аналого-цифровий перетворювач

8 несиметричних каналів

7 диференціальних каналів (тільки в корпусі TQFP)

2 диференціальних канала з програмованим посиленням в 1, 10 або 200 разів (тільки в корпусі TQFP)

Байт-орієнтований 2-дротовий послідовний інтерфейс

Програмований послідовний USART

Послідовний інтерфейс SPI (провідний / ведений)

Програмований сторожовий таймер з окремим вбудованим генератором

Вбудований аналоговий компаратор

Спеціальні мікроконтролерні функції

Скидання по подачі живлення і програмований детектор короткочасного зниження напруги живлення

Вбудований калібрований RC-генератор

Внутрішні і зовнішні джерела переривань

Шість режимів зниженого споживання: Idle, Power-save, Power-down, Standby, Extended Standby і зниження шумів ADC

Висновки I / O і корпусу

32 програмовані лінії введення / виводу

40-вивідний корпус PDIP і 44-вивідний корпус TQFP

Робочі напруги

2,7 - 5,5 В (ATmega16L)

4,5 - 5,5 В (ATmega16)

Робоча частота

0 - 8 МГц (ATmega16L)

0 - 16 МГц (ATmega16)

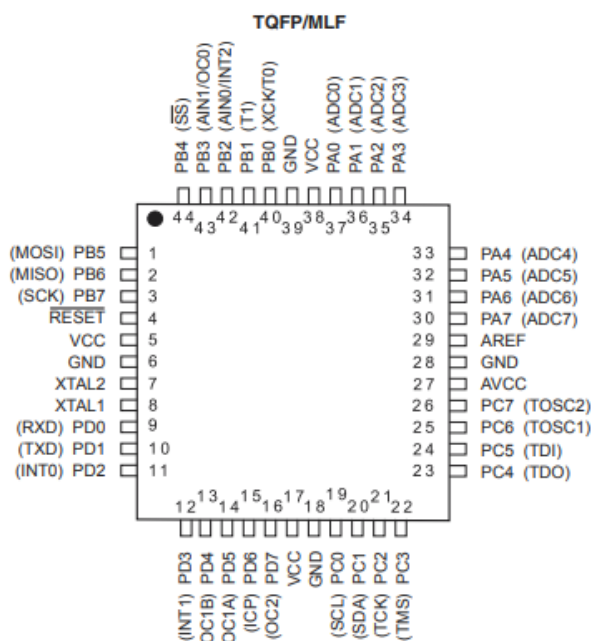


Рисунок 3.2 – Варіанти конструктивного виконання мікроконтролера ATmega16

Світлодіодна матриця забезпечує перетворення електричних сигналів з мікропроцесорного блоку керування у світлове випромінювання. В даному пристрої будуть використовуватися світлодіодні матриці, що випромінюють у видимому діапазоні. Видимий діапазон утворюють світлодіоди червоного 620-625 нм, синього 440-485 нм та зеленого 525-630 нм спектру випромінювання. При виборі певного режиму роботи пристрою, сигнали з мікропроцесорного блоку керування подаються на кожну з вибраних матриць, спричиняючи їх світіння. У випадку видимого діапазону сигнал подається на матрицю із світлодіодом окремого кольору (червоного, жовтого чи зеленого), вибір якого залежить від того, яка лікувальна дія повинна бути здійснена на хворого.

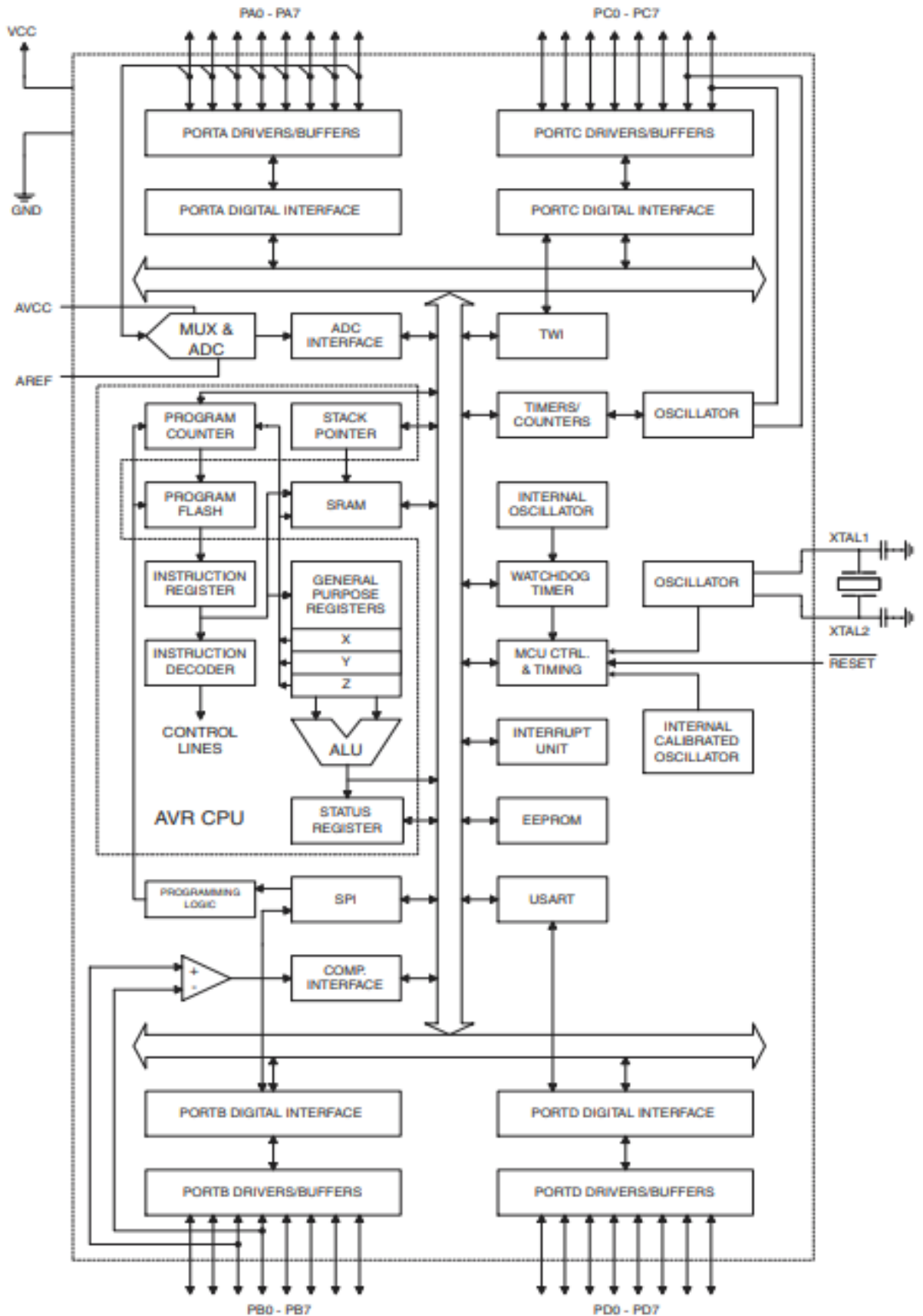


Рисунок 3.3 – Блок-схема мікроконтролера АТмега16

Керування світлодіодною матрицею будемо здійснювати за допомогою транзисторних ключів на біполярних транзисторах n-p-n типу. Основним

критеріям при виборі типу транзистора є максимально допустимий струм колектора, який не повинен бути меншим за 280 мА, та максимально допустима напруга між колектором та емітером, яка не повинна бути меншою за 24 В. Цим критеріям задовольняє транзистор BC817, основні параметри якого такі [27]:

- вихідний колекторний струм, мА 500;
- максимальна напруга колектор-емітер, В 45;
- максимальна напруга база-емітер, В 5
- коефіцієнт передачі струму бази в схемі із загальним емітером 100...600.

