

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Бакалаврська кваліфікаційна робота на тему:

**ПРИЛАД ДЛЯ НИЗЬКО-ІНТЕНСИВНОЇ СВІТЛОВОЇ ТЕРАПІЇ БІОЛОГІЧНИХ
ТКАНИН**

Виконала: студентка 4 курсу,
групи БМІ-216,
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Мазур В. В.

Керівник: д-р філос., ст. викл. каф. БМІОЕС

 Криворучко І. О.

« 13 » 06 2025 р.

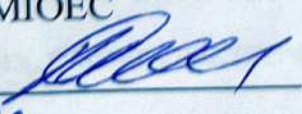
Рецензент: к.т.н., ст. викладач каф. ІКСТ

 Макогон В. І.

« 13 » 06 2025 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри БМІОЕС

Коваль Л. Г. 

« 16 » 06 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Бакалавр
Спеціальність 163 Біомедична інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри БМІОЕС
к. т. н., доцент Коваль Л. Г.



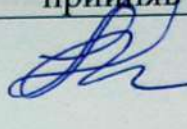
«20» 03 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на бакалаврську кваліфікаційну роботу
студентці Мазур Вікторії Василівні, гр. БМІ-216

1. Тема БДР «Прилад для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин», керівник роботи ст. викладач каф. БМІОЕС, доцент Криворучко Іван Олександрович, затверджені наказом ВНТУ від 20 березня 2025 року № 97.
2. Строк подання студентом роботи – до 02.06.2025 р.
3. Вихідні дані для роботи: переносний портативний багатоканальний прилад, LED-випромінювачі різної довжини хвилі; напруга живлення 12 В, споживана потужність – не більше 6 Вт, габаритні розміри – не більше 200 x 150 x 80 мм, маса – не більше 300 г, ймовірність відмови – не більше $15,0 \times 10^{-6}$ год⁻¹.
4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити): 1. Фізичні основи фотодинамічної терапії; 2. Огляд аналогів. 3. Конструкторський розділ.
4. Опрацювання питань охорони праці.
5. Зміст ілюстративної частини (з точним зазначенням обов'язкових креслеників): схема структурна, схема електрична принципова, плата друкована, складальний кресленик плати.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Криворучко І. О., д-р філос., ст. викл. кафедри БМІОЕС	 20.03.2025	 13.06.2025
Охорона праці	Дембіцька С. В., д. п. н., професор кафедри БЖДПБ	 24.03.25	 30.05.25

7. Дата видачі завдання 20 березня 2025 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів БДР	Строк виконання етапів БДР	Примітка
1	Формування та затвердження теми бакалаврської кваліфікаційної роботи (БКР)	До 20.03.2025	
2	Виконання спеціальної частини БКР. Перший рубіжний контроль виконання БКР	До 21.04.2025	
3	Виконання спеціальної частини БКР. Другий рубіжний контроль виконання БКР	До 19.05.2025	
4	Виконання розділу «Охорона праці»	До 30.05.2025	
5	Попередній захист БКР	06.06.2025	
6	Нормоконтроль БКР	09.06.2025	
7	Рецензування БКР	13.06.2025	
8	Захист БКР	20.06.2025	

Студент


(підпис)

Вікторія МАЗУР

Керівник роботи


(підпис)

Іван КРИВОРУЧКО

АНОТАЦІЯ

Мфзур В. В. БКР на тему «Прилад для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин». Вінниця : ВНТУ, 2025. 83 с.

Українською мовою. 2 рис., 8 табл., бібліогр. 45 найм.

В бакалаврській кваліфікаційній роботі розглянуто принцип роботи, терапевтичний ефект та перспективи розвитку приладів для динамічної фототерапії біологічних тканин світловим випромінюванням різної довжини хвилі. Проаналізовані існуючі прилади та умови їх експлуатації. В роботі розроблено структурну схему приладу для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин, сформовано схему електричну принципову, розроблено друковану плату, здійснено компонування приладу, а також опрацьовані питання охорони праці при його виготовленні.

ABSTRACT

Mazur V. V. Bachelor thesis on the topic «Device for low-intensity light therapy of biological tissues». Vinnytsia : VNTU, 2025. 83 p.

In Ukrainian. Figs. 2, Tables 8, Refs. 45.

The bachelor's thesis considers the principle of operation, therapeutic effect and prospects for the development of devices for dynamic phototherapy of biological tissues with light radiation of different wavelengths. Existing devices and their operating conditions are analyzed. The work develops a structural diagram of a device for low-intensity light therapy of biological tissues, forms an electrical schematic diagram, develops a printed circuit board, implements the layout of the device, and also addresses issues of labor protection during its manufacture.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	5
1. ДОСЛІДЖЕННЯ ФІЗИЧНИХ ОСНОВ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОГО СВІТЛОВОГО ВПЛИВУ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ.....	8
1.1 Випромінювання оптичного діапазону.....	8
1.2 Вплив оптичного випромінювання на біологічні тканини.....	11
1.3 Спектроскопія біологічних хромофорів.....	14
1.4 Характер взаємодії поліхроматичного та когерентного оптичного випромінювання з біологічними тканинами.....	17
1.5 Особливості низькоінтенсивного випромінювання у фотобіомодуляції...	19
1.6 Технічні аспекти генерації і контролю параметрів світлового випромінювання для терапії.....	22
1.7 Терапевтична дія оптичного випромінювання та його медичне застосування.....	24
1.8 Висновки до розділу 1.....	27
2 ОГЛЯД ТЕХНІЧНИХ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ ЗДІЙСНЕННЯ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОЇ СВІТЛОВОЇ ТЕРАПІЇ.....	29
2.1 Історичний розвиток приладів для світлової терапії.....	29
2.2 Типи світлових джерел та їх основні характеристики в низькоінтенсивній світловій терапії.....	30
2.3 Порівняльний аналіз провідних моделей приладів на ринку.....	32
2.4 Сучасні конструктивні рішення, інновації та перспективи розвитку приладів для низько-інтенсивної світлової терапії.....	36
2.5 Висновки до розділу 2.....	38
3. РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПРИЛАДУ ДЛЯ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОЇ СВІТЛОВОЇ ТЕРАПІЇ.....	39
3.1 Аналіз схеми електричної принципової.....	39
3.2 Оцінка та вибір елементної бази.....	41
3.3 Компонування пристрою.....	43
3.4 Розрахунок надійності пристрою.....	48

3.5 Обґрунтування вибору оптимального рішення проєкту.....	51
3.6 Проєктування конструкції друкованої плати.....	52
3.7 Технологія виготовлення та складання пристрою.....	52
3.8 Висновки до розділу 3.....	56
4 ОХОРОНА ПРАЦІ	58
4.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи.....	58
4.1.2. Електробезпека приміщення.....	61
4.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.....	61
4.2.1 Мікроклімат	61
4.2.2 Склад повітря робочої зони.....	62
4.2.3 Виробниче освітлення	63
4.2.4 Виробничий шум.....	64
4.2.5 Виробничі випромінювання.....	65
4.3 Пожежна безпека.....	65
4.3.1 Технічні рішення системи запобігання пожежі	67
4.3.2 Технічні рішення системи протипожежного захисту.....	67
ВИСНОВКИ.....	70
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	73
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина	77
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки на наявність текстових запозичень	83

ВСТУП

Актуальність теми. У сучасній медичній практиці дедалі більшої уваги набувають методи неінвазивного лікування, які поєднують ефективність та безпеку для пацієнта. Одним із таких напрямів є низькоінтенсивна світлова терапія, що базується на використанні оптичного випромінювання видимого або ближнього інфрачервоного діапазону з малою потужністю для стимуляції біологічних процесів у тканинах. Цей метод демонструє перспективні результати в реабілітації, фізіотерапії, дерматології, стоматології, а також при лікуванні хронічних запальних процесів та прискоренні загоєння ран.

Незважаючи на зростаючу кількість клінічних досліджень, що підтверджують позитивний ефект НІСЛТ, подальше поширення цього методу стримується відсутністю уніфікованих технічних рішень, які забезпечують стабільні параметри випромінювання, точне дозування енергії та адаптацію до різних типів тканин і клінічних задач. Крім того, існуючі прилади нерідко мають обмежений спектр налаштувань або потребують значних фінансових витрат, що ускладнює їх застосування в широкій медичній практиці, зокрема в умовах амбулаторного прийому та в домашніх умовах.

Таким чином, розробка компактного, економічно доступного та функціонально адаптивного приладу для низькоінтенсивної світлової терапії є актуальним завданням сучасної біомедичної інженерії. Такий прилад має враховувати фізіологічні особливості впливу світла на біологічні тканини, відповідати вимогам безпеки та гнучкості в налаштуванні терапевтичних режимів. Вирішення цього завдання сприятиме ширшому впровадженню світлової терапії у практику, зниженню медикаментозного навантаження на пацієнтів та підвищенню ефективності лікування.

Мета. Вивчення теоретичних основ впливу низькоінтенсивної світлової терапії, а також розробка конструкції ефективного і збалансованого приладу для оптичної фотодинамічної терапії.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Провести аналіз технічних аспектів реалізації методу оптичного впливу низькоінтенсивним випромінюванням на біологічні об'єкти.
2. Сформулювати технічні вимоги до об'єкта проєктування.
3. Проаналізувати сучасні методи і технічні засоби для здійснення низькоінтенсивної оптичної стимуляції біооб'єктів.
4. Виконати аналіз принципової електричної схеми майбутнього пристрою.
5. Дослідити та обрати оптимальну елементну базу для реалізації функціональних вузлів приладу.
6. Провести компонувальне проєктування пристрою.
7. Здійснити конструкторські розрахунки друкованої плати.
8. Оцінити технологічність виготовлення пристрою та визначити відповідні показники.

Об'єкт дослідження. Процес низькоінтенсивної оптичної стимуляції біологічних тканин.

Предмет дослідження. Принципи побудови, технічні характеристики та конструктивні рішення приладу для реалізації методу низькоінтенсивної світлодіодної терапії.

Методи дослідження. Системного аналізу при огляді літературних джерел відповідно до мети роботи, імітаційного моделювання для вивчення роботи приладу, математичної статистики при розрахунках економічної частини, а також теорія біотехнічних систем під час розробки конструкції пристрою і проєктування друкованої плати.

Практичне значення отриманих результатів полягає в розробці структурної та принципової схеми приладу для стимуляції біологічних об'єктів за методикою фотодинамічної терапії, а також у створенні конструкції нового оптимально збалансованого, економічного та зручного в експлуатації пристрою з використанням мікроконтролера, що забезпечує швидкий вибір програм і налаштування параметрів сеансу терапії.

Достовірність теоретичних положень роботи забезпечується чіткістю формулювання задач, коректним використанням алгоритмів і методів у процесі обґрунтування наукових положень, суворим виведенням аналітичних залежностей, а також порівнянням отриманих результатів із відомими даними.

1. ДОСЛІДЖЕННЯ ФІЗИЧНИХ ОСНОВ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОГО СВІТЛОВОГО ВПЛИВУ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ

1.1 Випромінювання оптичного діапазону

Оптичний діапазон електромагнітного випромінювання охоплює спектр довжин хвиль від приблизно 100 нанометрів до 1 мікрометра, що включає ультрафіолетове (УФ), видиме світло і ближнє інфрачервоне (ІЧ) випромінювання (рис. 1.1). Цей діапазон є одним із найбільш досліджених у фізиці та техніці, оскільки він лежить у межах, де електромагнітні хвилі активно взаємодіють із матеріями, зокрема з біологічними тканинами, мінералами, напівпровідниками та іншими середовищами. Важливість оптичного випромінювання обумовлена його унікальними властивостями, що роблять можливим точне керування енергією, спектральними характеристиками та просторовим розподілом світла, а також численні прикладні застосування — від оптичних комунікацій до медичної терапії.

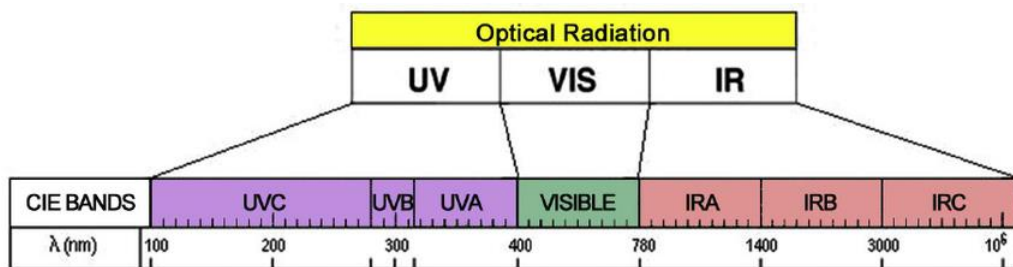


Рисунок 1.1 – Діапазони довжин хвиль оптичного випромінювання[1]

Фундаментальною характеристикою будь-якого електромагнітного випромінювання є довжина хвилі, яка визначає фізичну природу світла. Ультрафіолетова частина спектра має коротку довжину хвилі (100–400 нм) і відповідно високу енергію фотонів, що робить її здатною ініціювати фотохімічні реакції, а також руйнувати молекулярні зв'язки. Ультрафіолетове випромінювання широко використовується в дезінфекції, фотолітографії та

аналізі матеріалів, але водночас вимагає обережного застосування через потенційну шкоду живим організмам. Видимий спектр (400–700 нм) є безпосередньо сприйманим людським оком, що визначає його центральне значення в оптичній технології та освітленні. Довжина хвилі в цьому діапазоні визначає колір світла — від фіолетового до червоного — і безпосередньо пов'язана з енергетикою фотонів. Ближнє інфрачервоне випромінювання (700 нм – 1 мкм) характеризується більш низькою енергією, проте його довші хвилі дозволяють проникати глибше у матеріали та тканини, що є перевагою для різноманітних медичних і промислових застосувань.

Важливою фізичною характеристикою оптичного випромінювання є його спектральна ширина — тобто розподіл інтенсивності світла по довжинах хвиль. Джерела світла можуть бути монохроматичними, випромінюючи світло однієї довжини хвилі або вузького спектра, або широкосмуговими — з широким спектром довжин хвиль. Наприклад, лазери забезпечують високу монохроматичність і когерентність, що дозволяє досягати вузьких променів із дуже стабільними параметрами. Світлодіоди ж мають ширший спектр випромінювання і меншу когерентність, що знижує їх чутливість до дифракції і дозволяє більш рівномірно розподіляти світловий потік.

Когерентність, як показник взаємної узгодженості фазових коливань, поділяється на просторову і тимчасову. Просторова когерентність відображає, наскільки хвилі узгоджені у просторі, що важливо для фокусування променя, тоді як тимчасова когерентність характеризує стабільність фази у часі. Лазерне випромінювання є прикладом високої когерентності, що робить його незамінним у багатьох точних оптичних експериментах та технологіях. Світлодіоди і інші неперервні джерела випромінювання зазвичай мають низьку когерентність, що корисно для застосувань, де необхідне розсіяне або дифузне світло.

Інтенсивність світлового потоку — це кількість енергії, яка переноситься світлом через одиницю площі за одиницю часу. Вона залежить від потужності джерела, оптичної конструкції системи, відстані від джерела і

коефіцієнтів поглинання та розсіювання середовища. В оптичних приладах інтенсивність регулюється для забезпечення необхідного ефекту, наприклад, у терапевтичних процедурах інтенсивність світла повинна бути достатньою для активації біологічних процесів, але не настільки великою, щоб викликати термічні пошкодження. У наукових приладах висока стабільність інтенсивності є запорукою точності вимірювань.

Поляризація світла визначає напрямок коливань електричного вектора хвилі. Світло може бути лінійно, колове або випадково поляризованим. Керування поляризацією дає змогу впливати на властивості світла, зокрема на його відбиття, заломлення, поглинання і взаємодію з анізотропними матеріалами. Поляризаційні фільтри, кристали і спеціальні покриття широко застосовуються для створення оптичних систем з необхідними характеристиками.

Напрявленість і дивергенція променя визначають, наскільки світловий потік зосереджений у просторі. Лазерні промені мають дуже високу спрявленість і малу дивергенцію, що дозволяє передавати енергію на великі відстані з мінімальними втратами. Навпаки, світлодіодне світло розсіюється у більший кут, що корисно для освітлення великих площ або створення дифузного світла.

Джерела випромінювання в оптичному діапазоні різноманітні: від класичних ламп розжарювання і газорозрядних ламп до сучасних світлодіодів і лазерів. Світлодіоди є одними з найпоширеніших джерел світла, оскільки вони мають високу енергоефективність, тривалий термін служби і можливість створення компактних і портативних пристроїв. Лазери, у свою чергу, через свою високу когерентність і монохроматичність, застосовуються у сфері комунікацій, медицині, науці, промисловості та військових технологіях. Поширення технологій виготовлення оптичних приладів у поєднанні з удосконаленням методів контролю параметрів випромінювання забезпечує розширення сфери застосування оптичного випромінювання[2].

Таким чином, оптичне випромінювання — це унікальний фізичний феномен із широким спектром довжин хвиль і багатограними властивостями, що робить його одним із ключових інструментів сучасної науки і техніки. Глибоке розуміння фізичних характеристик цього випромінювання є основою для створення нових приладів, ефективних технологій і методик, які знаходять застосування в найрізноманітніших сферах людської діяльності.

1.2 Вплив оптичного випромінювання на біологічні тканини

Оптичне випромінювання у видимому та ближньому інфрачервоному спектрах є унікальним фізичним чинником, який здатен безпосередньо взаємодіяти з біологічними тканинами, ініціюючи складні фізіологічні та біохімічні процеси, що лежать в основі сучасних методів низькоінтенсивної світлової терапії. Це випромінювання, яке характеризується довжинами хвиль приблизно від 400 до 1100 нанометрів, володіє достатньою енергією для фотонного впливу на клітинні структури, але при цьому не викликає термічного або іонізуючого ушкодження тканин. Взаємодія світла з біологічними середовищами відбувається через механізми поглинання, розсіювання, відбиття і трансмісії, які безпосередньо визначають глибину проникнення світлового потоку, локалізацію поглинання енергії та інтенсивність біологічної відповіді.

На молекулярному рівні ключовим процесом є поглинання фотонів специфічними внутрішньоклітинними хромофорами, серед яких особливе значення мають мітохондріальні ферменти, насамперед цитохром-с оксидаза — компонент дихального ланцюга, який каталізує кінцевий етап окиснення і відповідає за синтез основної частини клітинного АТФ. Поглинання фотонів довжин хвиль у терапевтичному діапазоні (600–900 нм) призводить до змін у конфігурації ферменту, що підвищує активність окисно-відновних реакцій, збільшує електронний транспорт і мембранний потенціал мітохондрій. Результатом цих процесів є стимуляція аеробного метаболізму та підвищення

продукції енергії, необхідної для репарації клітинних структур, регуляції імунних відповідей і підтримки гомеостазу. Крім того, активація цитохром-с оксидази супроводжується проміжним утворенням реактивних форм кисню (ROS), які, при контрольованих концентраціях, виконують роль сигнальних молекул, індукуючи експресію антиоксидантних ферментів та генів, що беруть участь у клітинному захисті та виживанні.

Крім мітохондріальних компонентів, оптичне випромінювання впливає на мембранні рецептори, зокрема на іонні канали, такі як TRP (transient receptor potential) канали, які реагують на зміни температури і хімічного середовища. Світло може спричиняти відкриття цих каналів, що призводить до припливу іонів кальцію у клітину, ініціюючи каскад внутрішньоклітинних реакцій, які регулюють клітинну проліферацію, міграцію, диференціацію та апоптоз. Окрім кальцію, суттєвою є роль оксиду азоту (NO), який у відповідь на світловий стимул утворюється у клітинах ендотелію, нейронах і макрофагах. NO має виражений вазодилатуючий ефект, сприяє покращенню мікроциркуляції, стимулює ангіогенез і посилює регенеративні процеси в тканинах[3].

Світлова терапія також впливає на міжклітинний матрикс, де відбувається активізація фібробластів із підвищенням синтезу колагену типу I і III, еластину та глікозаміногліканів, що покращує еластичність та міцність сполучної тканини. Такі ефекти мають важливе значення у лікуванні ран, опіків, хронічних виразок та інших патологій, пов'язаних із порушенням структури тканин і їх здатності до відновлення. Стимуляція фібробластів також підсилює виділення факторів росту, включно з VEGF, який відповідає за формування нових кровоносних судин, необхідних для доставки поживних речовин і кисню до зони ушкодження.

Важливо зазначити, що біоактивність оптичного випромінювання має дозозалежний характер, описуваний біфазною кривою Арндта-Шульца, за якою надмірно низькі дози світла не викликають значущих змін, оптимальні дози стимулюють процеси відновлення і регуляції, а занадто високі можуть

призводити до пригнічення клітинної активності або навіть до ушкоджень. Цей феномен ускладнює підбір параметрів терапії, вимагаючи точного визначення спектра, інтенсивності, тривалості і режиму імпульсів світла для конкретного біологічного об'єкта та патологічного стану[4].

Проникнення оптичного випромінювання у тканини обмежується фотонним розсіюванням, переважно за рахунок мікроструктурних неоднорідностей, таких як клітинні мембрани, колагенові волокна, капіляри, та поглинанням хромофорами. Для моделювання цих процесів застосовують математичні підходи — рівняння переносу променевої енергії, методи Монте-Карло та дифузійні моделі, які дозволяють прогнозувати розподіл світлової енергії за глибиною і площиною тканини. У практичному застосуванні враховують, що максимально ефективний терапевтичний ефект досягається у діапазоні червоного та ближнього інфрачервоного світла, де спостерігається баланс між глибиною проникнення і енергією поглинання.

На клітинному та тканинному рівнях оптичне випромінювання модулює активність численних сигнальних шляхів, серед яких варто відзначити MAPK/ERK, PI3K/Akt, а також вплив на апоптозні і антиапоптозні механізми. Ці сигнальні каскади регулюють процеси проліферації, виживання та диференціації клітин, що є фундаментальними для підтримки гомеостазу і відновлення ушкоджень. Світлова терапія сприяє зменшенню запальних процесів шляхом зниження рівня прозапальних цитокінів (TNF- α , IL-1 β , IL-6) і одночасним підвищенням антизапальних медіаторів. Вона також активує імунокомпетентні клітини — макрофаги і Т-лімфоцити, що забезпечує більш ефективну реакцію організму на пошкодження та інфекцію.

Імуномодуючий ефект світлового впливу доповнюється змінами у синтезі оксиду азоту і простагландинів, які регулюють кровоток і процеси загоєння. Зниження оксидативного стресу, підтримане активацією антиоксидантних систем (каталазою, супероксиддисмутазою), зменшує пошкодження ДНК і ліпідів клітинних мембран, що є критично важливим для збереження життєздатності тканин у стресових умовах. Світлова терапія,

таким чином, виступає як комплексний фізіотерапевтичний метод, що поєднує активацію метаболізму, підтримку клітинного гомеостазу, стимуляцію регенерації та імунний контроль.

У сучасних біофізичних дослідженнях широко застосовують спектроскопічні методи для вивчення параметрів поглинання та флуоресценції біологічних хромофорів, що дає змогу деталізувати механізми фотостимуляції. Використання імпульсного світла, лазерів з різною когерентністю і світлодіодних джерел забезпечує можливість моделювання різних режимів опромінення, які впливають на клітинні реакції по-різному. Враховуючи високий рівень складності взаємодії світла з живими тканинами, сучасні прилади для фототерапії проектуються з урахуванням адаптивних систем контролю інтенсивності, спектра і тривалості впливу, що дозволяє оптимізувати лікувальні ефекти при мінімізації побічних реакцій[3].

Отже, детальне розуміння фізичних, молекулярних та клітинних механізмів взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами є критично важливим для розробки ефективних методів світлової терапії. Вивчення цих аспектів забезпечує наукову основу для створення нових приладів, які можуть не лише точно дозувати світлову енергію, але й максимально адаптувати терапевтичний вплив до індивідуальних особливостей пацієнта, типу ураженої тканини та клінічної ситуації. Такий підхід відкриває перспективи широкого впровадження фототерапії в медичну практику як безпечного, нетоксичного і ефективного методу лікування різноманітних захворювань.

1.3 Спектроскопія біологічних хромофорів

Спектроскопічні методи дослідження біологічних хромофорів мають фундаментальне значення для розуміння фізико-хімічних процесів, які відбуваються у біологічних тканинах під впливом оптичного випромінювання. Біологічні хромофори — це специфічні молекули, що здатні вибірково

поглинати фотони в певних діапазонах довжин хвиль, завдяки чому вони відіграють ключову роль у численних біохімічних реакціях і фізіологічних процесах. Детальний аналіз спектральних характеристик таких молекул дозволяє не лише зрозуміти механізми фотостимуляції на молекулярному та клітинному рівнях, а й оптимізувати параметри світлової терапії для досягнення максимального терапевтичного ефекту з мінімальними побічними явищами.

Основні біологічні хромофори, які досліджуються за допомогою спектроскопії, включають гемоглобін, міоглобін, меланін, флавопротеїни, а також мітохондріальні ферменти, зокрема цитохром-с оксидазу, що є ключовим компонентом дихального ланцюга клітин. Кожен із цих компонентів має унікальні спектральні піки поглинання, які залежать від хімічної структури, окисного стану та фізіологічного середовища. Наприклад, гемоглобін демонструє характерні поглинальні піки в діапазоні видимого світла — Soret-пік біля 415 нм і Q-банди в межах 540–580 нм, які змінюються залежно від рівня оксигенації, що широко використовується у неінвазивних методах діагностики тканинної оксигенації, таких як пульсоксиметрія. Міоглобін, за структурою подібний до гемоглобіну, має дещо відмінні спектральні властивості, що дає змогу їх розрізняти у спектроскопічних дослідженнях.

Флуоресцентна спектроскопія дозволяє відстежувати процеси збудження та релаксації молекул, що важливо для вивчення фотохімічних реакцій у живих клітинах. Використання лазерів з різною когерентністю, світлодіодних джерел і імпульсного світла відкриває можливості моделювання широкого спектра режимів опромінення — від безперервного до імпульсного, кожен з яких викликає специфічні біологічні реакції. Імпульсні режими, зокрема, дозволяють підвищити селективність фотостимуляції, активуючи окремі фотохімічні та біохімічні шляхи, одночасно знижуючи термічне навантаження на тканини, що є важливим для безпеки і комфорту пацієнтів.

Сучасні спектроскопічні підходи включають не лише класичну абсорбційну та флуоресцентну спектроскопію, а й фотолюмінесценцію, часороздільну флуоресценцію, багатофотонну спектроскопію та спектроскопію в ультракороткому часовому масштабі. Ці методи дають змогу отримувати не тільки спектральні дані, а й досліджувати кінетику та динаміку фотохімічних процесів у реальному часі, оцінювати ефективність енергетичного переносу, взаємодію між молекулами, структурні зміни на рівні клітин і тканин. Завдяки цьому можна глибше зрозуміти, як світлове випромінювання впливає на клітинний метаболізм, активність ферментів, окисно-відновні реакції, а також на сигнальні шляхи, які регулюють життєво важливі функції клітин.

Взаємодія світла з біологічними тканинами є вкрай складним процесом через неоднорідність структури тканин, наявність численних шарів з різними оптичними властивостями, а також множину фоточутливих молекул, які мають різні спектри поглинання і механізми дії. Біологічні тканини характеризуються значним розсіюванням і поглинанням світла, що ускладнює пряме проникнення фотонів і впливає на глибину і якість терапевтичного впливу. Для вирішення цих проблем сучасні прилади для низькоінтенсивної світлової терапії проектуються з урахуванням адаптивних систем контролю параметрів впливу. Такі системи дозволяють динамічно регулювати інтенсивність, довжину хвилі, тривалість та режим імпульсів світла відповідно до реакції конкретного біологічного об'єкта або тканини. Це сприяє максимальному використанню терапевтичного потенціалу випромінювання при одночасному зниженні ризику побічних ефектів, таких як перегрівання або фототоксичність.

Додатково, спектроскопічні методи застосовуються для моніторингу стану тканин під час терапії в реальному часі, що дозволяє здійснювати оперативну корекцію параметрів лікування, підвищуючи його ефективність та безпеку. Використання таких підходів особливо важливе в умовах індивідуалізації лікування, коли необхідно адаптувати фототерапевтичні параметри під особливості конкретного пацієнта і характер патології[5].

Отже, спектроскопічні дослідження біологічних хромофорів і застосування сучасних оптичних методів є основою для глибокого розуміння фізичних і біохімічних механізмів фотостимуляції, що лежать в основі ефективного клінічного застосування низькоінтенсивної світлової терапії. Ці знання допомагають не лише підвищити терапевтичну ефективність, а й сприяють розробці новітніх пристроїв і технологій, які забезпечують більш точний, безпечний і комфортний для пацієнта лікувальний вплив.

1.4 Характер взаємодії поліхроматичного та когерентного оптичного випромінювання з біологічними тканинами

Особливості взаємодії поліхроматичного та когерентного оптичного випромінювання з біологічними тканинами визначаються їх фундаментальними фізичними характеристиками, що суттєво впливають на механізми фотобіологічної дії. Поліхроматичне випромінювання вирізняється широким спектральним діапазоном, охоплюючи різні довжини хвиль, кожна з яких по-різному поглинається різноманітними фоточутливими молекулами (хромофорами) тканин. Така спектральна різноманітність забезпечує синхронну активацію багатьох фотохімічних та біохімічних процесів, створюючи мультикомпонентний терапевтичний ефект. Завдяки цьому широкому спектру поліхроматичне світло може впливати на різні типи клітин, органели, ферменти і рецептори, що дозволяє охопити широкий спектр біологічних реакцій — від метаболічної активації до модуляції імунної відповіді.

Когерентне ж випромінювання, яке відрізняється вузьким спектром і високим рівнем фазової когерентності, породжує унікальні умови для взаємодії зі структурою тканини. Завдяки фазовому впорядкуванню фотонів утворюються виразні інтерференційні патерни, які створюють локалізовані зони з підвищеною або зниженою інтенсивністю світла навіть на глибоких рівнях тканини. Це явище дає можливість цілеспрямовано стимулювати певні

ділянки, що є критичним для високоточної терапії. Окрім того, когерентне світло здатне викликати нелінійні оптичні ефекти, зокрема двофотонну абсорбцію та когерентне раманівське розсіювання, що розширює спектр потенційних механізмів впливу на клітини і тканини.

Важливо відзначити, що когерентне випромінювання може здійснювати прямий механічний вплив на молекули й макромолекули через оптичні сили, які змінюють просторову орієнтацію та конформацію білків, структур цитоскелету і мембранних комплексів. Такий фізичний вплив модулює механічні та електрофізіологічні властивості клітин, впливаючи на їхню сигналізацію, міграцію, адгезію і здатність до відновлення. Це створює додаткові шляхи регуляції клітинної поведінки, які не характерні для поліхроматичного випромінювання з його більш розсіяним спектром.

З іншого боку, поліхроматичне випромінювання через свій широкий спектр та більш рівномірний розподіл енергії сприяє комплексній активації метаболічних і регуляторних процесів у великій кількості клітин, стимулюючи проліферацію, диференціацію та ангіогенез. Це забезпечує більш м'який, але всеохопний терапевтичний ефект, що підходить для стимуляції загальних процесів регенерації та імунної підтримки.

На молекулярному рівні обидва типи випромінювання запускають фотохімічні реакції через поглинання світла фоточутливими білками, такими як цитохроми, флавопротеїни, хромофори мітохондрій та інших органел. Цей процес запускає каскад внутрішньоклітинних сигнальних шляхів, включаючи MAPK/ERK, PI3K/Akt та регуляцію апоптозу, які контролюють життєвий цикл клітин, їх виживання, адаптацію та відновлення. Водночас, стимуляція мітохондріального дихального ланцюга призводить до підвищення синтезу АТФ і тимчасового збільшення утворення реактивних форм кисню (ROS), що виступають як вторинні сигнальні молекули, активуючи антиоксидантні і репаративні механізми.

Особливу роль відіграє вплив оптичного випромінювання на судинну систему тканин. Когерентне та поліхроматичне світло підсилюють синтез

оксиду азоту, який сприяє релаксації гладеньких м'язів судин і покращує мікроциркуляцію. Це забезпечує більш ефективне постачання кисню і поживних речовин, стимулює відтік метаболітів та зменшує локальні запальні процеси. В результаті відбувається посилення загоєння тканин, зниження набрякості і покращення функціонального стану уражених зон[6].

Враховуючи ці складні багаторівневі взаємодії, сучасні прилади для фототерапії розробляють із використанням адаптивних систем контролю, які дозволяють регулювати інтенсивність, спектральний склад, тривалість та режим імпульсації світлового впливу з високою точністю. Такий підхід забезпечує оптимізацію терапевтичного ефекту, підвищує безпеку процедур і мінімізує ризики побічних реакцій, адаптуючи лікування під індивідуальні потреби пацієнта.

Таким чином, розуміння відмінностей і особливостей дії поліхроматичного і когерентного оптичного випромінювання є ключовим для вибору найбільш ефективної стратегії світлотерапії, що відкриває широкі можливості для персоналізованих і мультидисциплінарних підходів у медицині.

1.5 Особливості низькоінтенсивного випромінювання у фотобіомодуляції

Низькоінтенсивне оптичне випромінювання є унікальним чинником, який взаємодіє з живими організмами через низку тонких фізіологічних і біохімічних процесів, що не призводять до нагрівання тканин, але суттєво впливають на клітинний метаболізм та функціональну активність. Цей тип випромінювання відрізняється від інтенсивних теплових джерел, оскільки його енергія спрямована на активацію фотохімічних реакцій, зокрема на взаємодію з біологічними хромофорами — молекулами, які можуть поглинати світло і передавати енергію для внутрішньоклітинних процесів. Основними мішенями такого випромінювання є мітохондріальні ферменти, перш за все

цитохром-с оксидаза, яка відіграє центральну роль у клітинному диханні і генерації аденозинтрифосфату — головного джерела енергії для біохімічних реакцій.

Поглинання фотонів у терапевтичному діапазоні довжин хвиль (приблизно 600–900 нм) запускає конформаційні зміни в цих ферментах, що підсилює активність електронного транспорту і окисно-відновних процесів, призводить до збільшення продукції енергії та підвищення мембранного потенціалу мітохондрій. Це, у свою чергу, стимулює численні сигнальні шляхи, що регулюють клітинний метаболізм, проліферацію, диференціацію та виживання клітин. Важливим аспектом є також те, що низькоінтенсивне світло модулює рівень реактивних форм кисню (ROS), які, хоча й можуть бути шкідливими у великих концентраціях, при помірних дозах відіграють роль вторинних посередників клітинної сигналізації, стимулюючи експресію антиоксидантних ферментів та генів, що забезпечують захист клітини від стресу та пошкоджень.

Фотобіомодуляція не обмежується прямою активацією ферментів і окислювальних процесів. Вона також істотно впливає на сигнальні каскади, такі як MAPK/ERK та PI3K/Akt, які визначають клітинний цикл, апоптоз і інші критичні функції клітини. Регулювання цих шляхів сприяє відновленню пошкоджених тканин, зниженню запальних реакцій та підтримці клітинного гомеостазу. Особливо важливо, що фотостимуляція зменшує експресію прозапальних цитокінів — таких як TNF- α , IL-1 β , IL-6 — водночас підвищуючи рівень антизапальних медіаторів. Це створює сприятливі умови для швидшої регенерації і зменшення хронічного запалення, що особливо актуально при лікуванні травм і хронічних захворювань.

Крім того, фототерапія впливає на імунну систему, активуючи макрофаги, Т-лімфоцити та інші імунокомпетентні клітини, які відповідають за адекватну реакцію організму на пошкодження і інфекції. Одночасно підвищується синтез оксиду азоту і простагландинів, які відіграють ключову роль у регуляції мікроциркуляції, розширенні судин і прискоренні процесів

загоєння. Ці ефекти створюють комплексний і цілісний вплив на тканини, забезпечуючи як метаболічну стимуляцію, так і оптимізацію імунних реакцій.

Важливою характеристикою низькоінтенсивного світлового впливу є його дозозалежність, яка часто описується біфазною кривою Арндта-Шульца. Цей феномен демонструє, що біологічна відповідь на світло має оптимальний діапазон дозування, нижче якого стимуляція не відбувається, а вище — може виникати пригнічення або навіть клітинне ушкодження. Це ускладнює процес вибору терапевтичних параметрів і зумовлює необхідність індивідуалізації режимів опромінення залежно від типу тканин, стану організму і характеру патології.

Сучасні технології фототерапії все більше базуються на використанні різноманітних джерел світла з регульованими параметрами, серед яких світлодіоди, лазери з різною когерентністю і імпульсні світлові генератори. Адаптивні системи контролю інтенсивності, спектра, тривалості та режиму імпульсів дозволяють підлаштовувати терапію під конкретні біологічні умови, що значно підвищує ефективність лікування та зменшує ризики побічних ефектів. Крім того, розвиток спектроскопічних методів дослідження дозволяє детально вивчати особливості поглинання і флуоресценції біологічних хромофорів, що сприяє кращому розумінню механізмів фотобіомодуляції і вдосконаленню технічних засобів[7].

Таким чином, низькоінтенсивне оптичне випромінювання забезпечує багатоплановий і делікатний вплив на живі тканини, який лежить в основі сучасних методів фототерапії. Цей вплив базується не лише на фізичних властивостях світла, а й на складній взаємодії з молекулярними структурами, клітинними сигналами та системною регуляцією організму, що відкриває широкі перспективи для клінічного застосування, біотехнологічних інновацій і фундаментальних наукових досліджень.

1.6 Технічні аспекти генерації і контролю параметрів світлового випромінювання для терапії

У сучасній фототерапії однією з найважливіших умов досягнення терапевтичного ефекту є здатність точно генерувати та контролювати параметри оптичного випромінювання відповідно до біологічних характеристик тканин. Це вимагає багатокомпонентного підходу, що поєднує фізичні принципи оптики, електроніки, матеріалознавства та програмної інженерії. Ключовим завданням є формування світлового потоку з необхідними довжинами хвиль, енергетичними характеристиками та геометричними параметрами поширення випромінювання, що дозволяє цілеспрямовано впливати на молекулярні та клітинні мішені.

На першому етапі технічної реалізації вибір джерела світла визначає доступні спектральні і когерентні властивості випромінювання. Для задач терапії широко використовуються напівпровідникові лазери, світлодіоди (LED), органічні світловипромінювальні діоди (OLED) та джерела на основі квантових точок. Кожне з них має свої переваги. Наприклад, лазери забезпечують вузькоспектральне, когерентне і поляризоване випромінювання, що особливо ефективно для цільового впливу на глибоко розташовані структури. Натомість світлодіоди забезпечують поліхроматичне випромінювання з можливістю охоплення широкого спектру активних хромофорів, що підвищує біологічну універсальність впливу. Важливо зазначити, що вибір джерела також обумовлюється потребою в тепловій стабільності, надійності, електричній ефективності та можливістю мініатюризації пристрою.