Пульт керування надає можливість оператору вибрати потрібний режим опромінення. Він буде складатися з трьох кнопок. 1 – кнопка ввімкнення/вимкнення пристрою; 2- перемикач режимів роботи видимого випромінювання; 3 – вибір частоти генерації (1 Гц, 2 Гц, 4 Гц, 6 Гц, 8 Гц, 10 Гц, 12 Гц, 14 Гц, 16 Гц, 18 Гц, 20 Гц, 30 Гц, 40 Гц, 50 Гц, 60 Гц, 80 Гц, 100 Гц, 120 Гц, 150 Гц, 200 Гц, 300 Гц, 400 Гц, 500 Гц, 600 Гц). Блок індикації призначений для надання інформації оператору про вибраний режим.

3.2 Розробка електричної принципової схеми пристрою

Використовуючи структурну схему приходимо до схеми електричної принципової, яка наведена у Додатку Б.

Світловий потік світлодіода, який виникає при протіканні крізь нього прямого струму, майже лінійно залежить від значення цього струму. Проте при наближенні значення прямого струму до максимально можливого, ця лінійна залежність втрачається, і збільшення струму не призводить до зростання світлового потоку. При цьому температура кристала світлодіода суттєво збільшується. Оскільки світлодіоди мають експоненціально зростаючу вольт-амперну характеристику, зазвичай вони живляться постійним стабілізованим струмом або постійною напругою з попередньо включений обмежуючим опором. Це запобігає небажаним змінам номінального струму, які впливають на стабільність світлового потоку, а в гіршому випадку можуть навіть призвести до пошкодження світлодіода.

При невеликих потужностях використовуються аналогові лінійні регулятори, для живлення потужних діодів - мережеві блоки зі стабілізованим струмом або напругою на виході. Зазвичай світлодіоди включаються послідовно, паралельно або в послідовно-паралельні ланцюжки. Варіанти підключення світлодіодів представлені на рис.3.4.

З'єднання світлодіодів послідовно використовується доволі часто. Але основним недоліком даної схеми підключення є те, що при виході з ладу хоча б одного зі світлодіодів гасне весь ланцюг. Таким чином, величина струму кожної ділянки залежить від опору цієї ділянки. Струм в місці обриву припиняє текти і ланцюг розривається. Сумарний струм дорівнює струму світлодіода, а падіння напруги множиться на кількість світлодіодів в ланцюгу. ($I_{\Sigma}=I_{\text{сд}}$, $U_{\Sigma}=N*U_{\text{сд}}$). При паралельному з'єднанні струми кожної гілки будуть відрізнятися, а напруга залишається незмінною ($I_{\Sigma}= N*I_{\text{сд}}$, $U_{\Sigma}= U_{\text{сд}}$).

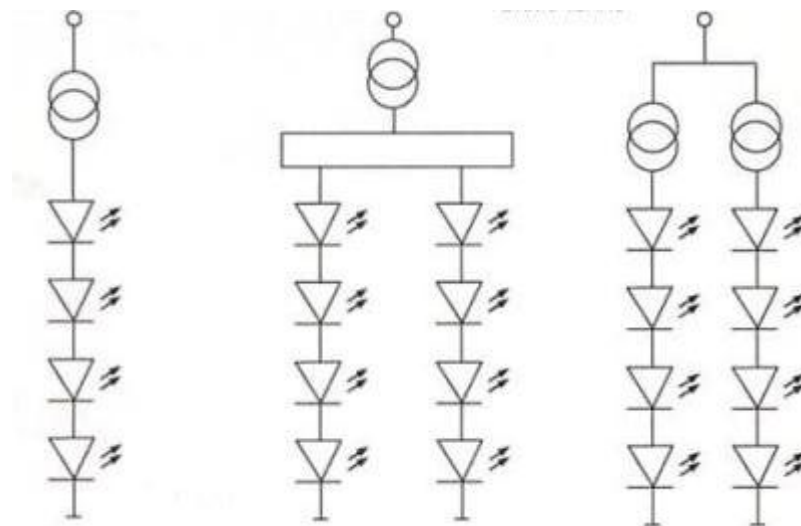


Рисунок 3.4 – Схеми підключення світлодіодів:

а) послідовна; б) паралельна; в) послідовно - паралельна .

При паралельному з'єднанні не важливо, який світлодіод несправний, інші будуть продовжувати горіти. Але як правило, світлодіоди мають різницю в параметрах, що робить таке підключення не вигідним. Один із діодів буде світитися яскравіше і брати струму більше, поки не вийде із ладу. Таке підключення багатократно прискорює природну деградацію світлодіода [28].

При послідовно – паралельному підключенні декілька послідовних ланцюгів з'єднуються паралельно. Але потрібно враховувати, що кількість світлодіодів у ланцюгу має бути рівною. Джерело струму підбирається виходячи із падіння напруги на одному ланцюгу и добутку струму на кількість ланцюгів $I_{\Sigma} = n \cdot I_{\text{сд}}$, $U_{\Sigma} = m \cdot U_{\text{сд}}$.

Враховуючи недоліки кожної із схем з'єднання світлодіодів, для даного пристрою ми скористаємось 3 варіантом підключення, адже він є найбільш вдалим для даного пристрою. Для визначення того, яким чином цей варіант буде реалізовано, тобто скільки буде гілок послідовно включених світлодіодів і скільки світлодіодів буде у кожній гілці, накладемо обмеження на напругу і струм живлення та виберемо типи використовуваних світлодіодів.

Загальна кількість світлодіодів у матриці становить 147 шт. Для отримання можливості живлення пристрою від стандартного блоку живлення та здешевлення цього блоку бажано забезпечити такий режим, при якому струм, що споживається світлодіодом, буде не більше 1,5 А.

Використовувати ми будемо двох вивідні 5 мм SMD світлодіоди 5050RGB. Характеристики яких приведені у таблиці 3.1:

Таблиця 3.1 Характеристики SMD світлодіодів

Спектральний діапазон	Довжини хвилі λ , нм	Напруга живлення U, В	Струм I, мА	Потужність, мВт	Кількість, шт
Червоний	620-760	2,5	20	2	2
Зелений	500-560	3	20	2	2
Синій	440-485	3	20	2	2

Ці світлодіоди будемо вмикати так, що кожна гілка послідовно-паралельного з'єднання буде утворюватися світлодіодами одного типу. Для світлодіодів зеленого спектру випромінювання, таке падіння напруги буде мати місце вже на $18/3,5 \approx 5$ світлодіодах, а для червоних і синіх $18/8=9$ світлодіодах. Із врахуванням цього та загальної кількості світлодіодів кожної з груп приходимо до такого варіанта вмикання світлодіодів:

На зелених світлодіодах $6 \cdot 3,2 = 19,2$ В, споживаний струм $3 \cdot 20 = 60$ мА. Для червоних світлодіодів напруга падіння складає $9 \cdot 2 = 18$ В, а споживаний струм $2,5 \cdot 20$ мА.