Крім вибору джерела, критичним є формування системи керування, яка має реалізовувати точну модуляцію режимів випромінювання: амплітудну, частотну, фазову, імпульсну. Використання мікроконтролерів дозволяє реалізовувати складні алгоритми зворотного зв'язку, синхронізації з біофізичними сигналами (наприклад, ЕКГ або температурою тканин), а також

дистанційне керування режимами через інтерфейси Bluetooth або Wi-Fi. В умовах клінічного застосування важливим є забезпечення надійності системи управління, її електромагнітної сумісності, швидкого відгуку, захисту від перегріву та перевантаження по струму.

Оптична частина приладу — ще один визначальний блок, який формує просторову структуру випромінювання. Сюди входять лінзи, світловоди, дифузори, відбивачі, коліматори, фокусуючі системи та системи просторової модуляції світла. Наприклад, використання асферичних лінз дозволяє зменшити аберації та сфокусувати випромінювання на конкретній ділянці тканини. Світловоди забезпечують точкову або площинну доставку світла в глибокі анатомічні зони. Оптичні фільтри можуть бути використані для формування необхідного піддіапазону з широкоспектрального джерела. У більш складних системах використовується технологія цифрового мікродзеркального управління (DMD), яка дозволяє здійснювати швидке перемикання між зонами опромінення з високою просторовою роздільністю.

Окрему увагу слід приділити питанням дозиметрії. Реальна доза світлової енергії, яку отримує тканина, залежить не лише від вихідної потужності джерела, але й від геометрії впливу, коефіцієнтів відбивання і поглинання, температурного режиму та стану поверхні біооб'єкта. Для цього прилади оснащуються каліброваними фотодіодами, болометрами або тепловими сенсорами, які забезпечують прецизійний контроль енергетичних параметрів і динамічне регулювання інтенсивності. У складніших системах реалізуються моделі поширення випромінювання в тканинах (наприклад, метод Монте-Карло), що дозволяє адаптувати параметри терапії до конкретних оптичних властивостей шкіри або слизових оболонок конкретного пацієнта.

Високоточна реалізація генерації світла неможлива без температурного контролю, оскільки перевищення температурного порогу роботи світлодіодів або лазерів знижує їх ефективність і скорочує строк служби. Для цього впроваджуються активні (термоелектричні охолоджувачі) і пасивні

(радіатори, теплові трубки) системи охолодження, які проектується відповідно до умов експлуатації — стаціонарних, портативних або імплантованих[8].

Усі описані підсистеми об'єднуються в єдиний інтерфейс керування, який може бути апаратним або програмно-керованим через комп'ютер чи мобільний застосунок. В сучасних моделях приладів додаються функції інтеграції з клінічними інформаційними системами, електронними медичними картками, що дозволяє стандартизувати протоколи, фіксувати дози та ефективність лікування, а також забезпечувати віддалений моніторинг.

Отже, технічна реалізація генерації і контролю параметрів світлового випромінювання — це складний багаторівневий процес, що вимагає комплексного розгляду фізичних, інженерних і біомедичних факторів. Її якісне виконання є основою для ефективної, безпечної та науково обґрунтованої фототерапії в широкому спектрі медичних застосувань — від лікування ран до нейромодуляції.

1.7 Терапевтична дія оптичного випромінювання та його медичне застосування

У медичній практиці фототерапія здобула визнання як ефективний і безпечний метод лікування великої кількості різноманітних патологічних станів, а її сфера застосування постійно розширюється завдяки активним науковим дослідженням та технологічним інноваціям. В першу чергу, у дерматології низькоінтенсивне оптичне випромінювання використовується для корекції численних хронічних і гострих захворювань шкіри. Зокрема, при акне фототерапія знижує активність пропіонобактерій, послаблює запальний процес, регулює роботу сальних залоз і сприяє нормалізації структури шкіри. Для пацієнтів з псоріазом та екземою світлове опромінення стимулює імунomodуючі процеси, зменшує проліферацію кератиноцитів і пригнічує місцеве запалення, що значно покращує клінічний стан. Особливу увагу

приділяють алопеції, де світлова терапія активує волосяні фолікули, стимулюючи ріст волосся та подовжуючи фазу анагену. Крім того, фототерапія має доведену ефективність у лікуванні хронічних виразок і ран, зокрема трофічних, діабетичних та променевих. Світлове опромінення покращує мікроциркуляцію, стимулює синтез колагену та інших компонентів позаклітинного матриксу, сприяє прискоренню грануляції та епітелізації, а також знижує бактеріальне навантаження, що є критично важливим для запобігання інфекційним ускладненням[9].

У сфері неврології фототерапія відкриває нові перспективи у відновленні функцій центральної та периферичної нервової системи. Транскраніальна світлова терапія, зокрема в інфрачервоному діапазоні, проникає через кісткові структури черепа і безпосередньо впливає на нейрони та гліальні клітини, підвищуючи виробництво нейротрофічних факторів, таких як BDNF (нейротрофічний фактор мозку) та NGF (фактор росту нервів). Ці молекулярні зміни сприяють нейропластичності, покращенню синаптичної передачі, зменшенню нейрозапалення і, як наслідок, – відновленню когнітивних і моторних функцій після інсультів, травм головного мозку, хвороби Паркінсона, Альцгеймера та інших нейродегенеративних захворювань. Світлова терапія також покращує перфузію мозкової тканини, що є важливим у випадках ішемії і хронічної недостатності кровообігу[10].

У ревматології фототерапія застосовується для комплексного лікування пацієнтів із запальними артритамі, фіброміалгією, остеоартрозом та іншими хронічними захворюваннями опорно-рухового апарату. Механізми дії полягають у зменшенні місцевого запалення через зниження продукції прозапальних цитокінів (TNF- α , IL-6), покращенні мікроциркуляції і знятті м'язових спазмів. Світлова стимуляція знижує біль, підвищує рухливість суглобів і зменшує загальну втому м'язів, що покращує якість життя пацієнтів. Застосування фототерапії у вигляді додаткового методу лікування дозволяє знизити дози протизапальних і анальгетичних препаратів, що має велике значення для профілактики побічних ефектів медикаментозної терапії[11].

У стоматології низькоінтенсивне світлове опромінення ефективно при лікуванні гінгівітів, пародонтитів, післяопераційних ускладнень та травм слизової оболонки. Фототерапія сприяє швидшій регенерації тканин, має антибактеріальну дію, зменшує біль і набряк, а також покращує загоєння після стоматологічних процедур, таких як видалення зубів чи імплантація. В окремих випадках світлова терапія використовується для зменшення чутливості зубів та як допоміжний метод у комплексній ортодонтичній реабілітації[12].

У спортивній медицині фототерапія здобула популярність як метод, що пришвидшує відновлення після травм, знижує м'язову втому, болі у м'язах та суглобах. Світло стимулює метаболічні процеси в клітинах, покращує мікроциркуляцію та сприяє зниженню запалення. Завдяки цьому спортсмени можуть скоротити період реабілітації і підвищити фізичну продуктивність[13].

В онкології фототерапія часто використовується у формі фотодинамічної терапії (ФДТ), що поєднує застосування фотосенсибілізаторів та світлового опромінення з певною довжиною хвилі. Цей метод дає змогу селективно пошкоджувати пухлинні клітини, викликаючи їх загибель через генерацію активних форм кисню. ФДТ застосовується при лікуванні поверхневих пухлин шкіри, слизових оболонок, деяких видів раку дихальних шляхів і сечового міхура. Завдяки мінімальній інвазивності і селективності, фотодинамічна терапія є перспективним доповненням до традиційних методів лікування[14].

У педіатрії фототерапія найчастіше використовується для лікування неонатальної жовтяниці, яка пов'язана з підвищеним рівнем білірубіну в крові новонароджених. Світло певної довжини хвилі сприяє фотодеградації білірубіну, перетворюючи його в більш розчинні сполуки, що швидше виводяться з організму. Цей метод є безпечним, ефективним і широко застосовується у неонатології[15].

Крім того, фототерапія розглядається як перспективний метод лікування метаболічного синдрому, синдромів хронічної втоми, депресії (особливо

сезонної форми) та порушень сну. Вплив світла на регуляцію циркадних ритмів та секрецію мелатоніну робить її ефективною при корекції розладів сну та підтримці нормального біоритму, що особливо актуально у північних регіонах та серед людей із змінною роботою чи тривалими періодами ізоляції[16].

Таким чином, низькоінтенсивне оптичне випромінювання є багатофункціональним інструментом у сучасній медицині, що поєднує фізіологічні, молекулярні та клінічні механізми дії, забезпечуючи безпечний і ефективний метод терапії широкого спектра захворювань. Подальші дослідження й розробки у цій галузі сприятимуть розширенню показань до застосування фототерапії та інтеграції її в мультидисциплінарні лікувальні протоколи.

1.8 Висновки до розділу 1

У розділі 1 комплексно розглянуто ключові аспекти взаємодії оптичного випромінювання з живими біооб'єктами. Аналіз спектра оптичного випромінювання показав, що діапазон видимого та ближнього інфрачервоного світла є найефективнішим для глибокого і вибіркового впливу на тканини завдяки високій проникності і можливості селективної взаємодії з біологічними хромофорами. Вивчення спектроскопії хромофорів дозволило деталізувати механізми поглинання та флуоресценції, що лежать в основі фотостимуляції клітинних процесів. Особливу увагу приділено порівнянню впливу поліхроматичного та когерентного випромінювання, які мають відмінні фізичні властивості та різну біологічну ефективність — когерентне лазерне світло забезпечує точковий вплив із глибоким проникненням, тоді як поліхроматичне світло світлодіодів дає ширший спектральний профіль і більш м'який біомодуляційний ефект. Визначено, що низькоінтенсивне випромінювання відіграє ключову роль у фотобіомодуляції, активуючи клітинні сигнальні шляхи без термічного ушкодження, що підкреслює його

терапевтичний потенціал. Технічні аспекти генерації світлового випромінювання включають адаптивні системи контролю інтенсивності, спектра та тривалості впливу, що забезпечують оптимізацію лікувального ефекту при мінімізації побічних реакцій. Зрештою, розглянуто медичне застосування низькоінтенсивної світлової терапії в різних клінічних напрямках, що підтверджує її ефективність і безпеку як перспективного методу немедикаментозного впливу на біологічні тканини. Таким чином, фізичні основи та технологічні рішення у поєднанні з глибоким розумінням біологічних механізмів створюють надійну базу для подальшого розвитку та впровадження світлотерапії в клінічну практику.

2 ОГЛЯД ТЕХНІЧНИХ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ ЗДІЙСНЕННЯ НИЗЬКО-ІНТЕНСИВНОЇ СВІТЛОВОЇ ТЕРАПІЇ

2.1 Історичний розвиток приладів для світлової терапії

Історія розвитку приладів для світлової терапії розпочинається ще на початку XX століття, коли вперше були виявлені лікувальні властивості сонячного світла. Початкові дослідження зосереджувалися на природному сонячному випромінюванні, проте з часом виникла потреба в створенні штучних джерел світла для медичного застосування, що могло б забезпечити контрольовані умови терапії незалежно від погодних і сезонних змін. Перші апарати для світлової терапії були засновані на лампах розжарювання та ультрафіолетових лампах, які використовувалися для лікування таких захворювань, як туберкульоз шкіри, псоріаз і рахіт. Ці пристрої мали обмежені можливості щодо регулювання інтенсивності та спектра випромінювання, що зумовлювало ризик опіків і недостатню ефективність.

З розвитком лазерної техніки у другій половині XX століття з'явилися принципово нові можливості для світлової терапії. Лазери, завдяки своїй когерентності, вузькоспектральності та високій інтенсивності, дозволили точково впливати на біологічні тканини, відкривши нові шляхи для лікування захворювань різного профілю. Перші лазерні терапевтичні пристрої були громіздкими і дорогими, але їх ефективність стимулювала подальші дослідження та вдосконалення.

Паралельно з розвитком лазерної техніки активно розвивалися світлодіодні технології, які з часом знайшли широке застосування у фототерапії завдяки своїй енергоефективності, безпечності та можливості точного підбору довжини хвилі. Світлодіоди дозволили створювати компактні, мобільні та адаптивні прилади, які можуть працювати в різних спектральних діапазонах, забезпечуючи більш гнучкий і персоналізований підхід до лікування.

Сучасні прилади для низькоінтенсивної світлової терапії поєднують досягнення обох напрямків — когерентне лазерне випромінювання і поліхроматичне світло світлодіодів. Вони оснащені системами точного контролю параметрів, що забезпечує високу ефективність та безпеку процедур. Водночас, розробка адаптивних систем, здатних автоматично регулювати інтенсивність, спектр та тривалість впливу, відкриває нові перспективи для широкого використання світлової терапії у медицині та реабілітації[17].

Таким чином, історичний розвиток приладів для світлової терапії — це шлях від примітивних джерел світла до високотехнологічних пристроїв, які враховують фізіологічні особливості біооб'єктів і дозволяють максимально ефективно і безпечно впливати на них для досягнення терапевтичного ефекту.

2.2 Типи світлових джерел та їх основні характеристики в низькоінтенсивній світловій терапії

У сучасній медицині та біотехнологіях низькоінтенсивна світлова терапія стала надзвичайно важливим напрямом, що широко застосовується для лікування різноманітних патологічних станів і стимуляції регенеративних процесів у біологічних тканинах. В основі таких терапевтичних підходів лежить використання різних типів світлових джерел, кожне з яких має свої унікальні фізичні характеристики, спектральні особливості та технічні параметри, що визначають їх ефективність та застосовність. Основними джерелами світла, які застосовуються у низькоінтенсивній світловій терапії, є лазери, світлодіоди (LED) і спеціалізовані лампи, які суттєво відрізняються за принципом генерації світла, спектром випромінювання, когерентністю та іншими технічними властивостями.

Лазерні джерела відомі своїм когерентним, монохроматичним і спрямованим випромінюванням, що забезпечує високу інтенсивність світлового потоку на обмеженій площі. Завдяки цьому лазери мають здатність

проникати у біологічні тканини на задану глибину з мінімальними втратами енергії, що робить їх ідеальними для точкового впливу на клітинні структури. Висока когерентність і вузька смуга випромінювання дозволяють максимально ефективно поглинати фотони хромофорами, такими як цитохром-с оксидаза, які є основними мішенями у фотобіомодуляції. Різні типи лазерів — наприклад, напівпровідникові, гелій-неонові або діодні — застосовуються залежно від необхідної довжини хвилі (переважно у діапазоні 600–900 нм) і завдань терапії. Крім того, лазери можуть генерувати імпульсне або безперервне випромінювання, що розширює спектр методичних підходів до лікування.

Світлодіоди (LED) у порівнянні з лазерами випромінюють поліхроматичне світло з більш широким спектральним діапазоном, що включає видимі та близькі до інфрачервоного діапазону хвилі. Вони не мають когерентності, що означає розсіяне світлове поле, але завдяки цьому світлодіоди здатні більш рівномірно освітлювати значні площі тканин, що важливо при терапії широких зон або поверхневих ушкоджень. Світлодіоди відзначаються високою енергоефективністю, низьким тепловиділенням, компактністю та довгим терміном служби, що робить їх доступними для застосування в портативних та стаціонарних приладах фототерапії. Окрім цього, спектр світлодіодів може бути сконструйований таким чином, щоб максимально відповідати терапевтичним потребам, комбінуючи різні довжини хвиль для посилення ефекту. Завдяки цим особливостям світлодіоди широко застосовуються не лише в медичній практиці, але й у косметології та спорті.

Лампи, як джерела ширококутового світла, включають різні типи — від галогенних і ксенонових до спеціальних світильників з фільтрами, які забезпечують випромінювання у видимому та ближньому інфрачервоному діапазоні. Вони здатні створювати інтенсивне освітлення з глибоким проникненням, що важливо для терапії глибоких тканин або великих за площею зон. Проте, на відміну від лазерів і світлодіодів, лампи мають менший контроль над параметрами випромінювання, що вимагає застосування

додаткових фільтрів і систем охолодження для уникнення перегріву та побічних ефектів. Технічні характеристики ламп включають спектральний склад, потужність, температуру кольору, тип випромінювача та систему управління режимами роботи. Такі прилади часто використовуються у світлотерапії шкірних захворювань, а також у фізіотерапії для поліпшення мікроциркуляції та стимуляції регенерації.

Крім типу джерела світла, ключовими параметрами, що впливають на терапевтичну ефективність приладів, є довжина хвилі, інтенсивність випромінювання, тривалість опромінення і режим подачі світлових імпульсів (безперервний або імпульсний). Сучасні прилади оснащуються складними системами адаптивного контролю цих параметрів, що дає змогу індивідуалізувати лікування під конкретний біологічний об'єкт і патологічний стан. Застосування програмованих мікроконтролерів дозволяє автоматизувати вибір режимів роботи, регулювати потужність і час сеансу, забезпечуючи максимально безпечний і ефективний вплив[18].

Таким чином, правильний вибір типу світлового джерела та налаштування його технічних параметрів є основою успішної низькоінтенсивної світлової терапії. Комплексне розуміння фізичних характеристик лазерів, світлодіодів і ламп, а також особливостей їх впливу на біологічні тканини, дозволяє максимально ефективно застосовувати фототерапію у клінічній практиці для лікування широкого спектра захворювань і підтримки гомеостазу організму.

2.3 Порівняльний аналіз провідних моделей приладів на ринку

Порівняльний аналіз провідних моделей приладів для низькоінтенсивної світлової терапії на сучасному ринку розкриває складний спектр технічних, функціональних та клінічних характеристик, що дозволяють максимально ефективно використовувати фототерапію у різних медичних та косметологічних сферах. Ринок представлений широким набором пристроїв,

які можна умовно поділити на три основні категорії: лазерні системи, світлодіодні (LED) прилади і комбіновані установки, що поєднують ці два типи випромінювання. Кожна з цих категорій має свої переваги, обмеження і особливості застосування, що робить вибір оптимального обладнання непростим завданням навіть для досвідчених фахівців.

Лазерні прилади традиційно вважаються золотим стандартом у низькоінтенсивній світловій терапії завдяки їхньому когерентному, монохроматичному випромінюванню, яке забезпечує високу енергію, точковий вплив і глибоке проникнення в тканини. Найпопулярнішими моделями у цій категорії є такі системи, як MedX 810 nm Laser Therapy System, BioFlex Laser Therapy, а також SmartLaser Multiwave Locked System. MedX 810 nm пропонує оптимізовану довжину хвилі для глибокої стимуляції нервових і м'язових тканин, що робить його ідеальним для неврологічних та ортопедичних застосувань. BioFlex Laser Therapy, навпаки, відома своєю мультихвильовою технологією, що комбінує довжини хвиль 632, 785, 830 і 904 нм, що дозволяє більш комплексно впливати на різні клітинні структури та процеси. SmartLaser Multiwave Locked System використовує технологію фазового замикання хвиль, що підвищує біологічну ефективність впливу завдяки когерентній взаємодії декількох довжин хвиль одночасно[19][20][21].

Однак, незважаючи на високі клінічні результати, лазерні системи мають і певні недоліки. Вони часто вимагають складнішої підготовки оператора, більш жорстких заходів безпеки, а також мають вищу ціну і велику габаритність. Крім того, через фокусовану енергію ризик термічних опіків зростає, особливо при неправильному дозуванні.

Світлодіодні системи (LED-терапія) набули широкої популярності завдяки своїй безпеці, доступності і гнучкості. Популярні моделі в цьому сегменті включають TheraLight, Vielight, Joovv і Celluma. TheraLight відзначається високою щільністю енергії у видимому та ближньому інфрачервоному спектрі, що забезпечує значний терапевтичний ефект при мінімальному нагріванні тканин. Vielight спеціалізується на комбінованих

світлодіодно-лазерних приладах, особливо популярних у неврології, зокрема для стимуляції мозку через носову або лобову області. Joovv пропонує модульні системи з можливістю налаштування спектра та інтенсивності, що робить їх ефективними для домашнього використання і професійної терапії одночасно. Celluma відома своєю гнучкою конструкцією, яка дозволяє обробляти великі ділянки тіла і широко застосовується у дерматології та спортивній медицині[22][23][24][25].

LED-прилади мають суттєві переваги у вигляді низького рівня теплового впливу, відсутності необхідності у спеціальному захисті очей, а також більшої площі одночасного опромінення. Водночас їхній некогерентний тип випромінювання може обмежувати глибину проникнення в тканини, що зменшує ефективність при лікуванні глибоких структур.

Комбіновані системи, які поєднують переваги лазерних та світлодіодних технологій, як-от B-Cure Laser Pro, Multiwave Locked System (MLS) Therapy, і BioFlex Hybrid, пропонують оптимальні параметри для широкого спектру клінічних задач. Вони забезпечують можливість вибору режимів роботи: від точкового лазерного впливу до широкоспрямованого LED-опромінення, що дає змогу персоналізувати терапію відповідно до індивідуальних потреб пацієнта. Наприклад, MLS Therapy дозволяє комбінувати монохроматичне лазерне випромінювання з поліхроматичним світлом LED, що підсилює фотобіологічний ефект і покращує регенеративні процеси[20][21][26].

Порівняння технічних характеристик таких пристроїв включає аналіз довжини хвилі, потужності випромінювання, режимів роботи (безперервний, імпульсний), площі опромінення, а також систем керування і моніторингу. Лазерні системи зазвичай пропонують потужність від 100 мВт до кількох ват, з можливістю регулювання і програмування імпульсів. Світлодіодні прилади мають більшу площу опромінення, але потужність одного світлодіода часто не перевищує кілька сотень міліватт. При цьому сумарна потужність усієї LED-панелі може досягати кількох ват, що дозволяє впливати на великі ділянки тіла за короткий час.

Інтерфейс користувача та зручність експлуатації відіграють не менш важливу роль у виборі приладу. Сучасні моделі оснащені сенсорними дисплеями, передналаштованими протоколами, можливістю підключення до ПК або мобільних додатків для віддаленого контролю і моніторингу результатів терапії. Наприклад, прилади Joovv мають інтуїтивно зрозумілий інтерфейс з можливістю збереження історії сеансів, що полегшує індивідуальне налаштування лікування. Лазерні системи, такі як SmartLaser, мають розширені можливості для програмування складних протоколів і адаптації параметрів під конкретні клінічні завдання.

Варто також зазначити різницю в умовах експлуатації: лазерні прилади переважно використовуються у спеціалізованих клініках і потребують навчання персоналу, тоді як світлодіодні системи активно впроваджуються у домашню терапію, спорт і косметологію завдяки простоті в застосуванні та відсутності спеціальних вимог до безпеки.

Ціна є важливим фактором для багатьох користувачів і медичних установ. Лазерні системи, з огляду на складність технології та вартість компонентів, можуть коштувати від кількох тисяч до десятків тисяч доларів. LED-прилади, навпаки, представлені у широкому ціновому діапазоні — від бюджетних моделей в кількاسот доларів до професійних систем з ціною кілька тисяч доларів. Комбіновані системи зазвичай мають середній та високий ціновий сегмент, залежно від функціоналу та виробника.

Таким чином, порівняльний аналіз провідних моделей приладів для низькоінтенсивної світлової терапії свідчить про наявність широкого вибору технічних рішень, кожне з яких має свої унікальні переваги і обмеження. Вибір конкретної моделі повинен базуватися на типі терапії, яку планується проводити, клінічних вимогах, досвіді персоналу, бюджеті і умовах експлуатації. Майбутні тенденції розвитку включають інтеграцію адаптивних технологій, дистанційного моніторингу стану пацієнта, а також використання штучного інтелекту для оптимізації параметрів лікування, що відкриває нові

горизонти для персоналізованої світлотерапії з підвищеною ефективністю і безпекою.

2.4 Сучасні конструктивні рішення, інновації та перспективи розвитку приладів для низько-інтенсивної світлової терапії

Сучасні конструктивні рішення, інновації та перспективи розвитку приладів для низькоінтенсивної світлової терапії відзначаються стрімким технічним прогресом, що суттєво розширює можливості застосування світлотерапії в медицині. У сучасних пристроях інтегруються передові оптичні технології, які дозволяють отримувати більш стабільне, точне і контрольоване випромінювання з широким спектром корисних параметрів. Традиційне використання монохроматичних лазерів доповнюється або замінюється світлодіодними (LED) системами, які забезпечують поліхроматичне світло з можливістю тонкого налаштування спектра, інтенсивності і тривалості впливу. Завдяки цьому вдається більш гнучко впливати на біологічні процеси, активуючи різні фотохімічні та фізіологічні механізми у тканинах, що збільшує спектр терапевтичних показань та покращує результати лікування[16].

Однією з ключових інновацій є впровадження адаптивних систем управління, які дозволяють в реальному часі контролювати параметри світлового впливу, забезпечуючи індивідуалізацію терапії під конкретні потреби пацієнта. Автоматизовані алгоритми аналізують зворотний зв'язок від пацієнта або біомаркерів і оптимізують інтенсивність, спектр та тривалість опромінення, що значно знижує ризик виникнення побічних ефектів і підвищує клінічну ефективність. Удосконалення програмного забезпечення приладів відкриває нові можливості для поєднання різних режимів впливу, таких як когерентне лазерне випромінювання і поліхроматичне LED-світло, що дозволяє отримати синергетичний ефект фотобіомодуляції[27].

Серед перспективних напрямів розвитку варто відзначити інтеграцію сучасних інформаційних технологій, зокрема інтернету речей (IoT) і штучного інтелекту (ШІ), у структуру приладів для світлової терапії. Це дозволяє не тільки віддалено керувати сеансами лікування, а й збирати та аналізувати великі обсяги даних про стан пацієнта у реальному часі. Такі дані можуть використовуватись для автоматичного коригування параметрів впливу, що підвищує точність та безпеку терапії. Подібні рішення відкривають нові можливості для застосування світлотерапії в телемедицині, реабілітації на дому та дистанційному моніторингу стану пацієнтів, що особливо актуально у сучасних медичних умовах[28][29].

Технічний розвиток також орієнтований на створення компактних, портативних і зручних у використанні пристроїв, що робить світлотерапію більш доступною не лише у клініках, а й для домашнього застосування. Застосування новітніх матеріалів і елементів конструкції дозволяє значно зменшити вагу і розміри апаратів, знизити енергоспоживання і підвищити їх ергономічність. Водночас дизайн сучасних пристроїв передбачає зручність використання і безпеку, включаючи захист від перегріву та автоматичне вимкнення при неправильному застосуванні. Це сприяє широкому впровадженню світлової терапії в різних галузях медицини — від дерматології до неврології і реабілітації[30].

Таким чином, сучасні прилади для низькоінтенсивної світлової терапії є результатом інтеграції передових технологій оптики, електроніки та інформаційних систем, що дозволяє максимально ефективно, безпечно і персоналізовано впливати на біологічні об'єкти. Цей комплексний підхід забезпечує не тільки високу клінічну ефективність, а й відкриває широкі перспективи для подальшого розвитку світлотерапії як універсального методу лікування та реабілітації в умовах сучасної медицини.

2.5 Висновки до розділу 2

Розділ 2 висвітлює еволюцію, сучасний стан та перспективи розвитку приладів для низькоінтенсивної світлової терапії, демонструючи значний прогрес у цій галузі. Історичний огляд свідчить про поступове удосконалення технологій — від застосування природного сонячного світла та простих ламп розжарювання до складних лазерних і світлодіодних систем, які забезпечують контрольоване, безпечне та ефективне опромінення біологічних тканин. Аналіз типів світлових джерел підкреслює різноманіття інструментів, де лазери характеризуються когерентністю та глибиною проникнення, а світлодіоди — енергоефективністю і гнучкістю спектра, що дозволяє адаптувати терапію під конкретні клінічні задачі.

Порівняльний аналіз провідних моделей приладів на ринку демонструє, що сучасні пристрої поєднують різні технологічні підходи для досягнення максимальної біологічної ефективності і зручності використання, що дозволяє охопити широкий спектр медичних застосувань. Зокрема, комбіновані системи, які інтегрують лазерні і світлодіодні технології, відкривають нові можливості для персоналізації терапії, підвищення безпеки і ефективності процедур.

Останній підрозділ підкреслює важливість інноваційних конструктивних рішень, включаючи впровадження адаптивних систем управління параметрами опромінення, розвиток портативних та ергономічних пристроїв, а також інтеграцію сучасних інформаційних технологій, таких як штучний інтелект і інтернет речей. Ці тенденції роблять світлотерапію більш доступною, безпечною і результативною, розширюючи її застосування в різних сферах медицини та реабілітації.

3. РОЗРОБЛЕННЯ КОНСТРУКЦІЇ ПРИЛАДУ ДЛЯ НИЗЬКО-ІНСТЕНСИВНОЇ СВІТЛОВОЇ ТЕРАПІЇ

3.1 Аналіз схеми електричної принципової

Схема приладу включає мікроконтролер DD3, живлення якого здійснюється через стабілізатор на DD2. Рівневий перетворювач виконаний на транзисторі VT1 у вигляді ключа, а блокувальний ключ — на транзисторі VT2. Для цифрової обробки сигналів використовуються двійковий лічильник DD4 та лічильник DD5 із дешифратором. Емітерний повторювач реалізовано на транзисторі VT3, а ключі на транзисторі VT8 відповідають за підключення зовнішніх пристроїв (таких як віброфони, нашкірні електроди тощо) до контактів K1 і K2.

Схема також містить вісім комутованих каналів біжучого світлодіодного випромінювання. Кожен канал складається з логічного елемента І-НЕ (DD6, DD7), транзисторних ключів (VT8 і VT16) та набору світлодіодів. У першому каналі послідовно включені два червоних світлодіоди (довжина хвилі приблизно 680 нм, пряма напруга близько 2 В при струмі 20 мА), два зелених (520 нм, 3 В) і два інфрачервоних (940 нм, 1,2 В). У другому каналі послідовно з'єднані два синіх (430 нм, 3 В), два жовтих (590 нм, 2,5 В) і два інфрачервоні світлодіоди.

Вибір типів світлодіодів здійснено з урахуванням максимального покриття спектрального діапазону та приблизної рівності сумарної прямої напруги при послідовному з'єднанні (близько 12 В). Слід зазначити, що прямі напруги окремих світлодіодів можуть відрізнятися в межах 0,2–0,4 В, тому перед монтажем їх доцільно перевірити за цим параметром. Захист світлодіодів від ЕРС самоіндукції забезпечують діоди VD4–VD11, які запобігають пошкодженню при виникненні напруги, що залежно від частоти та індивідуальних характеристик електромагнітів може перевищувати напругу живлення у 3–4 рази.

З аналізу схеми видно, що відповідне підключення виходів дешифратора, керованого лічильником DD4, забезпечує послідовне циклічне перемикання електромагнітів, а також поетапне вмикання кожної групи світлодіодів. Частота перемикання визначається керуючими сигналами, які подаються на вхід С (вивід 14) лічильника DD4. Ці сигнали формуються на основі виходів Q7 (вивід 13), Q5 (вивід 4) або Q0 (вивід 9) лічильника DD5, проходячи через ключі SB2–SB4 і об'єднуються схемою логічного додавання на діодах VD1–VD3 та резисторі R8.

На вхід С (вивід 10) лічильника DD5 надходять імпульси частотою 1 кГц із виходу 14 мікросхеми DD2 (вихід таймера/лічильника T0). За необхідності експериментатор може змінювати частоту керуючих сигналів, підключаючи її до інших виходів DD5. З аналогічною метою — для налаштування режимів дії — електромагніти та окремі групи світлодіодів можуть відключатися за допомогою ключів SB2–SB4, реалізованих на здвоєному блоці мікроперемикачів типу ВДМ1-8. Це дозволяє експериментально досліджувати терапевтичну ефективність біжучого світлодіодного випромінювання в різних конфігураціях.

Вибір режимів (програм) генерації заданих терапевтичних частот здійснюється шляхом замикання ключами SB5–SB12 відповідних виводів порту PD на загальну шину. Таким чином, активація тієї чи іншої програми визначається появою логічного нуля на відповідному вході порту PD. Для керування коефіцієнтом попереднього поділу частоти на вході таймера/лічильника T1 мікроконтролера використовується нульовий біт порту PB (вивід 12 DD2): при значенні $PB.0 = 1$ (SB14 розімкнений) коефіцієнт передділення становить 64, а при $PB.0 = 0$ (SB14 замкнутий) — дорівнює 1.

Формовані таймером/лічильником сигнали терапевтичних частот з виходу T1 (вивід 15 DD2) надходять через ключ на транзисторі VT1 і емітерний повторювач на VT3 на входи мікросхем DD5 і DD6, які керують електромагнітами та світлодіодами. Окрім цього, сигнали подаються й на зовнішні пристрої через транзистор VT3 та роз'єм XS2. Додатковий резистор

R6, що підключається за допомогою SB1, необхідний для забезпечення стабільного режиму роботи транзистора VT3 за колекторним струмом, що важливо для підтримки потрібного коефіцієнта підсилення.

Після завершення виконання обраної програми на виході порту PB.1 (вивід 15 DD2) з'являється сигнал логічної одиниці, який відкриває ключ на транзисторі VT2, що призводить до припинення подачі терапевтичних сигналів. Одночасно на індикатори виводяться відповідні кодовані сигнали, що сигналізують про завершення процедури.

3.2 Оцінка та вибір елементної бази

У процесі проектування пристрою, що містить значну кількість радіоелементів, особливу увагу приділено оцінці та раціональному вибору елементної бази. На основі аналізу електричної принципової схеми було обґрунтовано використання найбільш поширених і легко доступних компонентів, з перевагою на користь вітчизняних виробів за наявності їхніх відповідників. Такий підхід забезпечує не лише зменшення вартості, але й полегшує процес складання та обслуговування пристрою.

Для кращого уявлення про вибрані компоненти доцільно навести узагальнені характеристики та параметри елементної бази, що використовується в конструкції пристрою (табл. 3.1).

Розрахунок установочних площ для компонентів, які монтуються на друкованій платі, здійснюється з урахуванням геометричної форми їх корпусу. Для елементів із круглим поперечним перерізом (зокрема, для конденсаторів, транзисторів, мікросхем із радіальним розташуванням виводів, вертикально встановлених резисторів тощо) установочна площа визначається за формулою:

$$S = \frac{\pi d^2}{4} \quad (3.1)$$

де d — діаметр компонента.

У випадку, коли радіоелемент встановлюється горизонтально і має прямокутну форму корпусу, площа займаємої ним зони на платі розраховується як:

$$S = a \cdot b \quad (3.2)$$

де a і b — відповідно ширина та довжина компонента на поверхні друкованої плати.

Таблиця 3.1. Характеристики та параметри елементної бази[31]

Назва елементу	К-ть, шт.	Габарити		Допустимі умови експлуатації		
		Маса, г	Площа встанов., мм ²	Максим. темп., °С	Частота вібрації, Гц	Приск-ня, а _{доп}
Конденсатори						
K50-35	1	0,6	45,4	-40+105	1...400	150
K10-17	1	0,25	35	-60 +125	1...3000	125
Резистори						
C2-23-0,125	46	6,9	1017,5	-55+155	1...7000	200
Мікросхеми						
K561ЛА7	2	4,2	217	-40+70	1...600	75
K561ИЕ9	1	3,1	113,9	-40+70	1...600	75
K561ИЕ16	1	3,1	113,9	-40+70	1...600	75
LM7805L	1	2,5	48,7	-40+125	1...600	90
ATTiny 2313	1	4,7	199,4	-40+85	1...600	75
Діоди						
КД522	11	1,65	151,5	-60+125	1...600	150
Індикатори						
КЕМ-8102BG	3	18,6	608,4	-60 +125	1...735	245
Транзистори						
КТ310Е	3	2,1	79,2	-60+85	1...600	350
КТ3107Г	8	4	194,4	-60+85	1...600	350
КТ315Г	3	1,5	74,7			
КТ630Б	9	18,9	559,6	-60+85	1...600	350
Роз'єми						
PLS-2	2	0,25	29,7	-40+95	1...600	150
PLS-8	2	1,1	115,4	-40+95	1...600	150
PLS-9	1	1,1	64,7	-40+95	1...600	150
4840-2201	1	1,9	137,6	-20+75	1...400	100
Резонатори						
РК-100	1	1,7	58,5	-60+100	1...600	75
Всього		78,15	3964,5			

3.3 Компонування пристрою

Принципи комплектування радіоелектронної апаратури (РЕА) визначають набір конструктивних типових елементів, які використовуються як основа при створенні пристрою. Вибір конкретного принципу комплектування залежить від технічних вимог до конструкції апаратури, а також від експлуатаційних обмежень, що накладаються умовами її використання.

Компонування передбачає визначення форм, основних геометричних розмірів, орієнтовної маси та просторового розміщення складових елементів, вузлів і блоків із метою досягнення максимальної ефективності функціонування пристрою, відповідно до його електричної схеми та призначення.

Результатом процесу є конструкторський ескіз, що дає змогу оцінити попередні габарити, форму і масу виробу. Компонування може здійснюватися різними методами — аналітичним, модельним, графічним або натурним. У процесі комплектування зазвичай розробляють декілька варіантів конструкцій, серед яких обирається оптимальний на основі встановлених критеріїв.

Аналітичний метод базується на використанні числових значень параметрів — таких як габарити, маса, площа або об'єм елементів. Модельне комплектування, завдяки своїй простоті й наочності, широко застосовується; при цьому створюються плоскі або об'ємні спрощені моделі елементів на основі креслень. Графічний метод передбачає умовне зображення компонентів та варіантів їх розміщення із застосуванням шаблонів, трафаретів тощо. Натурне комплектування передбачає використання реальних компонентів апаратури (резисторів, конденсаторів, елементів корпусу тощо) без моделювання[32].

Компонування блоків радіоелектронної апаратури (РЕА) розглядається у двох основних напрямках. Перший стосується забезпечення зручності складання, експлуатації, контролю та ремонту, а також реалізації надійних механічних і електричних з'єднань. У цьому контексті перевага надається

ергономічним та економічним чинникам. Другий напрям – функціональне компонування – охоплює розміщення елементів на друкованих платах відповідно до функціонального призначення й енергетичних характеристик пристрою. Тут враховуються вимоги до щільності розміщення, встановлення компонентів та топології провідників.