Виходячи з цього, для живлення світлодіодів достатньо буде блока живлення з постійною напругою 20 В. Максимальний вихідний струм блоку живлення не повинен бути меншим 60 мА. Відповідно до цього вибираємо блок живлення SYS1319-3024_T3 з такими характеристиками:

- Вхідна напруга 90-264 В;
- Вихідна напруга - 15 В;
- Потужність - 20 В;
- Вихідна сила струму - 1,25 А;
- Довжина кабелю – 1.8 м;
- Енергоефективність – 85%;
- Габаритні розміри – 300×220×10мм.

Основним елементом схеми є мікроконтролер DD1. Лінії PC0...PC4 порта С використовуються для керування 3-ма групами світлодіодів: зеленими, синім, червоним. Керування здійснюється за допомогою транзисторних ключів VT1...VT5. Підключення світлодіодів матриці до схеми здійснюється через роз'єм X3. Електрично – принципова схема пристрою представлена на рис.3.5.

Вмикання потрібної групи світлодіодів здійснюється високим рівнем сигналів на відповідних виводах PC0...PC4. При переведенні однієї із зазначених ліній у стан логічної одиниці підключений до неї транзистор відкривається, що забезпечує протікання струму через підключені до нього світлодіоди.

Резистори R15...R19 обмежують струми світлодіодів. Їх опір можна знайти за виразом:

$$R_{15...R19} = \frac{E - U_{сд} - U_{ке}}{I_{сд}}, \quad (3.1)$$

де E – напруга живлення;

U_{CD} – пряме падіння напруги на відповідній групі світлодіодів;

U_{KE} – падіння напруги між колектором та емітером насиченого транзистора;

I_{CD} – струм живлення відповідної групи світлодіодів.

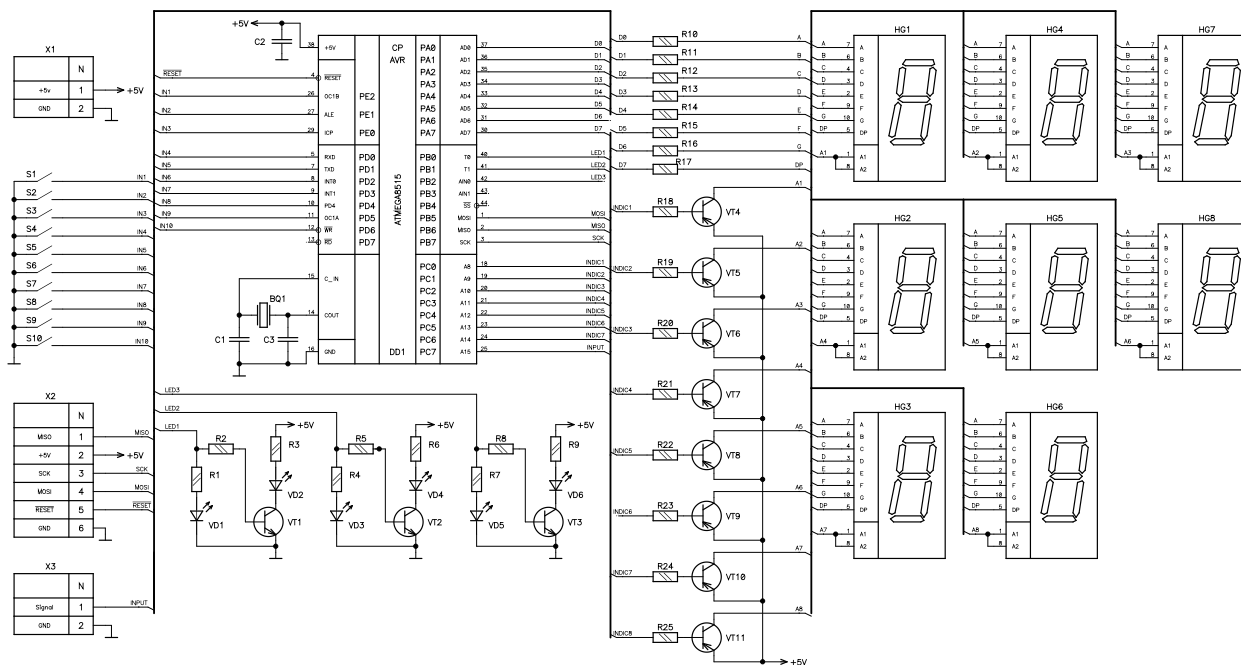


Рисунок 3.5 - Схема електрична принципова фотостимуляційного пристрою

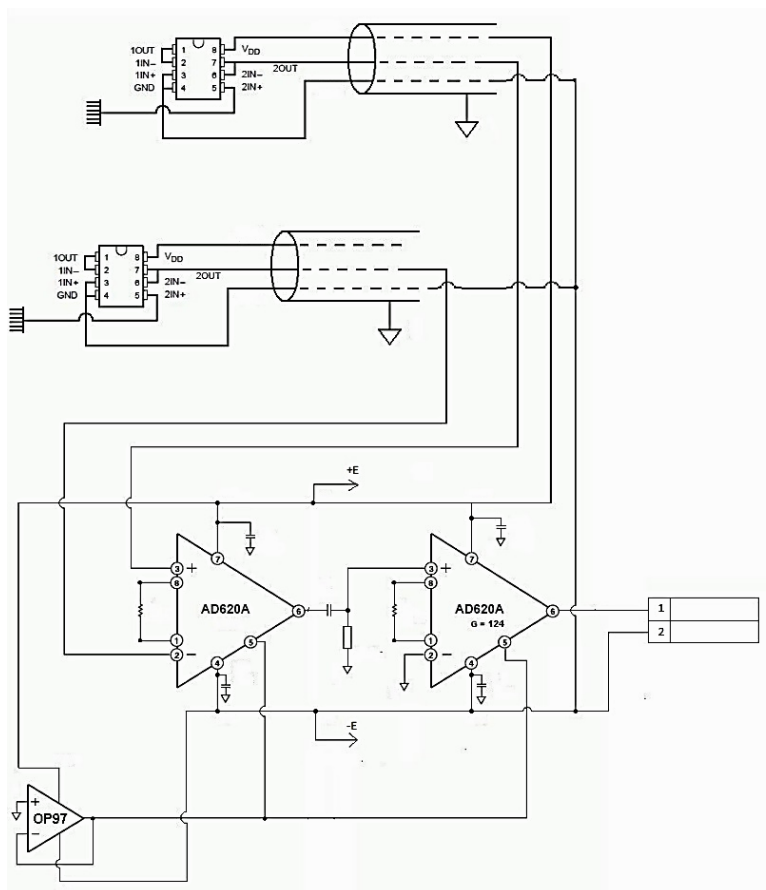


Рисунок 3.6 – Схема електрична принципова блоку ЕЕГ

Як було визначено вище падіння напруги та струм живлення для груп світлодіодів є такими:

Таким чином

$$R15 = \frac{24 - 16 - 1}{280 \cdot 10^{-3}} = 25 \text{ (Ом)}.$$

$$R16 = \frac{24 - 19.2 - 1}{80 \cdot 10^{-3}} = 47.5 \text{ (Ом)}.$$

$$R17 = \frac{24 - 20 - 1}{40 \cdot 10^{-3}} = 75 \text{ (Ом)}.$$

$$R18 = \frac{24 - 18 - 1}{40 \cdot 10^{-3}} = 125 \text{ (Ом)}.$$

$$R19 = \frac{24 - 18 - 1}{20 \cdot 10^{-3}} = 250 \text{ (Ом)}.$$

Остаточні значення опорів резисторів вибираємо зі стандартного ряду:
R15 = 24 Ом, R16 = 47 Ом, R17 = 75 Ом, R18 = 130 Ом, R19 = 240 Ом.