Попередній етап обох підходів передбачає визначення форми, загальних габаритів виробу та загального уявлення про внутрішню структуру. Функціональне компонування виконується з метою встановлення основних параметрів друкованої плати, обрання методів її проектування та виготовлення. Для цього зазвичай достатньо переліку компонентів, однак у разі складного або насиченого компонування необхідне залучення електричної принципової схеми.

Компонувальний ескіз, створений у процесі роботи, дає змогу оцінити потенційні електромагнітні, теплові, кінематичні та інші паразитні взаємодії між елементами. Також він допомагає визначити ключові конструктивно-технологічні рішення, проаналізувати якісні показники апаратури та її здатність до інтеграції з іншими елементами системи. Підсумком компонувального етапу на стадії ескізного проектування є формування загальної компонувальної схеми виробу[32].

Оскільки корпус пристрою має прямокутний виріз для дисплея, виходи роз'ємів для підключення електродів та отвори для перемикачів керування, а конструкція не містить складних деталей, було обрано корпус у вигляді прямокутного блоку. Розглядаються три варіанти конструкції.

У першому варіанті плата розміщена всередині пластмасового корпусу з прорізами для перемикачів, роз'ємів і дисплея. Корпус має форму паралелепіпеда, що дозволяє зручно і ефективно використовувати внутрішній простір без зайвих пустот.

Ця конструкція відзначається простотою та зручністю ремонту — кришка і корпус фіксуються заціпками. Плата розташована горизонтально, що сприяє оптимальному тепловому режиму роботи пристрою. Використання

пластмаси забезпечує добрі діелектричні властивості, що захищає пацієнта від ураження електричним струмом. Крім того, ця конструкція полегшує розбирання та знижує масу пристрою. Серед недоліків — відносно низька ударостійкість.

Другий варіант конструкції передбачає схоже оформлення приладу, але корпус виготовляється з металу — алюмінію. Такий корпус забезпечує підвищену ударостійкість та ефективне екранування для захисту від електромагнітних завад. Водночас збільшується маса і вартість пристрою, а також недоліком є наявність гострих кутів корпусу.

Третій варіант відрізняється тим, що плата поділена на дві частини: органи керування та дисплей розміщені на окремій платі. Це призводить до збільшення висоти пристрою, проте зменшує його довжину. Корпус у цьому варіанті залишається пластмасовим, як і у першому варіанті.

Для вибору оптимальної конструкції буде проведено розрахунок маси, об'єму та надійності кожного варіанту, після чого результати порівнюють з урахуванням вагових коефіцієнтів. Це дозволить визначити найбільш доцільний варіант за показником оптимальності.

Для початку визначимо розміри плати за наступною формулою:

$$S_{\text{плати}} = \sum S_{\text{уст.}} \times q \quad (q = 2 \dots 4), \quad (3.3)$$

де $\sum S_{\text{уст.}}$ — сума установочних площ усіх радіоелементів, що знаходяться на платі; q — коефіцієнт запасу.

Знаходимо $\sum S_{\text{уст.}}$, використавши дані з таблиці 3.1:

$$\sum S^I_{\text{уст}} = \sum S^{II}_{\text{уст}} = \sum S^{III}_{\text{уст}} = 3964.5 \text{ мм}^2 \approx 39.7 \text{ см}^2;$$

Отримуємо приблизну площу плат:

$$S^I_{\text{плати}^{\text{ор}}} = S^{II}_{\text{плати}^{\text{ор}}} = 3964.5 \times (2 \dots 4) = (7929 \dots 15858) \text{ мм}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати1}^{\text{ор}}} = 2105 \times (2 \dots 4) = (4210 \dots 8420) \text{ мм}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати2}^{\text{ор}}} = 1859.5 \times (2 \dots 4) = (3719 \dots 7438) \text{ мм}^2.$$

Фактичні розміри плати становлять $127,5 \times 122,5$ мм для перших двох варіантів та 105×85 мм для третього варіанту, при цьому площі плат дорівнюють:

$$S^I_{\text{плати}} = S^{II}_{\text{плати}} = 15619 \text{ мм}^2 = 156.2 \text{ см}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати1}} = 8925 \text{ мм}^2 = 89.3 \text{ см}^2;$$

$$S^{III}_{\text{плати2}} = 7200 \text{ мм}^2 = 72 \text{ см}^2.$$

Висота корпусу визначається максимальною висотою радіокомпонентів. У цьому пристрої найвищим елементом є мікросхема 7805 з висотою 19 мм, тому

$$h_{\text{плати з елем.}} = 19 + 1,5 + 2 = 22,5 \text{ мм.}$$

Обчислюємо об'єми плат та їхню масу:

$$V^I_{\text{пл}} = V^{II}_{\text{пл}} = S^I_{\text{плати}} \times h = 156,2 \times 0,15 = 23,4 \text{ см}^3;$$

$$V^{III}_{\text{пл1}} = S^{III}_{\text{плати1}} \times h = 89,3 \times 0,15 = 13,395 \text{ см}^3;$$

$$V^{III}_{\text{пл2}} = S^{III}_{\text{плати2}} \times h = 72 \times 0,15 = 10,8 \text{ см}^3;$$

$$m^I_{\text{пл}} = m^{II}_{\text{пл}} = V^I_{\text{пл}} \times \rho_{\text{мат}} = 23,4 \times 1,6 = 37,5 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{пл1}} = V^{III}_{\text{пл1}} \times \rho_{\text{мат}} = 13,4 \times 1,6 = 21,44 \text{ г};$$

$$m^{III}_{\text{пл2}} = V^{III}_{\text{пл2}} \times \rho_{\text{мат}} = 10,8 \times 1,6 = 17,3 \text{ г.}$$

Масу радіоелементів визначимо за даними таблиці 3.1.

$$m^I_{\text{ел.пл}} = m^{II}_{\text{ел.пл}} = m^{III}_{\text{ел.пл1}} = m^{III}_{\text{ел.пл2}} = 78,15 \text{ г.}$$

Оскільки всі елементи розташовані на платі, загальна маса компонентів для кожного з трьох варіантів буде однаковою і дорівнюватиме 78,2 г.

Внутрішній об'єм визначається розмірами плати з радіоелементами з урахуванням додаткового запасу.

Для *першого варіанту*:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = 19 + 18 = 37 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 127,5 + 10 = 137,5 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 122,5 + 10 = 132,5 \text{ мм};$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 37 + 2 \times 2 = 41 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 137,5 + 4 = 141,5 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 132,5 + 4 = 136,5 \text{ мм}.$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = 159 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 4,1 \times 14,15 \times 13,65 = 791,9 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^I = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 78,15 + 45 + 37,5 + 159 = 319,7 \text{ г};$$

$$V_{\text{прист}}^I = V_{\text{корп}} = 791,9 \text{ см}^3.$$

Для другого варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h + h_{\text{зап}} = 18 + 19 = 37 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 127,5 + 10 = 137,5 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 122,5 + 10 = 132,5 \text{ мм};$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

а) висота $h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 37 + 2 \times 1,5 = 40 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 137,5 + 3 = 140,5 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 132,5 + 3 = 135,5 \text{ мм}.$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = 236 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 4,0 \times 14,05 \times 13,55 = 761,5 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^I = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл}} + m_{\text{елем}} = 78,15 + 45 + 236 + 37,5 = 396,7 \text{ г};$$

$$V_{\text{прист}}^I = V_{\text{корп}} = 761,5 \text{ см}^3.$$

Для третього варіанту:

внутрішні розміри:

а) висота $h_{\text{вн}} = h_{\text{пл1}} + h_{\text{пл2}} + h_{\text{зап}} = 19 \times 2 + 18 \times 2 = 74 \text{ мм};$

б) довжина $a_{\text{вн}} = a_{\text{пл}} + a_{\text{зап}} = 105 + 10 = 115 \text{ мм};$

в) ширина $b_{\text{вн}} = b_{\text{пл}} + b_{\text{зап}} = 85 + 10 = 95 \text{ мм};$

зовнішні габарити (з урахуванням товщини корпусу):

$$\text{а) висота } h_{\text{зовн}} = h_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 74 + 2 \times 2 = 78 \text{ мм};$$

$$\text{б) довжина } a_{\text{зовн}} = a_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 115 + 4 = 119 \text{ мм};$$

$$\text{в) ширина } b_{\text{зовн}} = b_{\text{вн}} + 2 \times t_{\text{стінки}} = 95 + 4 = 99 \text{ мм}.$$

Об'єм і маса корпусу:

$$m_{\text{корп}} = (V_{\text{зовн}} - V_{\text{вн}}) \times \rho_{\text{пл}} = 149,1 \text{ г};$$

$$V_{\text{корп}} = V_{\text{зовн}} = 7,5 \times 11,9 \times 9,9 = 918,9 \text{ см}^3.$$

Маса і об'єм пристрою:

$$m_{\text{прист}}^{\text{III}} = m_{\text{корп}} + m_{\text{пл1}} + m_{\text{пл2}} + m_{\text{елем}} = 78,15 + 45 + 149,1 + 21,44 + 17,3 = 309,9 \text{ г};$$

$$V_{\text{прист}}^{\text{III}} = V_{\text{корп}} = 918,9 \text{ см}^3.$$

3.4 Розрахунок надійності пристрою

Надійність є одним із ключових параметрів виробу, на основі якого оцінюють правильність вибору схеми та конструкції пристрою. Надійність приладу залежить від надійності та кількості його компонентів, числа з'єднань між ними, способів кріплення елементів та типів їх взаємних з'єднань. Важливу роль відіграють також зовнішні фактори, а також теплові та електричні навантаження, що діють на елементи пристрою. Розрахунок надійності передбачає визначення відповідних показників на основі відомих характеристик надійності складових елементів та умов експлуатації. Вихідними даними для такого розрахунку є інтенсивності відмов радіоелементів у нормальних умовах. Ймовірністю безвідмовної роботи елемента $P(t)$ або системи $P_c(t)$ називають ймовірність того, що протягом заданого часу напруцювання T за певних умов експлуатації не станеться жодної відмови[33].

$$P(t) = P(t) \geq T, \quad (3.4)$$

де T – час від початку роботи до першої відмови.

Ймовірність відмови пристрою $q(t)$ — це ймовірність того, що за певних умов експлуатації відмова станеться протягом часу, що не перевищує заданий

інтервал напрацювання [42]. Якщо функція $q(t)$ є диференційованою, то щільність розподілу часу напрацювання до відмови визначається як:

$$W(t) = \frac{dq(t)}{dt} = \frac{dP(t)}{dt}. \quad (3.5)$$

Інтенсивність відмови $\lambda(t)$ — це умовна ймовірність появи відмови за одиницю часу. Середній час напрацювання до відмови розраховується за формулою:

$$T_{cp} = \int_0^{\lambda(t)} t \cdot w(t) dt. \quad (3.6)$$

Отже, формула для ймовірності безвідмовної роботи $P(t)$ має вигляд:

$$P(t) = e^{-t \cdot \lambda(t)} \quad (3.7)$$

За умови експоненційного розподілу, час напрацювання до відмови розраховується за формулою:

$$T_{cp} = \frac{1}{\lambda_0} \quad (3.8)$$

Надійність пристрою визначається показником напрацювання на відмову, який розраховується за формулою:

$$T = \sum \lambda \quad (3.9)$$

Далі в таблицю 3.2 вносяться значення інтенсивності відмов λ для кожного елемента, на основі яких розраховується загальний час напрацювання на відмову пристрою.

Визначимо середній час напрацювання на відмову:

$$T_1 = \frac{1}{12,55 \cdot 10^{-6}} = 0,79 \cdot 10^5 (\text{год})$$

Таблиця 3.2 Характеристики надійності елементної бази пристрою

Назва елементу	Експлуатаційна інтенсивність, $\times 10^{-6}$ год ⁻¹	Кількість елементів	Сумарна інтенсивність, $\times 10^{-6}$ год ⁻¹
1	2	3	4
Конденсатори			
K50-35	0,022	1	0,022
K10-17	0,022	1	0,022
Резистори			
C2-23-0,125	0,0024	46	0,1104
Мікросхеми			
K561ЛА7	0,031	2	0,062
K561ИЕ9	0,031	1	0,031
K561ИЕ16	0,031	1	0,031
LM7805L	0,031	1	0,031
ATTiny 2313	0,14	1	0,14
Діоди			
КД522	0,022	11	0,242
Індикатори			
КЕМ-8102BG	0,2	3	0,6
Світлодіоди			
3214URC	0,038	12	0,456
5213PGS	0,038	12	0,456
АЛ307Е	0,027	12	0,324
АЛ106Б	0,027	12	0,324
Транзистори			
КТ310Е	0,038	3	0,114
КТ315Г	0,038	3	0,114
КТ3107Г	0,038	8	0,304
КТ630Б	0,038	8	0,304
Резонатори			
РК-100	0,42	1	0,42
1	2	3	4
Інші компоненти			
Перемикач	0,14	15	2,1
Роз'єм	0,03	2	0,06
Пайка	0,012	450	5,4
Плата	0,5	1	0,5
Провід	0,35	1	0,35
Корпус	0,05	1	0,05
Всього			12,55

3.5 Обґрунтування вибору оптимального рішення проєкту

Оптимальний варіант конструкції визначається шляхом застосування методу комплексної оцінки. Для цього обираються ключові критерії: об'єм, маса, ймовірність відмов і собівартість[32]. Обчислення інтегрального показника ефективності проводиться за відповідною формулою:

$$Q = \frac{m^i}{m^{T3}} \cdot K_1 + \frac{V^i}{V^{T3}} \cdot K_2 + \frac{\lambda^i}{\lambda^{T3}} \cdot K_3 \quad (3.10)$$

де M – маса пристрою; V – об'єм пристрою; λ – інтенсивність відмов; V_{T3} , M_{T3} , λ_{T3} – відповідно об'єм, маса, інтенсивність відмов та ціна приладу згідно технічного завдання; K_1 , K_2 , K_3 – вагові коефіцієнти, що відповідно дорівнюють 0,4; 0,5; 0,1.

Для I варіанту

$$Q_1 = \frac{319,7}{400} \cdot 0,4 + \frac{791,9}{1000} \cdot 0,5 + \frac{12,55 \cdot 10^{-6}}{15 \cdot 10^{-6}} \cdot 0,1 = 0,798.$$

Для II варіанту

$$Q_2 = \frac{396,7}{400} \cdot 0,4 + \frac{761,5}{1000} \cdot 0,5 + \frac{12,55 \cdot 10^{-6}}{15 \cdot 10^{-6}} \cdot 0,1 = 0,86.$$

Для III варіанту

$$Q_3 = \frac{309,8}{400} \cdot 0,4 + \frac{918,9}{1000} \cdot 0,5 + \frac{12,55 \cdot 10^{-6}}{15 \cdot 10^{-6}} \cdot 0,1 = 0,853.$$

Оптимальною вважається та конструкція, для якої комплексний показник має найменше значення. З проведених орієнтовних розрахунків видно, що коефіцієнт Q_1 є найнижчим серед усіх варіантів. Це свідчить про доцільність вибору саме першого варіанту конструювання, оскільки він забезпечує найкраще співвідношення масогабаритних параметрів, надійності та економічної ефективності, а також відповідає вимогам щодо зручності експлуатації та технологічності виготовлення.

3.6 Проєктування конструкції друкованої плати

При виборі типу друкованої плати для розроблюваного РЕА необхідно враховувати техніко-економічні параметри. Пристрій має просту конструкцію та складається з доступних радіокомпонентів. Елементи розташовані компактно, вони невеликі за розміром, з малою кількістю та простою технологією виготовлення. У складі пристрою шість мікросхем із кроком 2,54 мм, тому для спрощення трасування вибираємо двосторонню плату, що дозволить уникнути зайвих перемичок і полегшить монтаж.

Для цього виробу, враховуючи високу щільність монтажу та складність трасування (з метою мінімізації розмірів), оптимальним є вибір друкованої плати 3-го класу точності, що не потребує застосування дорогих матеріалів, спеціального інструменту чи обладнання.

Як матеріал для друкованих плат обираємо двосторонній склотекстоліт марки СФ–2–35–1,5 з мідною фольгою товщиною 35 мкм, загальною товщиною 1,5 мм та робочим температурним діапазоном від -60 до +100°C.

При компонуванні елементів на друкованій платі слід враховувати такі аспекти: гарантування високої надійності, зменшення габаритних розмірів, ефективне тепловідведення та забезпечення зручності ремонту.

Під час прокладання провідників слід прагнути до мінімізації їх довжини, зменшення паразитних зв'язків між провідниками та компонентами, а також, по можливості, забезпечити рівномірне розміщення навісних елементів на платі. Для цього обираємо крок координатної сітки 1,27 мм.

3.7 Технологія виготовлення та складання пристрою

Технологічною конструкцією вважається така, що повністю відповідає всім експлуатаційним вимогам до виробу та одночасно може бути виготовлена з використанням найбільш раціональних та економічних технологічних процесів. Важливо, щоб вона забезпечувала не лише надійність і довговічність

роботи пристрою, а й спрощувала процеси виробництва, монтажу та ремонту. У представлений конструкції всі навісні елементи, такі як конденсатори, резистори, діоди, мікросхеми, перед монтажем проходять обов'язкові підготовчі операції: вирівнювання, обрізання, лудіння та згинання виводів. Зокрема, у цій конструкції згинати виводи потрібно лише у десяти мікросхемах та п'яти електролітичних конденсаторах, що значно полегшує підготовчий процес і зменшує час виготовлення. Підготовка навісних деталей здійснюється із застосуванням спеціальних пристосувань та автоматизованих установок, що дозволяють механізувати ці операції, підвищуючи точність і якість монтажу. Технологічний процес монтажу та складання блоку складається з кількох основних етапів. Спершу виконується заготовка монтажних проводів, очищення та лудіння їхніх кінців для забезпечення надійних електричних контактів. Потім здійснюється підготовка радіоелементів до паяння, включаючи їх кріплення на друкованій платі з правильним підключенням до відповідних роз'ємів і контактних площадок. Наступним етапом є власне паяння з'єднань, що виконується із суворим дотриманням технологічних норм для запобігання перегріву елементів та забезпечення якісного контакту. Наприкінці проводиться ретельний контроль якості виконаних робіт, включаючи перевірку механічної міцності з'єднань, електричну цілісність та відповідність заданим параметрам. Такий комплексний підхід гарантує надійність, довговічність і високу ефективність роботи пристрою у процесі експлуатації[32].

Для виготовлення двосторонніх друкованих плат найбільш ефективним є комбінований метод формування друкованого рисунку.

Послідовність виконання операцій при цьому методі включає:

- створення робочих фотошаблонів шляхом контактного експонування еталонів;
- операцію суміщення малюнків фотошаблонів;
- автоматичне суміщення отворів на фотошаблоні, що забезпечується пробиванням раніше позначених базових отворів з точністю до 0,05 мм;

- написання програми свердління отворів для свердлильного верстату з числовим програмним керуванням (ЧПК);
- розкрій листа на заготовки;
- укладання заготовок плат у пакети по 8-10 штук та пробивання базових отворів за допомогою еталонної матриці з пуансонами;
- свердління отворів на станках з ЧПК;
- очищення заготовок від забруднень;
- виконання наскрізної металізації отворів методом хімічного осадження хлорного паладію;
- обробка отворів з металізацією із застосуванням спеціальних металокерамічних свердел з твердих сплавів;
- хімічне очищення поверхні фольгованого покриття плат;
- нанесення плівкового фоторезисту типу ФІШ-1 товщиною близько 70 мкм;
- вставлення заготовки плати у конверт і суміщення базових отворів;
- вакуумування між шаблонами та заготовкою для щільного прилягання;
- двостороннє експонування за допомогою ультрафіолетового випромінювання;
- проявлення фоторезисту з нанесеним рисунком у конвеєрних потокових установках модульного типу, оснащених системами подачі та фільтрації розчинів і контролю тиску (може використовуватися розчин трихлоретилен 70% і толуол 30%);
- деполімеризація фоторезисту при температурі 180°C;
- хімічне травлення мідного покриття на пробільних ділянках у розчині хлорної міді, що не взаємодіє з фоторезистом;
- зняття захисного шару фоторезисту органічними травниками;
- гальванічне покриття провідних доріжок легкоплавким захисним сплавом "Розе";
- промивка плат у дистильованій воді;

- вирубка плат із технологічних заготовок та обробка їх контуру;
- нанесення маркувальних позначок (серія, номер плати);
- контроль якості плат відділом технічного контролю (ВТК).