Резистори R10...R14 обмежують базові струми транзисторів VT1...VT4.
Їх опір можна знайти за виразом:

$$R10...R14 = \frac{U_{BX} - U_{BE}}{I_{CD}} \cdot h_{21}, \quad (3.2)$$

де U_{BX} – напруга на вході транзисторного ключа;

U_{BE} – падіння напруги між базою та емітером відкритого ключа;

I_{CD} – струм живлення відповідної групи світлодіодів;

h_{21} – коефіцієнт передачі струму бази транзистора (200).

Таким чином

$$R10 = \frac{5 - 1,1}{280 \cdot 10^{-3}} \cdot 200 = 2786 \text{ (Ом)}.$$

$$R11 = \frac{5 - 1,1}{80 \cdot 10^{-3}} \cdot 200 = 9750 \text{ (Ом)}.$$

$$R12 = \frac{5 - 1,1}{40 \cdot 10^{-3}} \cdot 200 = 1950 \text{ (Ом)}.$$

$$R13 = \frac{5 - 1,1}{40 \cdot 10^{-3}} \cdot 200 = 1950 \text{ (Ом)}.$$

$$R14 = \frac{5 - 1,1}{20 \cdot 10^{-3}} \cdot 200 = 3900 \text{ (Ом)}.$$

Остаточний опір резисторів вибираємо зі стандартного ряду:
 $R10 = 2,7 \text{ кОм}$, $R11 = 10 \text{ кОм}$, $R12 = 20 \text{ кОм}$, $R13 = 20 \text{ кОм}$, $R14 = 39 \text{ кОм}$.

Кнопки вибору та активізації режиму SW1 та SW2 підключені до ліній PD0 та PD1 порту PD мікроконтролера. При підключенні передбачається, що зазначені лінії мікроконтролера будуть налаштовані на вхід з підключенням внутрішнього навантаження між лінією та шиною живлення. У результаті при відтиснутій кнопці сигнал на лінії буде відповідати логічній одиниці, а при натиснутій – логічному нулю.

Індикація вибраного режиму забезпечується світлодіодами VD1... VD9. Перші 4 світлодіоди слугують індикаторами вибору чотирьох режимів. Включення світлодіода VD1 відбувається при виборі режиму (B+C+C). Світіння світлодіода VD2 відбувається при включенні режиму (B+C), VD3 при включенні режиму (B+C) та VD4 при виборі режиму окремого (УФ). Світлодіоди VD5.. VD9 слугують індикаторами окремої вибраної частоти. При виборі частоти 5 Гц відбувається світіння світлодіода VD5, частоті 10 Гц відповідає світлодіод VD6, частоті 15 Гц світлодіод VD7, 20 Гц світлодіод VD8, і світіння світлодіода VD9 відбувається при виборі частоти 50 Гц.

Оскільки індикаторні світлодіоди є малопотужними, з прямим струмом не більшим за 10mA, а лінії мікроконтролера мають навантажувальну

спроможність у 20 А, керування індикаторними світлодіодами здійснюється безпосередньо лініями введення/виведення. Для першої групи світлодіодів, що слугують індикаторами вибору режимів роботи пристрою слугують лінії PD2..PD5. Для іншої групи світлодіодів, вибору частоти генерації, слугують лінії PD6..DB2

Вмикання світлодіода відбувається при переведенні потрібної лінії у стан логічного нуля. Резистори R1...R9 обмежують струми світлодіодів VD1... VD9. Їх опір можна знайти за виразом:

$$R1...R9 = \frac{E - U_{CD}}{I_{CD}}, \quad (3.3)$$

де E – напруга живлення;

U_{CD} – пряме падіння напруги світлодіоді;

I_{CD} – прямий струм світлодіода.

$$R1...R9 = \frac{5 - 1.9}{10 \cdot 10^{-3}} = 310 \text{ (Ом)}.$$

Остаточне значення опорів резисторів R1...R9 вибираємо зі стандартного ряду: R1...R9 = 330 (Ом).

Роз'єм X1 призначається для програмування мікроконтролера. Живлення пристрою здійснюється від зовнішнього джерела постійної напруги +24В, яке підключається через роз'єм X2. Елемент DA1 призначається для перетворення напруги +24В у напругу +5В, яка використовується для живлення мікроконтролера.

3.3 Розробка конструкції фототерапевтичного пристрою

При розробці вузлів апаратури необхідно враховувати цілий ряд особливостей, що стосуються як особливостей функціонування організму при

захворюванні, так і характеру взаємозв'язку випромінювання з біотканиною.

Сутність вдосконаленого світлодіодного пристрою дає можливість впливати на вогнище ураження просторово-модуляторним світлодіодним випромінюванням с довжинами хвиль 0,37 мкм; 0,94 мкм; 0,62- 0,74 мкм; 0,50-0,56 мкм; 0,56-59 мкм.

Базовий варіант матриці, схематично зображений на рис.3.6, містить 147 джерел світла (світлодіодних), розташованих в групах (зелений, жовтий, червоний, інфрачервоний та ультрафіолетовий).

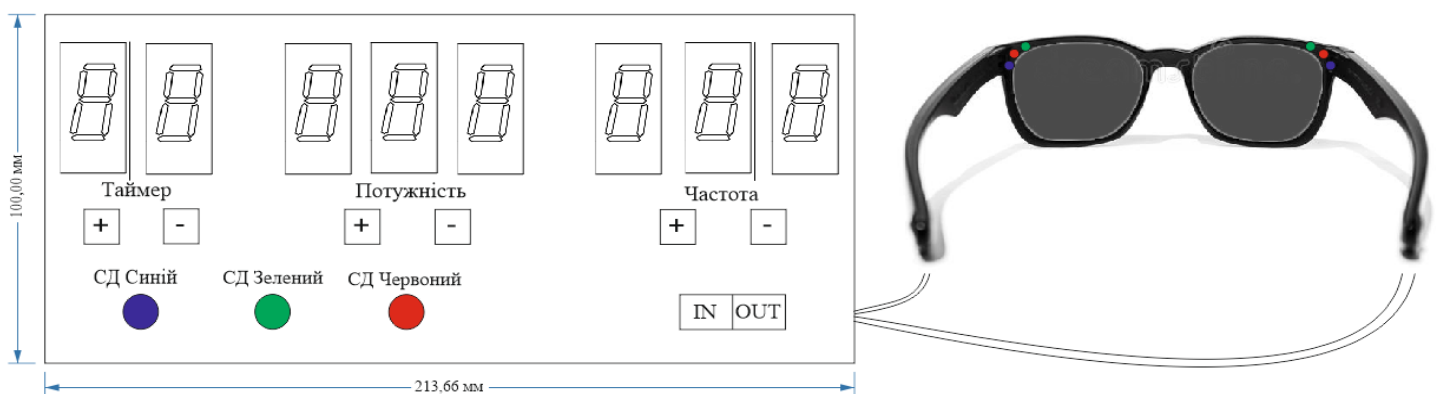


Рисунок 3.7 – Загальний вигляд світлодіодного фотостимулятора

Габаритні розміри фототерапевтичного пристрою представлені в додатку В.

Використання світлодіодних джерел світла підвищує експлуататійні характеристики в декілька разів, а також значно розширює можливості зміни конструкції фотостимуляції.

Розміщення світлодіодів по відношенню до тіла пацієнта буває безконтактним, контактним і контактним з компресією.

При безконтактному способі опромінення світлодіод розташовується на деякій відстані від тіла пацієнта, в результаті чого 5-10% світла відбивається від шкіри пацієнта.

У випадку безконтактного застосування світлодіодів можуть укріплюватися на оправі окулярів для забезпечення можливості освітлення більшої поверхні, наприклад, обширних піків.

При контактному способі опромінення майже все світло поглинається тканиною, в якій воно поширюється за законом, що враховує оптичні неоднорідності тканини. У цьому випадку світлодіоди на необхідній ділянці тіла пацієнта кріпляться за допомогою еластичної стрічки.

Основний режим, в якому працюють світлодіоди, є неперервний, оскільки світлодіоди мають мету імітування певної спектральної області сонячного випромінювання. Фотонна матриця живиться від електромережі через адаптер, на виході якого напруга живлення становить 20В.

Таблиця 3.2 Технічні дані фотонної матриці

Найменування параметру	Один.вимір	Значення
Кількість світлодіодів в фотостимуляторі	шт.	6
Напруга живлення	В	20
Габаритні розміри	мм	300×220×10

Для даного пристрою фотонної терапії лікувальна дія на орган (біотканину) забезпечується світлодіодними випромінювачами таких типів ($\lambda_1=530$ нм, $\lambda_2=440$ нм, $\lambda_3=650$ нм). Режимми роботи – спільний (В+Ч+С), (В+Ч), (В+С). Працює на частотах: 1 Гц, 2 Гц, 4 Гц, 6 Гц, 8 Гц, 10 Гц, 12 Гц, 14 Гц, 16 Гц, 18 Гц, 20 Гц, 30 Гц, 40 Гц, 50 Гц, 60 Гц, 70 Гц, 80 Гц, 90 Гц, 100 Гц.

3.4 Розробка алгоритму функціонування пристрою

Оскільки розроблювальний пристрій в бакалаврській роботі повинен виконувати такі дії ,як вибір одного з можливих режимів та вибір частоти генерації . Тому основними функціями, які мають бути реалізовані в програмі, є такі:

- ініціалізація;
- вибір вибраного частоти генерації;
- вибір режиму роботи світлодіодної матриці;

- відображення на індикаторі вибраного режиму та частоти;
- запуск світлодіодної матриці;
- вимикання пристрою для вибору нового режиму.

Алгоритм пристрою буде складатися з однієї програми та однієї підпрограми - обробки переривання відліку часового інтервалу.

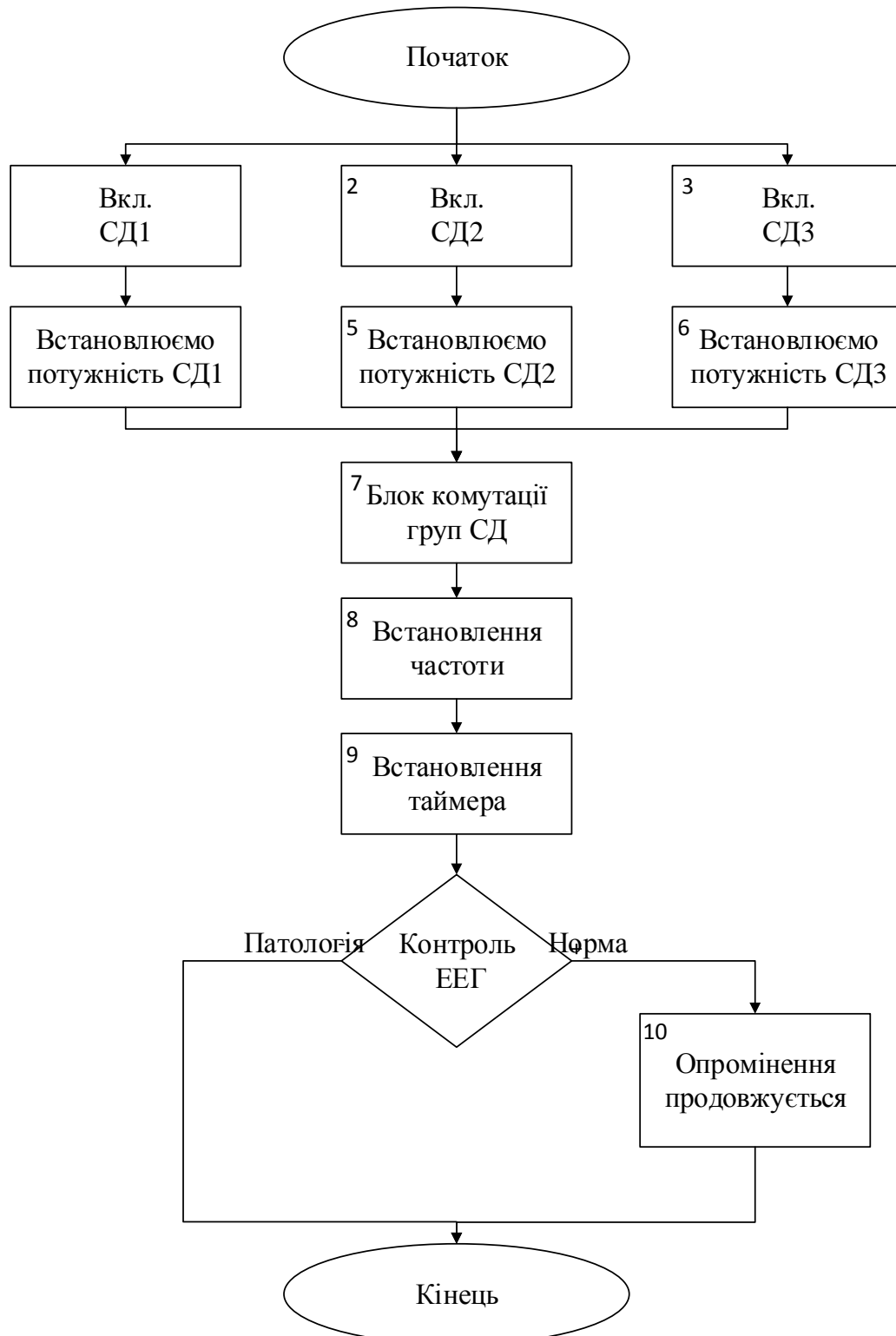


Рисунок 3.8 Блок-схема методу та алгоритму роботи терапевтичного

пристрою.