Технологічний процес монтажу включає такі основні етапи: нанесення флюсу, паяння, очищення та контроль якості. Флюс наноситься на контактні поверхні плати за допомогою пензля.

Перед паянням флюс підсушують при температурі 80-100 °С, а сама плата підігрівається. Це робиться для запобігання взаємодії рідкого флюсу з розплавленим припоєм, що викликає інтенсивне кипіння розчинника з утворенням великої кількості газів і парів. Внаслідок цього розплавлений припій відтісняється від зони пайки, що призводить до появи пористості в монтажних з'єднаннях. Якщо розплавлений припій контактує з флюсом, який ще не висох, охолодження поверхневих шарів відбувається через тепло пароутворення, що погіршує якість пайки.

Попередній нагрів плати також допомагає встановити тепловий баланс між платою та припоєм, знижує тепловий удар, внутрішні напруження в з'єднаннях і деформацію друкованої плати.

Як припій обираємо легкоплавкий сплав ПОС-61, який містить 61% олова. Температура його плавлення дорівнює 183 °С.

Під час паяння припій має заповнювати простір між стінками металізованого отвору та виводом радіoeлемента, трохи виступаючи на сторону розміщення компонентів. Важливо уникати надлишкових напливів припою на виводах елементів і друкованих доріжках. Процес пайки повинен забезпечувати якісне змочування спаяних поверхонь, захист від окислення при нагріванні до необхідної температури, відповідність властивостей припою матеріалам з'єднань, дотримання встановлених режимів, а також надійну фіксацію деталей під час затвердіння припою. Отримане з'єднання має володіти заданою механічною міцністю, високою електропровідністю та стійкістю до корозії.

Після пайки на поверхні плат залишаються залишки флюсу та його продуктів розпаду, які можуть спричинити корозію контактів і погіршити діелектричні властивості застосовуваних матеріалів. Тому необхідне додаткове очищення друкованих плат. Сліди каніфольних флюсів видаляють шляхом промивання протягом 0,5–1 хвилини у розчинниках, таких як спирт або його суміші, зокрема суміш бензину зі спиртом (1:1) або фенолу з ацетоном (7:1).

Пристрій збирають у такому порядку:

1. роз'єм для підключення живлення та кнопок увімкнення кріплять до стінок корпусу за допомогою гвинтів;
2. плату встановлюють на стояки корпусу й фіксують самонарізними гвинтами;
3. за допомогою монтажних кабелів з'єднують друковану плату з роз'ємами, закріпленими на корпусі;
4. корпус накривають кришкою та закріплюють самонарізними гвинтами. Корпус зібрано. Потім на корпус наклеюють пояснювальні написи для винесених елементів та маркують назву приладу на кришці.

3.8 Висновки до розділу 3

Розділ 3 присвячений розробці конструкції приладу для низькоінтенсивної світлової терапії з урахуванням основних функціональних, ергономічних та технологічних вимог. У процесі роботи було визначено оптимальну форму корпусу, яка забезпечує зручність складання, експлуатації та ремонту, а також сприяє раціональному розміщенню всіх складових пристрою. Проведено порівняльний аналіз кількох варіантів конструкції, що дозволило обрати оптимальний варіант з урахуванням техніко-економічних показників, таких як маса, габарити, надійність та собівартість.

Особлива увага приділялась вибору типу друкованої плати і технології її виготовлення, що відповідають рівню складності пристрою і забезпечують

високу надійність електричних з'єднань. Застосування двосторонніх друкованих плат полегшує трасування, зменшує кількість перемичок та оптимізує компоновку елементів, що позитивно впливає на габарити та масу приладу.

Розроблені технологічні процеси монтажу елементів і пайки включають послідовність операцій, спрямованих на забезпечення якісного контакту та довговічності з'єднань. Використання відповідних матеріалів, таких як легкоплавкий припій та якісний флюс, гарантує надійність і стабільність роботи пристрою в процесі експлуатації.

Загалом, реалізована конструкція поєднує в собі компактність, надійність, технологічність і зручність в експлуатації, що створює умови для ефективного застосування приладу в медичній практиці світлової терапії.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ

Охорона праці в умовах використання автоматизованих систем передбачає створення безпечних і комфортних умов для працівників, які працюють із медичною, комп'ютерною технікою, автоматизованими пристроями та програмним забезпеченням. Усі технічні засоби повинні відповідати вимогам електробезпеки, бути заземленими та оснащеними захистом від перенапруг, коротких замикань і статичної електрики.

Під час проектування приладу для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин на працівника, впливають такі небезпечні та шкідливі виробничі фактори [26]: підвищена запиленість та загазованість повітря робочої зони; підвищена та понижена температура повітря робочої зони; підвищений рівень шуму; підвищений рівень статичної електрики; підвищена напруженість електричного поля; недостатня освітленість повітря робочої зони; фізичні перевантаження (статичні); нервово - психічні перевантаження (перенапруга аналізаторів).

Відповідно до визначених факторів формуємо рекомендації щодо покращення умов праці на робочому місці.

4.1 Технічні рішення щодо безпечного виконання роботи

На робочому місці під час проектування приладу для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин виникають небезпечні та шкідливі фактори: підвищений рівень шуму, несприятливі мікрокліматичні умови, недостатній рівень освітленості, шкідливі речовини, підвищений рівень електромагнітних випромінювань радіочастот, висока напруга електричної мережі, статична електрика та інші. Робота з ПК супроводжується також підвищеним ступенем напруженості трудового процесу. При систематичному впливі виробничих факторів, які не відповідають нормативним показникам, зростає рівень професійно зумовленої

захворюваності працюючих та можуть виникнути професійні захворювання органів зору, руху, нервової системи.

Проектування робочих місць, забезпечених ПК, відноситься до числа важливих проблем ергономічного проектування в області обчислювальної техніки.

Робоче місце і взаємне розташування всіх його елементів повинне відповідати антропометричним, фізичним і психологічним вимогам. Велике значення має також характер роботи. Зокрема, при організації робочого місця проектувальника повинні бути дотримані наступні основні умови: оптимальне розміщення устаткування, що входить до складу робочого місця і достатній робочий простір, що дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення [27].

Головними елементами робочого місця проектувальника є стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи. Робоча поза сидячи викликає мінімальне стомлення працівника. Рациональне планування робочого місця передбачає чіткий порядок і постійність розміщення предметів, засобів праці і документації. Те, що потрібне для виконання робіт частіше, розташоване в зоні легкої досяжності робочого простору.

Висота робочої поверхні столу для користувачів повинна регулюватися в межах 680-800 мм, при відсутності такої можливості висота робочої поверхні столу повинна бути 725 мм. Модульними розмірами робочої поверхні столу для ПК, на підставі яких повинні розраховуватися конструктивні розміри, слід вважати: ширину 800, 1200, 1400 мм, глибину 800 і 1000 мм при нерегульованій висоті, що дорівнює 725 мм. Робочий стіл повинен мати простір для ніг висотою не менше 600 мм, шириною – не менше 500 мм, глибиною на рівні колін - не менше 450 мм і на рівні простягнутої ноги – не менше 650 мм. Робочий стілець (крісло) повинен бути підйомно-поворотним і регульованим по висоті і кутам нахилу сидіння і спинки, а також - відстані спинки до переднього краю сидіння. Робоче місце необхідно обладнати підставкою для ніг, має ширину не менше 300 мм, глибину не

менше 400 мм, регулювання по висоті в межах до 150 мм і по куту нахилу опорної поверхні підставки до 20 градусів. Підставка повинна мати рифлену поверхню і бортик по передньому краю заввишки 10 мм. Клавіатуру слід розташовувати на поверхні столу на відстані 100-300 мм від краю, зверненого до користувача, або на спеціальній регульованій по висоті робочій поверхні, відокремленої від основної стільниці.

Електричний струм – являє собою прихований тип небезпеки, бо його важко визначити в струмо- та неструмоведучих частинах устаткування, які є хорошими провідниками електрики. Смертельно небезпечним для життя людини вважають струм, величина якого перевищує 0,05 А, струм менше 0,05 А - безпечний (до 1000 В). З метою попередження уражень електричним струмом до роботи повинні допускатися тільки особи, що добре вивчили основні правила з безпеки виконання роботи.

Приміщення, де експлуатуються ПК, належать до приміщень без підвищеної небезпеки ураження людини електричним струмом. Вимоги електробезпеки і пожежної безпеки у приміщеннях, де встановлені ПК і все устаткування для обслуговування, ремонту та налагодження роботи їх, електропроводи і кабелі мають відповідати електробезпеці зони та мати апаратуру захисту від струму короткого замикання.

Лінії електромережі ПК, у приміщенні виконана як окрема групова трипровідна мережа шляхом прокладання фазового, нульового робочого та нульового захисного провідників (заземлення або занулення), причому площі перерізу нульового робочого і нульового захисного провідника повинні бути не менші за площу перерізу фазового провідника.

Відповідно до правил електробезпеки в службовому приміщенні повинен здійснюватись постійний контроль стану електропроводки, запобіжних щитів, шнурів, за допомогою яких включаються в електромережу комп'ютери, освітлювальні прилади, інші електроприлади. Електричні установки, до яких відноситься практично все обладнання ПК, представляють для людини велику потенційну небезпеку, тому що в процесі експлуатації або

проведенні профілактичних робіт людина може торкнутися частин, що знаходяться під напругою. Специфічна небезпека електроустановок - струмоведучі провідники, корпуси стійок ПК і іншого устаткування, яка під напругою в результаті пошкодження (пробою) ізоляції, не подають будь-яких сигналів, які попереджають людину про небезпеку. Реакція людини на електричний струм виникає лише при протіканні останнього через тіло людини. Виключно важливе значення для запобігання електротравматизму має правильна організація обслуговування діючих електроустановок ВЦ, проведення ремонтних, монтажних і профілактичних робіт.

Оскільки в приміщенні використовується понад п'ять ПК, тому на помітному місці встановлено аварійний резервний вимикач, який в разі небезпеки повністю знеструмлює електричну мережу (крім освітлення). В такому випадку при використанні трипровідникового захищеного проводу або кабелю в оболонці з негорючого або важкогорючого матеріалу дозволено прокладати їх без металевих труб та гнучких металевих рукавів, що ми і спостерігаємо у приміщенні.

4.2 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

4.2.1 Мікроклімат

Мікроклімат виробничих приміщень нормується в залежності від теплових характеристик виробничого приміщення, категорії робіт по важкості і періоду року. Категорія виконуваних робіт під час проектування приладу для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин – 1а [30] (табл. 4.1).

Для підтримання у виробничих приміщеннях метеорологічних умов, які задовольняють нормативні вимоги використовують систему вентиляції. Приміщення обладнано системою загально обмінної припливно-витяжної вентиляції. На кожну вентиляційну установку складений паспорт з технічною характеристикою та схемою установки.

Таблиця 4.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Параметр мікроклімату	Величина
Холодний	Температура повітря в приміщенні	21 ... 25 ° С
	Відносна вологість	40 ... 60%
	Швидкість руху повітря	до 0,1 м / с
Теплий	Температура повітря в приміщенні	22 ... 28 ° С
	Відносна вологість	40 ... 60%
	Швидкість руху повітря	0,1 ... 0,2 м / с

Крім того, для підтримання температури в холодний період року використовують загальну систему опалення.

4.2.2 Склад повітря робочої зони

ГДК шкідливих речовин, які знаходяться в досліджуваному приміщенні, наведені в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – ГДК шкідливих речовин у повітрі

Назва речовини	ГДК, мг/м ³		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Оксид азоту	0,085	0,085	2
Вуглекислий газ	3	1	4
Пил нетоксичний	0,5	0,15	4
Озон	0,16	0,03	1

Під час роботи на ПК важливо, щоб повітря мало певний іонний склад. Рівні позитивних і негативних іонів у повітрі приміщень з ПК мають відповідати санітарно-гігієнічним нормам (табл. 4.3).

Таблиця 4.3 – Рівні іонізації повітря приміщень при роботі на ПК

Рівні	Кількість іонів в 1 см ³	
	n+	n-
Мінімально необхідні	400	600
Оптимальні	1500-3000	3000-5000
Максимально необхідні	50000	50000

Забезпечення складу повітря робочої зони здійснюється за допомогою системи кондиціонування, регулярного провітрювання, та вологого прибирання.

4.2.3 Виробниче освітлення

Природне освітлення на робочому місці проектувальника є бічне одностороннє.

Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні (характеристика зорової роботи – дуже високої точності) зазначені у таблиці 4.4:

Таблиця 4.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнювання	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнювання з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, e_n , %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове
Дуже високої точності	Від 0,15 до 0,3	II	г	великий	світлий	1000	300	7	2,5	4,2	1,5

Для максимального використання природного освітлення в приміщенні слід систематично очищувати вікна від пилу та встановити жалюзі. Віконні прорізи не затемнюються іншими будівлями.

Як джерела світла для штучного освітлення в приміщенні

застосовуються люмінесцентні лампи типу ЛБ. Допускається застосування ламп розжарювання у світильниках місцевого освітлення

4.2.4 Виробничий шум

Рівні шуму на робочих місцях визначаються за ДСН 3.3.6.037-99 «Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку» [29] (табл. 4.5).

Таблиця 4.5 Допустимі рівні звуку, еквівалентні рівні звуку і рівні звукового тиску в октавних смугах частот

Вид трудової діяльності, робочі місця	Рівні звукового тиску в дБ в октавних смугах із середньгеометричними частотами, Гц									Рівні звуку, еквівалентні рівні звуку, дБА/дБАекв.
	31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Творча діяльність, обробка даних,	86	71	61	54	49	45	42	40	38	60

Рівень шуму на робочих місцях не має перевищувати 60 дБА, що досягається застосуванням мал шумного обладнання, використанням спеціальних матеріалів для обшивки приміщень, а також різноманітними звукопоглинальними пристроями (перегородки, кожухи, прокладки тощо).

4.2.5 Виробничі випромінювання

Значення напруженості електростатичного поля на робочих місцях із ПК (як у зоні екрана дисплея, так і на поверхнях обладнання, клавіатури, друкувального пристрою) мають не перевищувати гранично допустимих [32] (табл. 4.6).

Таблиця 4.6 – Допустимі параметри електромагнітних випромінювань

Найменування параметра	Допустимі значення
Напруженість електричної складової електромагнітного поля на відстані 50 см від поверхні відеомонітору	10 В/м
Напруженість магнітної складової електромагнітного поля на відстані 50 см від поверхні відеомонітору	0,3 А/м
Напруженість електростатичного поля не повинна перевищувати:	для дорослих користувачів 20кВ/м для дітей 15кВ/м

Інтенсивність потоків інфрачервоного випромінювання має не перевищувати допустимих значень [29].

Потужність експозиційної дози рентгенівського випромінювання на відстані 0,05 м від екрана та корпусу відео термінала при будь-яких положеннях регулювальних пристроїв не повинна перевищувати ОД бер/год (100 мкР/год).

Для забезпечення захисту і досягнення нормованих рівнів комп'ютерних випромінювань необхідно застосовувати при екранні фільтри, локальні світлофільтри (засоби індивідуального захисту очей) та інші засоби захисту, що пройшли випробування в акредитованих лабораторіях і мають щорічний гігієнічний сертифікат (згідно Директиви № 90/270/ЄЕС [33]).

5.3 Пожежна безпека

Пожежна безпека – стан об'єкта, при якому виключається можливість пожежі, а в разі його виникнення запобігається вплив на людей небезпечних факторів пожежі і забезпечується захист матеріальних цінностей. Пожежна безпека забезпечується системою запобігання пожежі і системою пожежного захисту.

Пожежна безпека приміщення повинна відповідати вимогам Кодексу

цивільного захисту України [9] та «Правила пожежної безпеки в Україні» [35].

За вибуховою і пожежною небезпекою приміщення належить до категорії Д, згідно з нормами технологічного проектування «Норми визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпекою» [36]. У приміщенні знаходяться ПК та інша оргтехніка, що можуть спричинити пожежу.

Згідно даних наведених у таблиці 4.7 будівля, в якій знаходиться приміщення, має II ступінь вогнестійкості [37] приміщення можна віднести до категорії вибухопожежонебезпеки В (табл. 4.3.1).

Таблиця 4.7 – Визначення ступеня вогнестійкості будівельних конструкцій

Ступінь вогнестійкості будинків	Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій (у хвиликах) та максимальні межі поширення вогню по них (см)								
	стіни				колони	сходові площадки, косоури, сходи, балки, марші сходових кліток	перекриття міжповерхові (у т. ч. горищі та над підвалами)	елементи суміщених покриттів	
	несучі та сходових кліток	самонесучі	зовнішні ненесучі	внутрішні ненесучі (перегородки)				плити, настили, прогони	балки, ферми, арки, рами
III	REI 120 M0	REI 60 M0	E15, M0 E30, M1	EI 15 M1	R 120 M0	R 60 M0	REI 45 M1	Не нормуються	

Клас приміщення і зон з вибухо- і пожежонебезпеки II-IIa (приміщення, у якому знаходяться тверді горючі речовини та матеріали.)

4.3.1 Технічні рішення системи запобігання пожежі

Для запобігання виникнення пожежі в приміщенні застосовують такі заходи:

- щорічне проведення повторних протипожежних інструктажів та занять за програмою пожежно-технічного мінімуму з особами, що відповідальні за пожежну безпеку;
- утримання в справному стані засобів протипожежного захисту;
- своєчасне інформування про несправність пожежної техніки, систем протипожежного захисту, водопостачання тощо.

Електромережі, електроприлади і апаратура експлуатується тільки у справному стані з урахуванням вказівок та рекомендацій підприємств-виготовлювачів. У разі виявлення пошкоджень електромереж, вимикачів, розеток та інших електровиробів слід негайно вимкнути їх та вжити необхідних заходів щодо приведення в пожежобезпечний стан.

4.3.2 Технічні рішення системи протипожежного захисту

Протипожежний захист – це комплекс організаційних і технічних заходів, спрямованих на забезпечення безпеки людей, запобігання пожежі, обмеження її розповсюдження, а також на створення умов для успішного гасіння пожежі.