На рис. 3.8 наведена блок-схема методу та основної програми терапевтичного пристрою фотостимуляції очей. Спочатку відбувається включення світлодіодів (1,2,3) та встановлення відповідних потужностей. Далі відбувається комутація відповідних світлодіодів за спектром дії залежно від захворювання у блоці комутації, встановлення частоти 1 Гц – 60Гц за стандартною методикою ритмічної фотостимуляції, встановлення таймера – до 10 хв, запуск процедури. Спостерігаємо за змінами за допомогою електроенцефалограми, якщо спостерігаємо зміни в фотопароксизмальній відповіді, дія фотостимуляції пипиняється. Якщо немає загострень в фотопароксизмальній відповіді процедуру доводимо до кінця.

На рис. 3.8, 3.9 представлена блок-схема алгоритму роботи фототерапевтичного пристрою.

Після включення приладу відбувається ініціалізація і світлодіодна матриця переводиться в виключений режим (вершина 1). На наступному кроці іде перевірка на включення світлодіодної матриці (вершина 2). Якщо світлодіодна матриця виключена, ми переходимо до блоку перевірки натиснення кнопки вибору частоти (вершина 3). Якщо кнопка не натиснута, то виконується перехід до блоку б.

Якщо ж кнопка натиснута, виконується вибір частоти генерації (вершина 4). Слід відзначити, яким чином виконується вибір. Після першого натиснення кнопки вибору частоти встановлюється частота генерації 5 Гц. Після наступного натиску даної кнопки обирається одна з наступних частот 5 Гц, 10 Гц, 15 Гц, 20 Гц, 50 Гц в порядку зростання. Якщо кнопка натиснута більше разів, ніж існує режимів, то вибір частоти починається з початку. Як зазначалось вище, кожній з частот відповідає свій світлодіод, тому з вибором частоти вмикається відповідний світлодіод на панелі блоку управління (вершина 5).

Наступним етапом виконується перевірка натисненням кнопки вибору режиму випромінювання (вершина 6). Якщо кнопка не натиснута, ми

повертаємося до вершини 2. Якщо кнопка натиснута, ми переходимо до вибору відповідного режиму роботи пристрою (В+Ч+), (В+Ч), (В+С) (вершина 7), вибір режиму виконується аналогічно до вибору частоти. Під час вибору режиму вмикається відповідний світлодіодний індикатор на панелі 1 (вершина 8). Виконується переведення лічильника в початковий режим (вершина 9) тобто всі 8 біт встановлюються в 0, та виконується його запуск (вершини 10). Після запуску лічильника виконується перехід до вершини 2.

Якщо світлодіод включено, то відбувається перевірка натиснення кнопки вибору режиму (вершина 10). Дана перевірка виконується для того, щоб під час натискання даної КВР вимкнути світлодіод.

Вмикання та вимикання світлодіоду виконується підпрограмою на переривання, яка переводить СМ в протилежний стан.

Висновки до розділу

В розділі запропоновано удосконалений метод фотостимуляції очей, який полягає у комбінованому впливі груп світлодіодних випромінювачів різних спектральних діапазонів, який у поєднанні з контролем за характеристиками ЕЕГ (здійснюється лікарем) дозволяє розширити області застосування фотостимулів для більш широкого кола захворювань.

Також у розділі розроблено структурну схему пристрою, що функціонує на базі запропонованого методу, розроблено електричні схеми та здійснений розрахунок компонентної бази. Запропоновано проект конструкції та загального вигляду макету пристрою світлодіодної фотостимуляції та проаналізовано його роботу.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Фотостимуляція очей [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://mgkl.ru/uslugi/fotostimulyatsiya-glaz>.
2. Стимулятор ретинальний світлодіодний СРС-1 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://xn--80aajzhcnfck0a.xn--p1ai/PublicDocuments/0805165.pdf>.
3. Ретинальний стимулятор [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: http://ifan.basnet.by/?page_id=958.
4. "АМО-АТОС" с приставкой "АМБЛИО-1" [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: http://www.trima.ru/medicine/atos_a.htm.
5. Цветовая фотостимуляция как способ направленной коррекции функционального состояния человека [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу:
<http://www.admin.novsu.ac.ru/uni/vestnik.nsf/All/16AA76A85CB4AD3BC3256727002E7B8A>
6. Фотостимуляция центрального зрения при рефракционной амблиопии [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://med.by/methods/pdf/78-0603.pdf>
7. Офтальмотерапевтический лазерный аппарат «Спекл-М» [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://www.tiamed.ru/Pribory-dlya-issledovaniya-i-vostranovleniya-binokulyarnogo-zreniya/Spekl-M.html>
8. Технические характеристики МАКДЭЛ-08 «Спекл» » [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://xn--80aaoaijp1bgbu5n.xn-->
9. Лазерный ретинальный стимулятор [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://ifanbel.bas-net.by/russian/stimul.html>

10. Аберометрія оптичної системи ока людини: моногр. / І.Г. Чиж, Г.С. Тимчик, Т.О. Шиша та ін. – К.: НТУУ «КПІ», 2013. – 292 с. – Бібліогр.: с. 281-290. – 300 пр.
11. Сысоева И.В. Современное представление о биологическом действии магнитных полей и их применение в медицине / И.В. Сысоева // Журнал «Медицинские новости», №4, 2005, — С. 21-28.
12. Чернышев И. А «Методическое пособие по эксплуатации магнито-ИК-светолазерного терапевтического аппарата «Милта-Ф-5-01» / И. А Чернышев // ЗАО «НПО Космического приборостроения». – М., 2003. – 29 с.
13. Лазерна фізика: Підручник / В. І. Григорук, П. А. Коротков, А. І. Хижняк. – К. : “МП Леся”, 1997. –480 с.
14. Звелто О. Принципы лазеров: Пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 560с.
15. Беляев В.П. Лазеры в клинической медицине: руководство для врачей. В.П. Беляев, А.С. Федоров, Б.Н. Малышев. М.: Медицина, 1996.
16. Лисенко Г.Л., Тужанський С.Є. Методичні вказівки до виконання курсового проекту з дисципліни Основи квантової електроніки та лазерної техніки. – Вінниця: ВНТУ, 2003. – 28 с.
17. Байбородин Ю.В. Основы лазерной техники.- Киев:- Вища школа. Головное издательство, 1981– 408 с.
18. Парфёнов Е.М. Проектирование конструкций радиоэлектронной аппаратуры – М.: Радио и связь, 1989 – 272 с.
19. В.П. Кожем’яко та ін. Схемотехніка сучасного приладобудування. Частина 3. Оптичні сенсори. – Вінниця: ВДТУ, 2002. – 163 с.
20. Бондарчук Я.М. Технологія і обробка оптичних матеріалів. Львів: Ліга-Прес, 2001. – 242 с.
21. ATmega16, ATmega16L 8-разрядные микроконтроллеры с 16 Кбайтами внутрисистемно программируемой Flash памяти [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу:
<http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/ic/Atmel/micros/avr/atmega16.htm>
22. Звелто О. Принципы лазеров. – М.: " Мир", 1984. – 400с.

23. Зверев В.А., Кривоустова Е.В., Точилина Т.В. Оптические материалы. Часть 1. Учебное пособие для конструкторов оптических систем и приборов. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. – 244 с.

24. ДСН 239-96. Державні санітарні норми і правила захисту населення від впливу електромагнітних випромінювань.

25. СанПиН 5804-91. Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров.

26. Федоров С.М. Сучасні погляди на магнітолазерну і фотوماгнітну терапію та їх застосування в неврологічній практиці / С.М. Федоров // Фотобіологія та фотомедицина, №1 (2), 2016. — С. 38-50.

27. [Електронний ресурс] <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2017/paper/view/2817>

28. Збірник наукових праць Всеукраїнського форуму студентів політехнічних університетів. – Миколаїв: МТУ «Миколаївська політехніка», 2017. - 80 с. Аврамчук О.Б. Інформаційні технології для оброблення томографічних зображень сітківки ока.

29. 10. Козловський В. О. Економіка, організація виробництва та менеджмент в дипломних роботах. Навчальний посібник / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2004. – 94 с.

Додаток А
(обов'язковий)

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем та автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. зав. кафедри лазерної та
оптикоелектронної техніки
д.т.н., професор
_____ Н.І. Заболотна
“__” _____ 2019 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання магістерської кваліфікаційної роботи

Метод і засіб світлодіодної фотостимуляції очей

08-04 МКР.004.00.000.ТЗ

спеціальність 152 – «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»
освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

Науковий керівник,
к.т.н., доцент

_____ С.Є. Тужанський

Магістрант гр. ЛТО-18м

_____ О.Б. Аврамчук

Вінниця, 2019 р.

1. Підстава для виконання магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)

Робота виконується на підставі наказу ректора ВНТУ № _____ від _____ 2019 р. та індивідуального завдання на МКР.

2. Мета та призначення МКР

Метою МКР розширення функціональних можливостей світлодіодного пристрою для фотостимуляції очей.

Призначення розробки – виконання магістерської кваліфікаційної роботи.

3. Вихідні дані для виконання МКР

Склад засобу:

- випромінювальний блок (модулі на основі світлодіодів із довжинами хвиль 440нм, 540нм, 660нм, відповідно);
- електронний блок керування (живлення, таймер, регулювання потужності випромінювачів, модуль індикації);
- блок електроенцефалограми.

4. Вимоги до виконання МКР

- провести порівняльний аналіз та класифікацію сучасних терапевтичних засобів фотостимуляції,
- удосконалити метод світлодіодної фотостимуляції для лікувань захворювань очей;
- розрахувати характеристики модуля випромінювачів і схеми узгодження, розробити структурну схему засобу ритмічної фотостимуляції;
- розрахувати економічну доцільність розробки та основні економічні показники її впровадження.

5. Джерела розробки

30. Аберометрія оптичної системи ока людини: моногр. / І.Г. Чиж, Г.С. Тимчик, Т.О. Шиша та ін. – К.: НТУУ «КПІ», 2013. – 292 с. – Бібліогр.: с. 281-290. – 300 пр.

31. Сысоева И.В. Современное представление о биологическом действии магнитных полей и их применение в медицине / И.В. Сысоева // Журнал «Медицинские новости», №4, 2005, — С. 21-28.

32. Чернышев И. А «Методическое пособие по эксплуатации магнито-ИК-светолазерного терапевтического аппарата «Милта-Ф-5-01» / И. А Чернышев // ЗАО «НПО Космического приборостроения». – М., 2003. – 29 с.

33. Лазерна фізика: Підручник / В. І. Григорук, П. А. Коротков, А. І. Хижняк. – К. : “МП Леся”, 1997. –480 с.

34. Звелто О. Принципы лазеров: Пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 560с.

6. Етапи МКР та очікувані результати

№ пп	Назва етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	кінець	
1	Аналіз методів і засобів лазерної терапії та опромінення крові			Аналітичний огляд літературних джерел, задачі дослідження, розділ 1 ПЗ
2	Моделі і методи аналізу взаємодії лазерного випромінювання із біотканинами (шкіра, кров)			Розділ 2 ПЗ
3	Вибір елементної бази, проектування і розрахунок основних характеристик засобу лазерного опромінення крові із пульсоксиметричним контролем			Розділ 3 ПЗ
4	Розробка медико-технічних вимог, аналіз лазерної безпеки засобу			Розділ 4 ПЗ
5	Розрахунок економічних показників			Розділ 5 ПЗ
5	Оформлення пояснювальної записки та презентації			Пояснювальна записка, презентація

7. Матеріали, що виносяться до захисту МКР

Пояснювальна записка МКР, графічні та ілюстративні матеріали, протокол попереднього захисту МКР на кафедрі, відгук наукового керівника, анотації до МКР українською та англійською мовами.

8. Порядок контролю виконання та захисту МКР

Виконання етапів, оформлення графічної та розрахункової документації МКР контролюється науковим керівником згідно зі встановленими термінами. Захист МКР. Захист МКР відбувається на засіданні Державної екзаменаційної комісії (ДЕК), затвердженої наказом ректора.

9. Вимоги до оформлення МКР

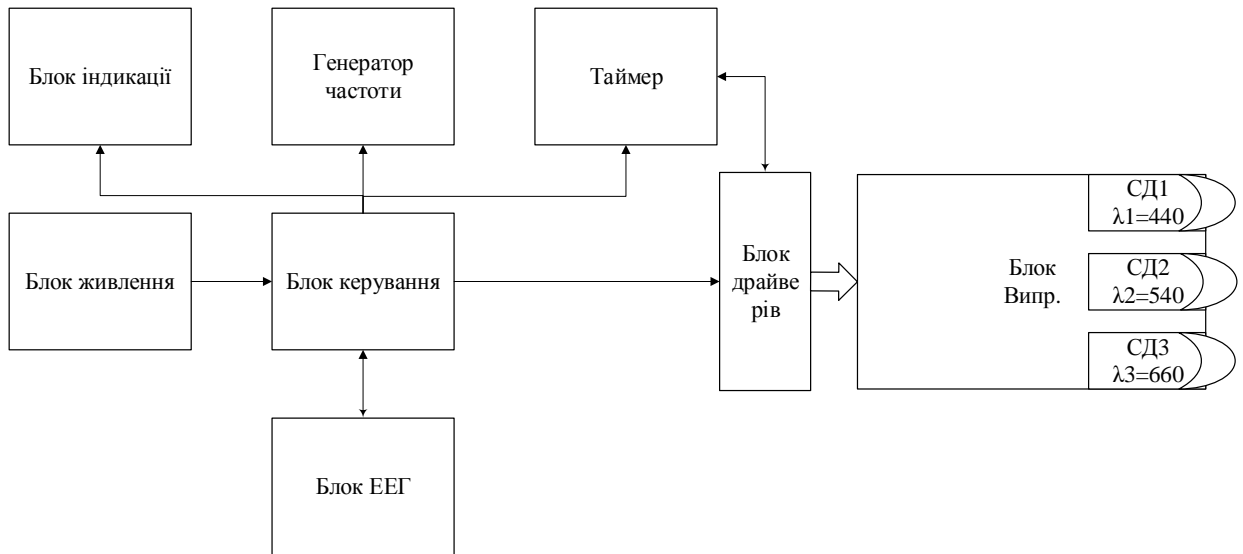
Оформлення магістерської роботиповинно відповідати вимогам, викладеним у ДСТУ 3008:2015. Звіти в сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення.