У всіх службових приміщеннях обов'язково повинен бути «План евакуації людей при пожежі», що регламентує дії персоналу у разі виникнення вогнища загоряння і в якому зазначено місця розташування пожежної техніки. Як відомо пожежа може виникнути при взаємодії горючих речовин, окислення і джерел запалювання. У робочому приміщенні присутні всі три основні чинника, необхідні для виникнення пожежі. Горючими компонентами є: будівельні матеріали для акустичної і естетичної обробки приміщень, перегородки, двері, підлоги, ізоляція кабелів і ін

Джерелами запалювання у ВЦ можуть бути електронні схеми від ПК,

прилади, застосовувані для технічного обслуговування, пристрої електроживлення, кондиціонування повітря, де внаслідок різних порушень утворюються перегріті елементи, електричні іскри та дуги, здатні викликати загоряння горючих матеріалів. У сучасних ПК дуже висока щільність розміщення елементів електронних схем. У безпосередній близькості один від одного розташовуються сполучні дроти, кабелі. При протіканні по них електричного струму виділяється значна кількість теплоти. При цьому можливо оплавлення ізоляції. Для відведення надлишкової теплоти від ЕОМ служать системи вентиляції та кондиціонування повітря. При постійному дії ці системи представляють собою додаткову пожежну небезпеку.

При проведенні обслуговуючих, ремонтних і профілактичних робіт використовуються різні мастильні речовини, легкозаймисті рідини, прокладаються тимчасові електропровідниками, ведуть пайку та чистку окремих вузлів. Виникає додаткова пожежна небезпека, яка потребує додаткових заходів пожежного захисту. Зокрема, при роботі з паяльником слід використовувати неспалену підставку з нескладними пристроями для зменшення споживаної потужності в неробочому стані.

Однією з найбільш важливих завдань пожежної захисту є захист будівельних приміщень від руйнувань та забезпечення їх достатньої міцності в умовах впливу високих температур при пожежі. З огляду на високу вартість електронного устаткування приміщення, а також категорію його пожежної небезпеки, будинки для ВЦ і частини будинку іншого призначення, в яких передбачено розміщення ПК повинні бути 1 і 2 ступеня вогнестійкості.

Під час зведення будівельних конструкцій зазвичай використовують негорючі матеріали, такі як цегла, залізобетон, скло, метал тощо. Використання деревини повинно бути обмеженим, а в разі її застосування необхідно обробити матеріал вогнезахисними речовинами.

Для гасіння невеликих загорянь застосовуються такі засоби, як внутрішні пожежні водопроводи, вогнегасники, сухий пісок, азбестові покривала тощо. У машинних залах, приміщеннях для зберігання

інформаційних носіїв та кімнатах із контрольно-вимірювальними приладами застосування води можливе лише у виняткових випадках, коли пожежа набуває значних масштабів. При цьому слід використовувати мінімальну кількість води, а обладнання захистити від потрапляння вологи, накривши його брезентом або щільною тканиною.

На початкових етапах займання широко використовують вогнегасники. У приміщеннях найчастіше застосовують вуглекислотні вогнегасники, оскільки вони ефективно ліквідовують пожежі, не пошкоджують електроніку та мають діелектричні властивості, що дозволяє використовувати їх навіть за наявності напруги в електроустановках.

ВИСНОВКИ

В роботі розглянуто ключові аспекти взаємодії оптичного випромінювання з живими біооб'єктами. Аналіз спектра оптичного випромінювання показав, що діапазон видимого та ближнього інфрачервоного світла є найефективнішим для глибокого і вибіркового впливу на тканини завдяки високій проникності і можливості селективної взаємодії з біологічними хромофорами. Вивчення спектроскопії хромофорів дозволило деталізувати механізми поглинання та флуоресценції, що лежать в основі фотостимуляції клітинних процесів. Особливу увагу приділено порівнянню впливу поліхроматичного та когерентного випромінювання, які мають відмінні фізичні властивості та різну біологічну ефективність — когерентне лазерне світло забезпечує точковий вплив із глибоким проникненням, тоді як поліхроматичне світло світлодіодів дає ширший спектральний профіль і більш м'який біомодуляційний ефект. Визначено, що низькоінтенсивне випромінювання відіграє ключову роль у фотобіомодуляції, активуючи клітинні сигнальні шляхи без термічного ушкодження, що підкреслює його терапевтичний потенціал. Технічні аспекти генерації світлового випромінювання включають адаптивні системи контролю інтенсивності, спектра та тривалості впливу, що забезпечують оптимізацію лікувального ефекту при мінімізації побічних реакцій. Зрештою, розглянуто медичне застосування низькоінтенсивної світлової терапії в різних клінічних напрямках, що підтверджує її ефективність і безпеку як перспективного методу немедикаментозного впливу на біологічні тканини. Таким чином, фізичні основи та технологічні рішення у поєднанні з глибоким розумінням біологічних механізмів створюють надійну базу для подальшого розвитку та впровадження світлотерапії в клінічну практику.

Було розглянуто еволюцію, сучасний стан та перспективи розвитку приладів для низькоінтенсивної світлової терапії, демонструючи значний прогрес у цій галузі. Історичний огляд свідчить про поступове удосконалення

технологій — від застосування природного сонячного світла та простих ламп розжарювання до складних лазерних і світлодіодних систем, які забезпечують контрольоване, безпечне та ефективне опромінення біологічних тканин. Аналіз типів світлових джерел підкреслює різноманіття інструментів, де лазери характеризуються когерентністю та глибиною проникнення, а світлодіоди — енергоефективністю і гнучкістю спектра, що дозволяє адаптувати терапію під конкретні клінічні задачі.

Порівняльний аналіз провідних моделей приладів на ринку демонструє, що сучасні пристрої поєднують різні технологічні підходи для досягнення максимальної біологічної ефективності і зручності використання, що дозволяє охопити широкий спектр медичних застосувань. Зокрема, комбіновані системи, які інтегрують лазерні і світлодіодні технології, відкривають нові можливості для персоналізації терапії, підвищення безпеки і ефективності процедур. Підкресл важливість інноваційних конструктивних рішень, включаючи впровадження адаптивних систем управління параметрами опромінення, розвиток портативних та ергономічних пристроїв, а також інтеграцію сучасних інформаційних технологій, таких як штучний інтелект і інтернет речей. Ці тенденції роблять світлотерапію більш доступною, безпечною і результативною, розширюючи її застосування в різних сферах медицини та реабілітації.

Розроблено конструкцію приладу для низькоінтенсивної світлової терапії з урахуванням основних функціональних, ергономічних та технологічних вимог. У процесі роботи було визначено оптимальну форму корпусу, яка забезпечує зручність складання, експлуатації та ремонту, а також сприяє раціональному розміщенню всіх складових пристрою. Проведено порівняльний аналіз кількох варіантів конструкції, що дозволило обрати оптимальний варіант з урахуванням техніко-економічних показників, таких як маса, габарити, надійність та собівартість.

Особлива увага приділялась вибору типу друкованої плати і технології її виготовлення, що відповідають рівню складності пристрою і забезпечують

високу надійність електричних з'єднань. Застосування двосторонніх друкованих плат полегшує трасування, зменшує кількість перемичок та оптимізує компоновку елементів, що позитивно впливає на габарити та масу приладу.

Розроблені технологічні процеси монтажу елементів і пайки включають послідовність операцій, спрямованих на забезпечення якісного контакту та довговічності з'єднань. Використання відповідних матеріалів, таких як легкоплавкий припій та якісний флюс, гарантує надійність і стабільність роботи пристрою в процесі експлуатації.

Загалом, реалізована конструкція поєднує в собі компактність, надійність, технологічність і зручність в експлуатації, що створює умови для ефективного застосування приладу в медичній практиці світлової терапії.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Leccese, Francesco, et al. Artificial Optical Radiation (AOR) due to lighting sources in indoor work places. In: *Atti del 14° Congresso Naz. le CIRIAF*. Morlacchi Editore, 2014. p. 1-11.
2. Pedrotti, Frank L.; Pedrotti, Leno M.; Pedrotti, Leno S. *Introduction to optics*. Cambridge university press, 2017.
3. Hamblin, Michael R. Mechanisms and applications of the anti-inflammatory effects of photobiomodulation. *AIMS biophysics*, 2017, 4.3: 337.
4. Huang, Ying-Ying, et al. Biphasic dose response in low level light therapy. *Dose-response*, 2009, 7.4: dose-response. 09-027. Hamblin.
5. Jacques, Steven L. Optical properties of biological tissues: a review. *Physics in Medicine & Biology*, 2013, 58.11: R37.
6. Karu, Tuna. Primary and secondary mechanisms of action of visible to near-IR radiation on cells. *Journal of Photochemistry and photobiology B: Biology*, 1999, 49.1: 1-17.
7. Chung, Hoon, et al. The nuts and bolts of low-level laser (light) therapy. *Annals of biomedical engineering*, 2012, 40: 516-533.
8. Glass, Graeme Ewan. Photobiomodulation: the clinical applications of low-level light therapy. *Aesthetic surgery journal*, 2021, 41.6: 723-738.
9. Lui, Harvey; Anderson, R. Rox. Photodynamic therapy in dermatology: recent developments. *Dermatologic clinics*, 1993, 11.1: 1-13.
10. Salehpour, Farzad, et al. Brain photobiomodulation therapy: a narrative review. *Molecular neurobiology*, 2018, 55: 6601-6636.
11. Zhang, Renlong; QU, Junle. The mechanisms and efficacy of photobiomodulation therapy for arthritis: a comprehensive review. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023, 24.18: 14293.
12. silva, Ana Paula de Andrade, et al. Photobiomodulation and Dentistry: Visualization and Analysis of Knowledge of the Most Cited

Articles. *Photobiomodulation, Photomedicine, and Laser Surgery*, 2025, 43.5: 177-189.

13. Leal-Junior, Ernesto Cesar Pinto, et al. Effect of phototherapy (low-level laser therapy and light-emitting diode therapy) on exercise performance and markers of exercise recovery: a systematic review with meta-analysis. *Lasers in medical science*, 2015, 30: 925-939.

14. Dougherty, Thomas J., et al. Photodynamic therapy. *Journal of National Cancer Institute*, 1998, 90.12: 889-905.

15. Maisels, M. Jeffrey; Mcdonagh, Antony F. Phototherapy for neonatal jaundice. *New England Journal of Medicine*, 2008, 358.9: 920-928.

16. Hamblin, Michael R. Photobiomodulation or low-level laser therapy. *Journal of biophotonics*, 2016, 9.11-12: 1122.

17. Grzybowski, Andrzej; SAK, Jarosław; PAWLIKOWSKI, Jakub. A brief report on the history of phototherapy. *Clinics in Dermatology*, 2016, 34.5: 532-537.

18. Bunch, Jessica. Photobiomodulation (therapeutic lasers): An update and review of current literature. *Veterinary Clinics: Small Animal Practice*, 2023, 53.4: 783-799.

19. <https://www.medxhealth.com/>

20. <https://bioflexlaser.com/>

21. <https://www.asalaser.com/en>

22. <https://www.theralight.com/>

23. <https://www.vielight.com/>

24. <https://joovv.com/>

25. <https://international.celluma.com/>

26. <https://bcurelaser.com/>

27. Lee, Ju Seung, et al. Materials and device design for advanced phototherapy systems. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2022, 186: 114339.

28. Islam, SM Riazul, et al. The internet of things for health care: a comprehensive survey. *IEEE access*, 2015, 3: 678-708.

29. Esteva, Andre, et al. A guide to deep learning in healthcare. *Nature medicine*, 2019, 25.1: 24-29.
30. Hemapriya, D., et al. Wearable medical devices—Design challenges and issues. In: *2017 International conference on innovations in green energy and healthcare technologies (IGEHT)*. IEEE, 2017. p. 1-6.
31. <https://standart-pribor.com.ua/>
32. Лободзінська, Р. С., et al. Конструювання та технологія радіоелектронних засобів. *Вінниця: ВНТУ*, 2007.
33. Коренівська, О. Л.; Бенедицький, Б. В. Надійність, експлуатація та ремонт радіоелектронної та телекомунікаційної техніки. *Житомир: Житомирська політехніка*, 2020.
34. ДСТУ OHSAS 18002:2015. Системи управління гігієною та безпекою праці. Основні принципи виконання вимог OHSAS 18001:2007 (OHSAS 18002:2008, IDT). К. : ГП «УкрНИИУЦ», 2016. 21 с
35. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. URL: http://sop.zp.ua/norm_праор_0_00-7_15-18_01_ua.php
36. ДБНВ.2.5-27-2006. Захисні заходи електробезпеки в електроустановках будинків і споруд. К. : Мінбуд України, 2006. 154 с
37. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>
38. Гігієнічна класифікація праці (за показниками шкідливості і небезпеки факторів виробничого середовища від 12.08.1986 № 4137-86. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://zakon4.rada.gov.ua/laws/show/v4137400-86>
39. ДСН 3.3.6.037-99 Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://document.ua/sanitarni-normi-virobnichogo-shumu-ultrazvuku-ta-infrazvuku-nor4878.html>

40. ДСНіПЗ.3.6.096-2002. Державні санітарні норми і правила при роботі з джерелами електромагнітних полів. URL: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/z0203-03>

41. Директива № 90/270/ЕЄС «Про мінімум вимог безпеки і гігієни праці при роботі з екранними пристроями - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <https://osha.europa.eu/en/legislation/directives/provisions-on-workload-ergonomical-and-psychosocial-risks/osh-directives/5>

42. Кодекс цивільного захисту України від 02.10.2012 № 5403-VI

43. НАПБА.01.001-14. Правила пожежної безпеки в Україні. К. : МВС України, 2014. 47 с.

44. ДСТУ Б В.1.1-36:2016 Визначення категорій приміщень, будинків та зовнішніх установок за вибухопожежною та пожежною небезпек. URL: https://dbn.co.ua/load/normativy/dstu/dstu_b_v_1_1_36/5-1-0-1759

45. ДБН В.1.1-7:2016 Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги. URL: http://www.poliplast.ua/doc/dbn_v.1.1-7-200

Додаток А
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

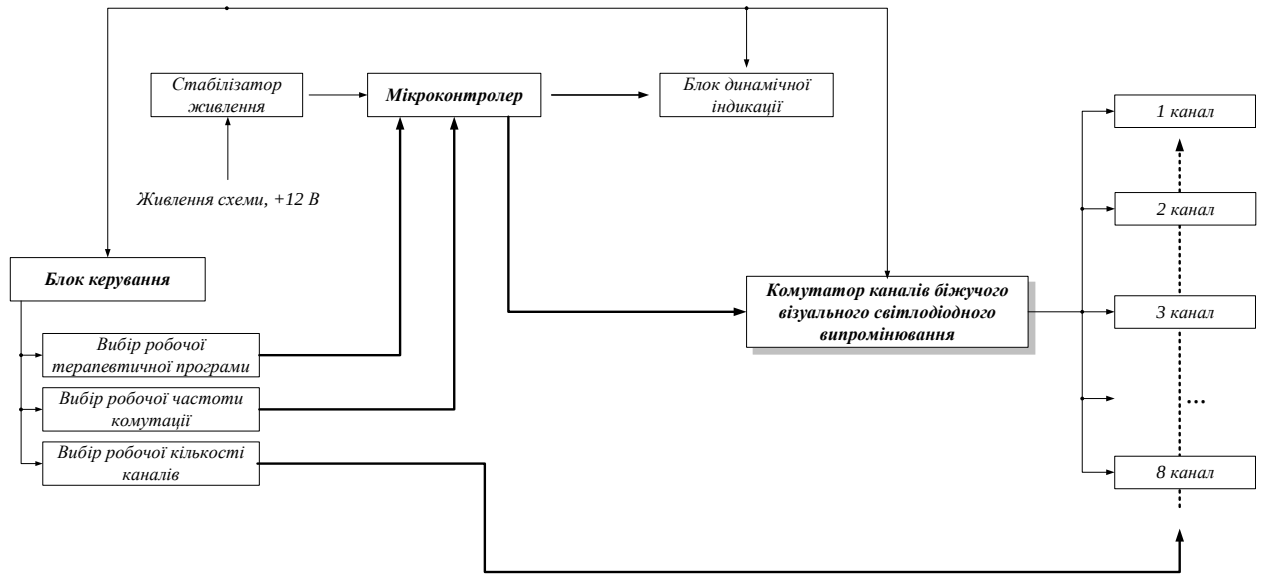


Рисунок А.1 – Схема структурна

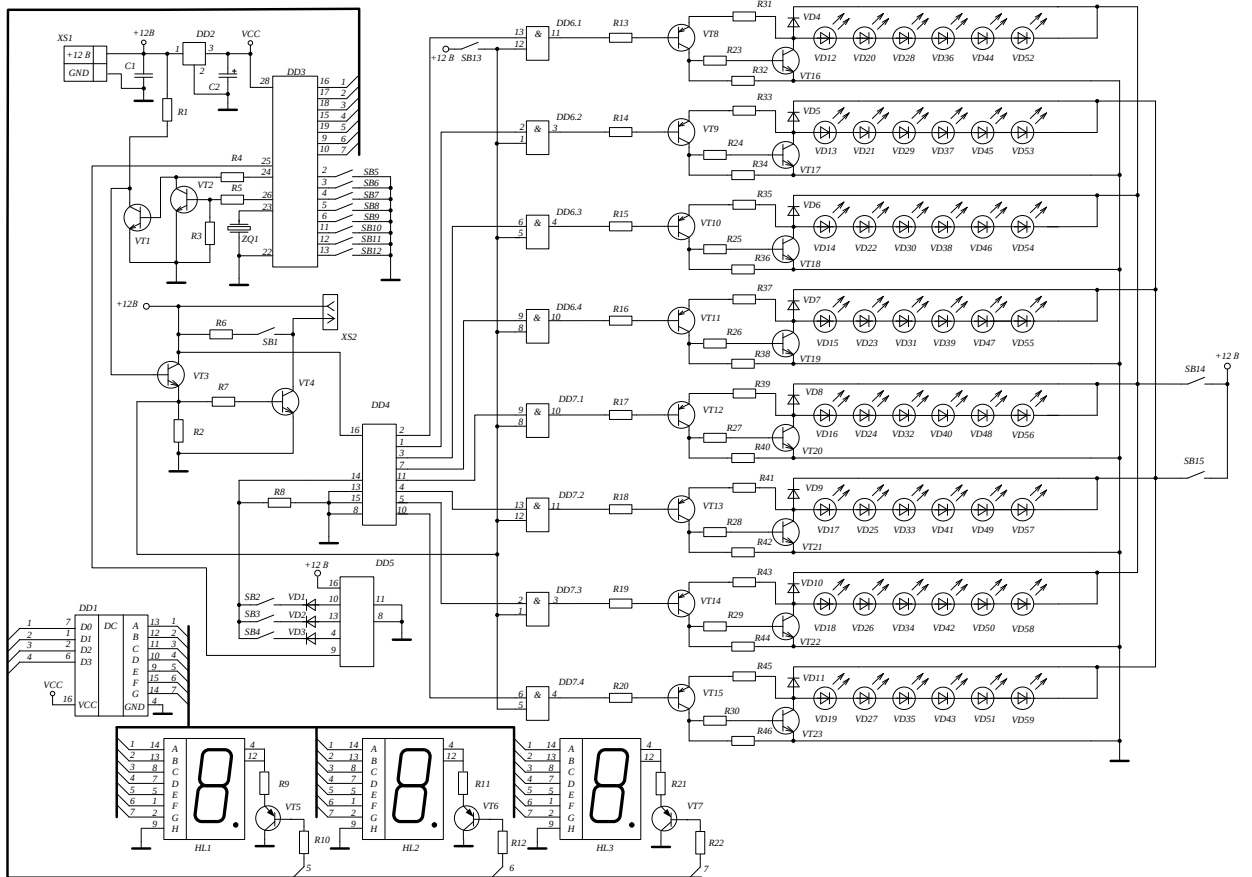


Рисунок А.2 – Схема електрична принципова

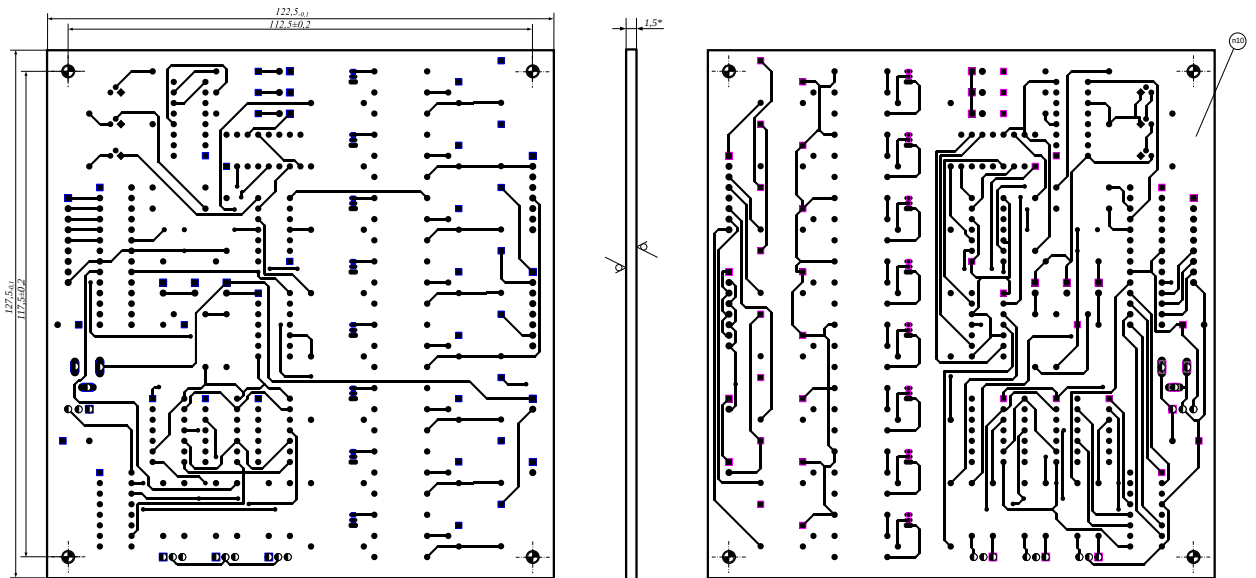


Рисунок А.3 – Друкована плата

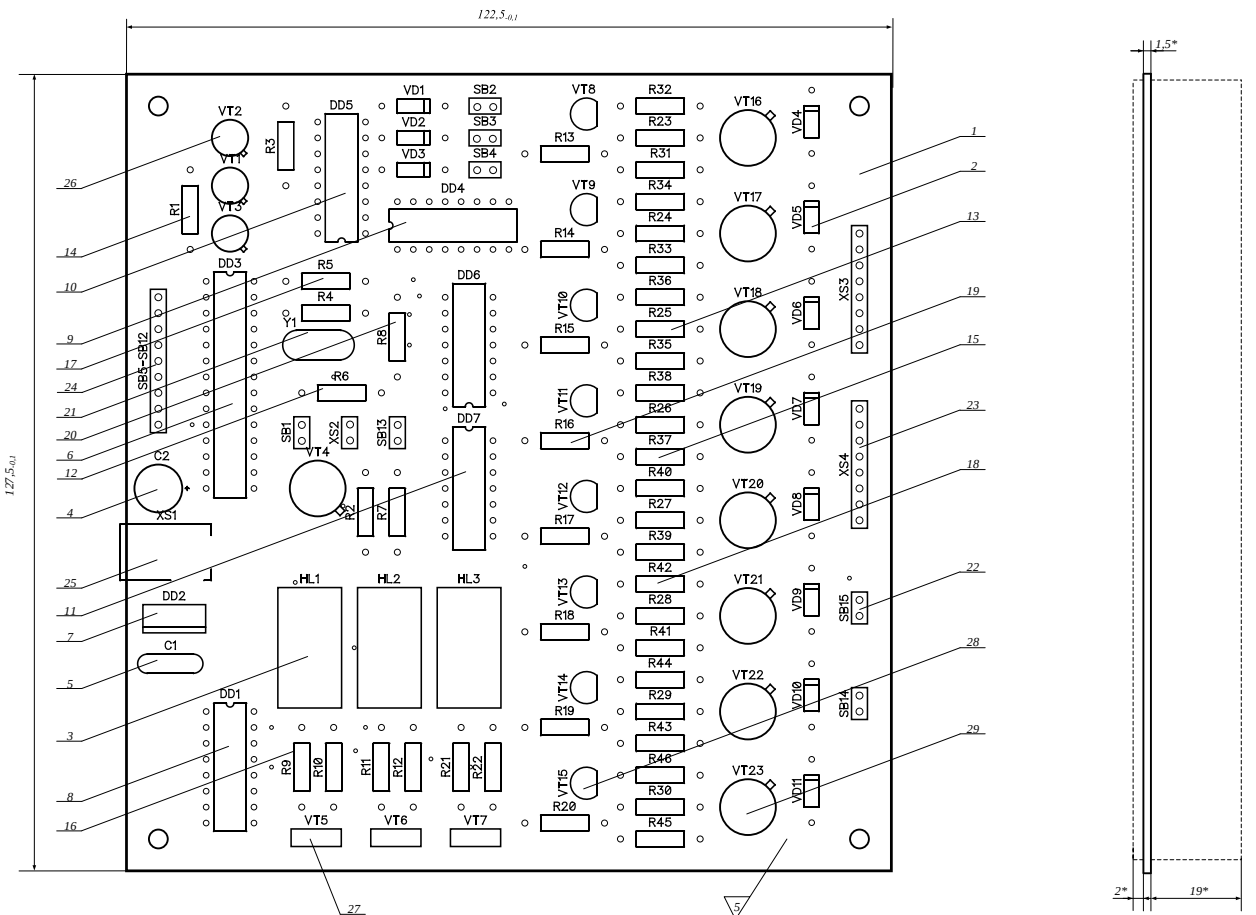


Рисунок А.4 – Складальний кресленик друкованої плати

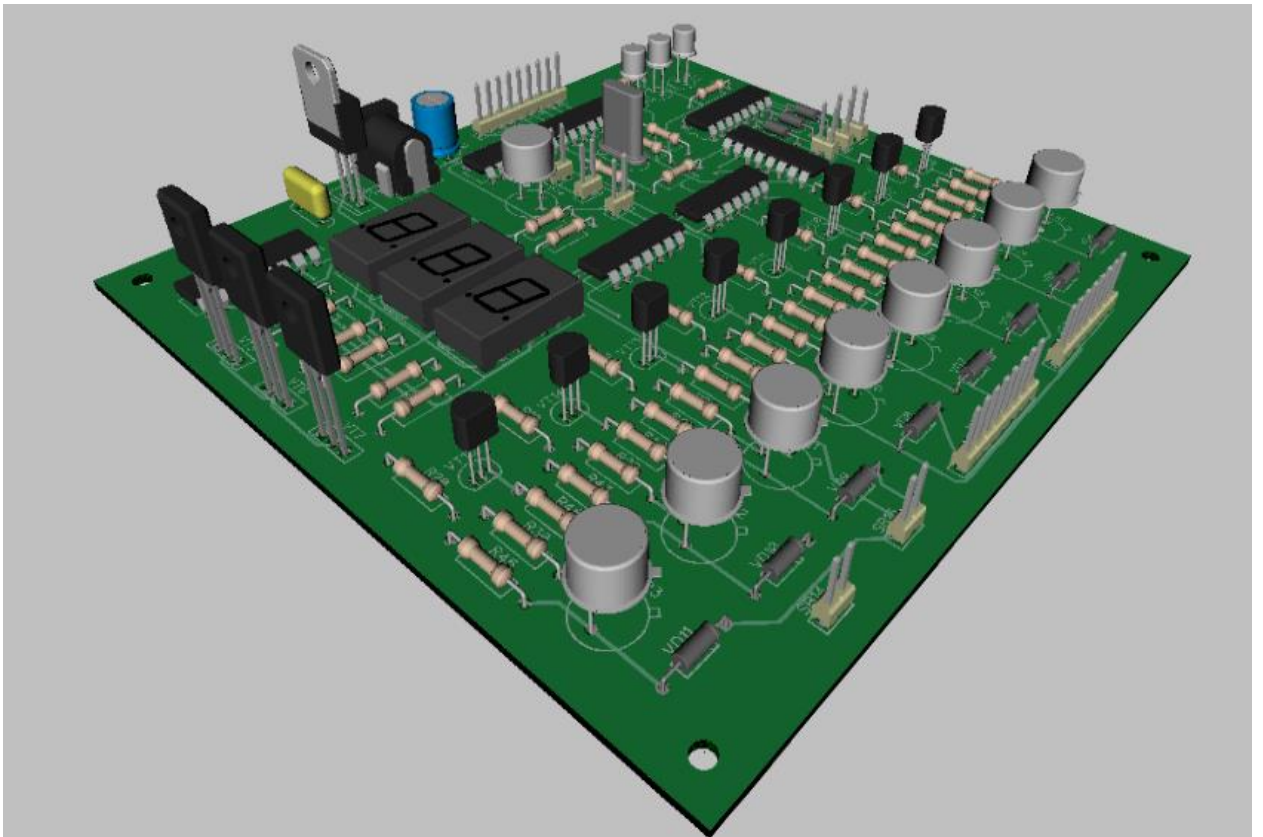


Рисунок А.5 – 3D модель друкованої плати

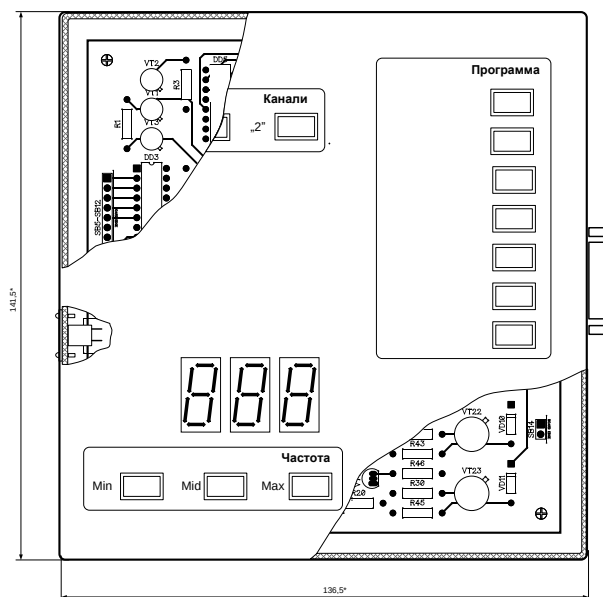
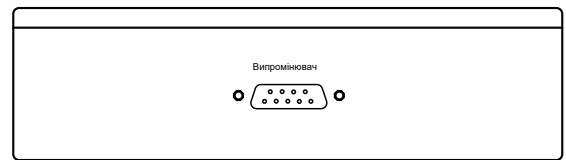
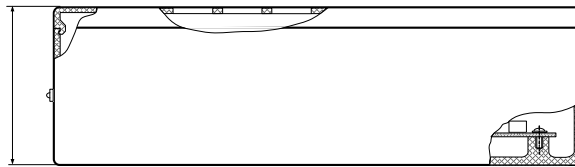


Рисунок А.6 – Перший варіант конструкції корпусу

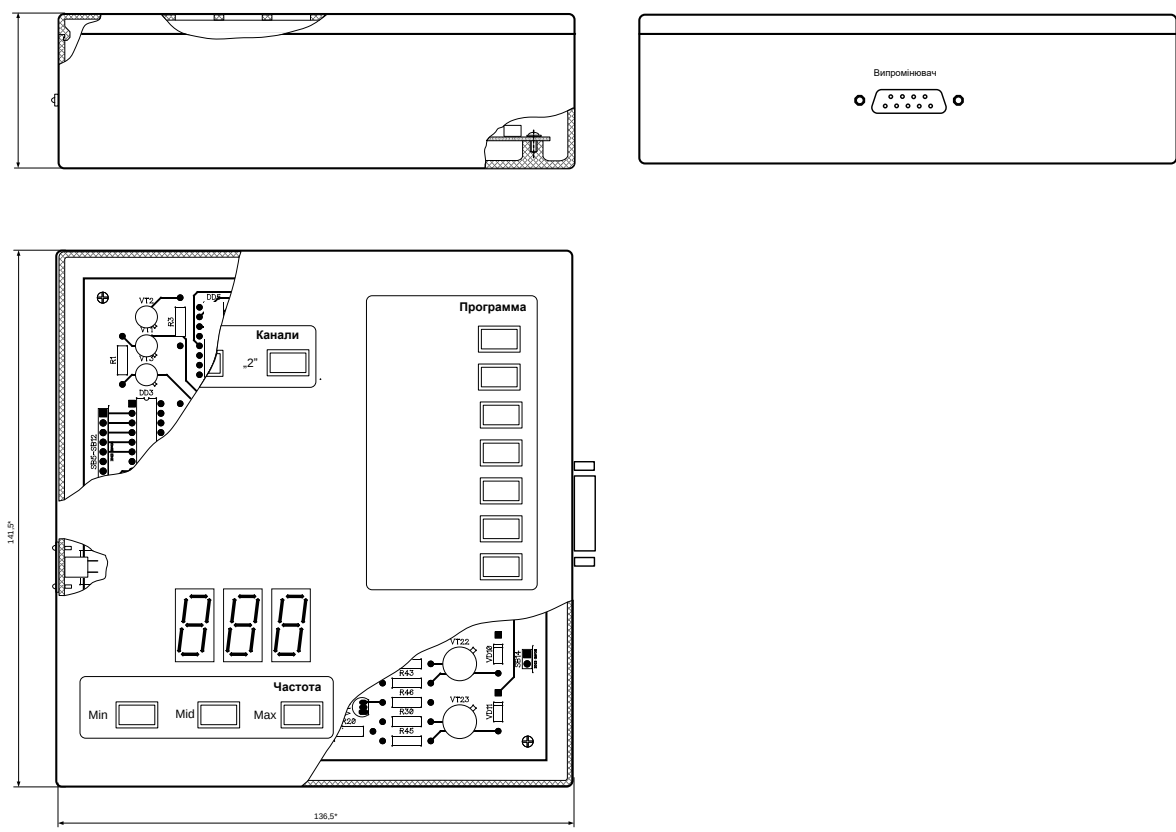


Рисунок А.7 – Другий варіант конструкції корпусу

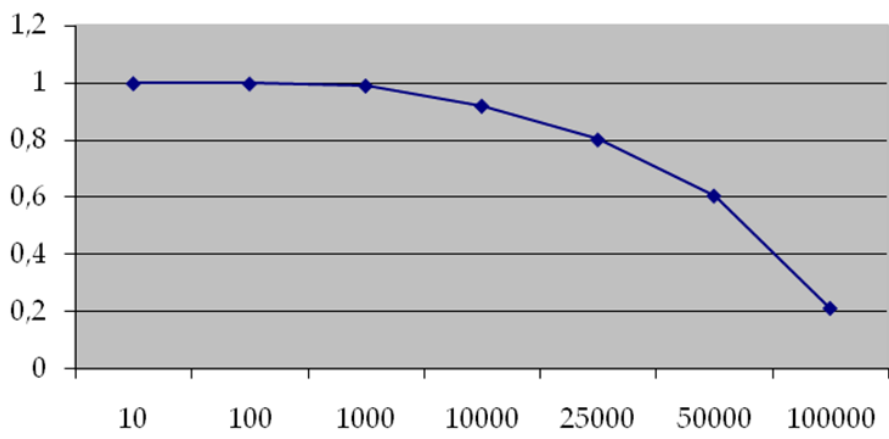


Рисунок А.8 – Залежність ймовірності безвідномвної роботи від часу $P(t)$

Таблица А.1 – Перелік елементів

Позначення	Найменування	Кількість
Конденсатори		
C1	K10-17-H90-0.1 мкФ ± 10% ОЖ0.460.043.ТУ	1
C2	K50-35-6,3В-10 мкФ ОЖ0.464.214.ТУ	1
Мікросхеми		
DD1	KP514ИД1	1

DD2	LM7805L	1
DD3	ATMega168	1
DD4	K561IE9	1
DD5	K561IE16	1
DD6,DD7	K561JA7	2
<i>Індикатори семисегментні</i>		
HL1-HL3	КЕМ-8102BG	3
<i>Резистори</i>		
	СП2-23 ОЖ0.467.180.TY	
R1	СП2-23-0,125-1,6кОм±10%	1
R2,R7	СП2-23-0,125-1кОм±10%	2
R3	СП2-23-0,125-2кОм±10%	1
R4,R5	СП2-23-0,125-5,6кОм±10%	2
R6	СП2-23-0,125-330Ом±10%	1
R8	СП2-23-0,125-200кОм±10%	1
R9-R12	СП2-23-0,125-4,7кОм±10%	4
R13-R20	СП2-23-0,125-15кОм±10%	8
R21-R22	СП2-23-0,125-4,7кОм±10%	2
R23-R30	СП2-23-0,125-1кОм±10%	8
R31,R33,R35,R37, R39,R41,R43,R45	СП2-23-0,125-10кОм±10%	8
R32,R34,R36,R38, R40,R42,R44,R46	СП2-23-0,125-2кОм±10%	8
<i>Перемикачі</i>		
SB1-SB15	Перемикачі П2К-1-87 ЕЩ0.360.037.TY	15
XP2	FB-5 ГОСТ 24733-81	1
XP3	FB-6 ГОСТ 24733-81	1
<i>Діоди</i>		
VD1-VD11	КД522 дР3.362.029.TY	11
VD12-VD19	3214URC(ч)	8
VD20-VD27	5213PGS(з)	8
VD28-VD35	3214URC(с)	8
VD36-VD43	АЛ307Е(ж)	8
VD44-VD59	АЛ106Б(і)	16
<i>Транзистори</i>		
VT1-VT3	КТ3102Е аА0.336.183.TY	3
VT5-VT7	КТ315Г аА0.321.547.TY	3
VT8-VT12	КТ3107Г аА0.336.553.TY	8
VT4, VT15-VT23	КТ630Б аА0.336.246.TY	9
<i>Роз'єми</i>		
XS1	4840-2201	1
XS2	PLS-2	1
<i>Резонатор</i>		
ZQ1	РК-100-4АМ-1100 кГц аА0.336.254TY-84	1

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Прилад для низько-інтенсивної світлової терапії біологічних тканин

Тип роботи: бакалаврська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

(кафедра, факультет, навчальна група)

Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism 4,10 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

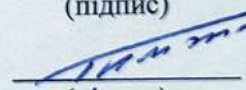
- ☒ Запозичення, виявлені у роботі, є законними і не містять ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту
- ☐ У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- ☐ У роботі виявлено ознаки плагіату та/або текстових маніпуляцій як спроб укриття плагіату, фабрикації, фальсифікації, що суперечить вимогам законодавства та нормам академічної доброчесності. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

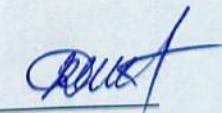
Коваль Л. Г., завідувач кафедри БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

Тимчик С. В., гарант ОПП «Біомедична інженерія»
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

З висновком експертної комісії ознайомлені:

Керівник


(підпис)

Криворучко І. О., ст. викл. каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач


(підпис)

Мазур В. В.
(прізвище, ініціали)