10. Вимоги щодо технічного захисту інформації в МКР з обмеженим доступом

Відсутні.

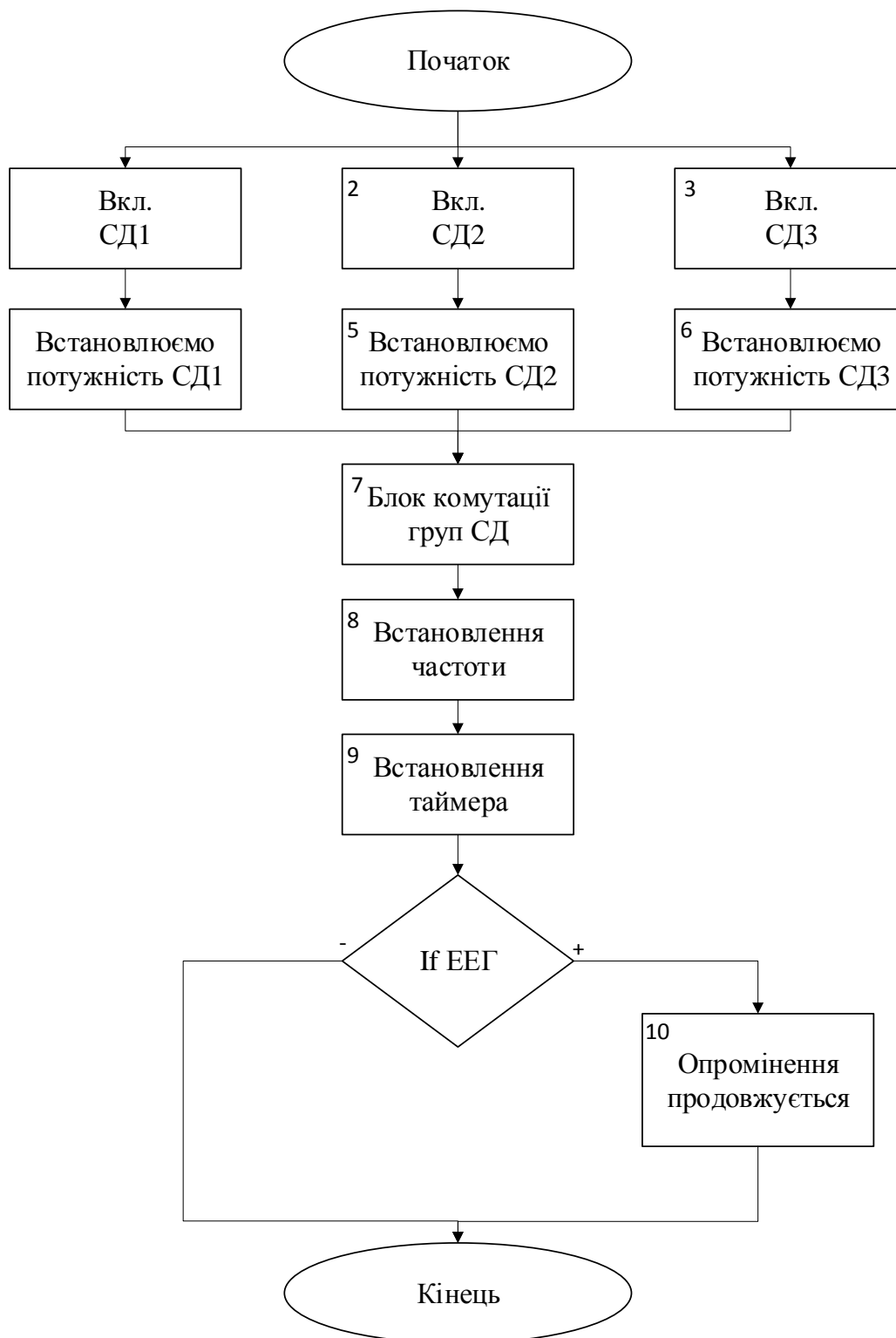
Додаток В
(ілюстративний)

Структурна схема терапевтичного пристрою

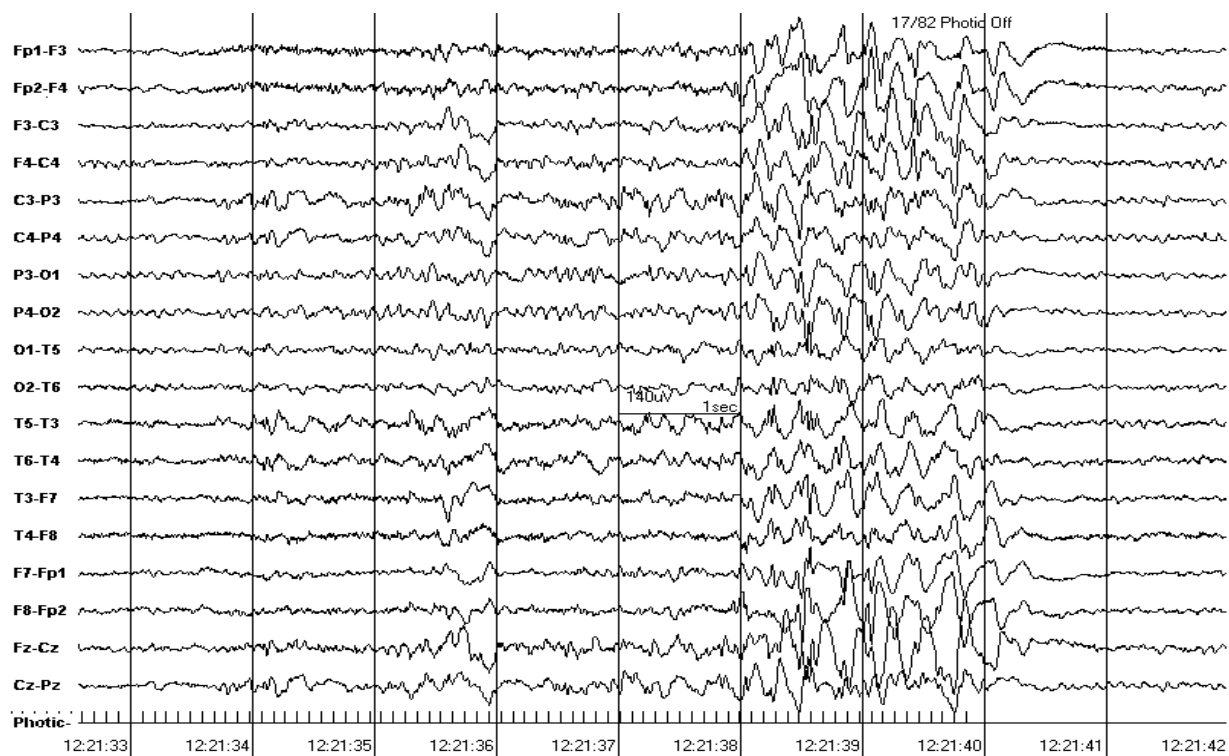


Додаток Г
(ілюстративний)

Алгоритм терапевтичного пристрою



Додаток Д
(ілюстративний)
Результат роботи електроенцефалограми



Додаток Е
(ілюстративний)

Макет розроблювального пристрою

