

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

Пояснювальна записка

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

на тему:

МЕТОД І ЗАСІБ ЛАЗЕРНОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ

Виконала: студентка 2-го курсу, групи ЛТО-18м
ОКР підготовки магістр
спеціальності 152 – метрологія та
інформаційно-вимірювальна техніка
За освітньою програмою «Лазерна техніка та
оптоінформатика»
Мазур Н. І. _____

Керівник: к.т.н., проф. каф. ЛОТ
Тужанський С.Є. _____

« ___ » _____ 2019 р.

Рецензент: к.т.н., доцент каф. МПА
Маньковська В.С. _____

« ___ » _____ 2019 р.

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

ЗАТВЕРДЖУЮ
Зав.кафедри ЛОТ
к.т.н., проф. Заболотна Н.І.

« ___ » _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Мазур Надії Ігорівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема магістерської кваліфікаційної роботи: Метод і засіб лазерного терапевтичного опромінення крові
керівник проекту (роботи) Тужанський Станіслав Євгенович, к.т.н., доц.,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)
затверджені наказом ВНТУ від « ___ » _____ 2019 року № ____.
2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: _____
3. Вихідні дані до магістерської дипломної роботи: _____
1 Тип пристрою –цифровий, волоконний; випромінювач - напівпровідникові лазери (650 нм, 10 мВт, 870 нм, 20 мВт); напруга живлення – 180-260 В, 50 Гц; потужність споживання – 10 Вт; магістральний світловод – МС2 (600 мкм), частота випромінювання – 0 Гц-3 кГц; час процедури – 0 сек – 10 хв.
4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити):
Аналітичний огляд методів і засобів лазерного опромінення крові; моделювання характеристик лазерного випромінювача та системи узгодження зі світловодом; розробка та опис роботи лазерного пристрою для опромінення крові; лазерна безпека; економічна частина; висновки по роботі.
5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень):
 1. Схема структурна загальна.
 2. Схема структурна передньої панелі (макету) пристрою.
 3. Електрична схема пристрою.
 4. Схема методу лазерного опромінення крові.
 5. Структурна схема пульсоксиметричного блоку засобу.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

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

7. Дата видачі завдання «__» _____ 2019 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

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

Студент

(підпис)

Мазур Н. І.

Керівник роботи

(підпис)

Тужанський С. Є.

РЕФЕРАТ

Магістерська кваліфікаційна робота призначена проектуванню і розробці методу і засобу неінвазивного опромінення крові на основі напівпровідникових лазерних випромінювачів для лікування широкого спектру захворювань. Здійснюється порівняльний аналіз методів і схем неінвазивної лазерної терапії, розробляються структурна, електрична та блок схеми двохканального пристрою для адаптивного черезшкірного опромінення крові із динамічним контролем сатурації. Також виконується розрахунок параметрів лазерних випромінювачів, об'єднуючого лазерного модуля, аналіз оптичної системи фокусування та аналіз роботи електричних схем та схеми оптичного пульсокіметра у складі засобу.

REFERAT

The master's qualification work is intended to design and develop a method and means of non-invasive blood irradiation based on semiconductor laser emitters for the treatment of a wide range of diseases. A comparative analysis of methods and schemes of non-invasive laser therapy is being carried out; structural, electrical and optical circuits of a two-channel device for adaptive blood transfusion irradiation with dynamic control of saturation and pulse are developed. Also, the calculation of the parameters of the laser emitters, the combination of the laser module, the analysis of the optical focusing system and electrical circuits and optical circuits of the pulse oximeter in the device were carried out.

Зміст

Вступ.....	8
РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ.....	12
1.1 Аналіз методів лазерного опромінення крові	12
1.2 Порівняльний аналіз для засобів	18
Висновки до розділу	29
РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАЧА ТА СИСТЕМИ УЗГОДЖЕННЯ ЗІ СВІТЛОВОДОМ	30
2.1. Моделювання оптичних параметрів лазерного випромінювача.....	31
2.2 Обґрунтування вибору узгоджувального оптичного пристрою	33
2.3. Розрахунок пристрою узгодження із світловодом	41
2.4 Моделі та методи лазерного опромінення біотканин	43
2.5 Метод Монте–Карло	47
Висновки до розділу	51
РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА ТА ОПИС РОБОТИ ЛАЗЕРНОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ.....	52
3.1 Розробка структурної схеми пристрою.....	52
3.2 Мікроконтролерний блок керування	56
3.3 Блок пульсоксиметричного моніторингу спектрального поглинання	61
3.4 Розширення можливостей лазерної терапії.....	64
Висновки до розділу	66
РОЗДІЛ 4 ЛАЗЕРНА БЕЗПЕКА	67
4.1 Безпека при роботі з лазером.....	67
4.2 Загальні вимоги безпеки при роботі на лазерних установках	68
4.3 Розробка проекту медико – технічні вимог до лазерного пристрою для опромінення крові	71
Висновки до розділу	74
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА.....	75
5.1 Оцінювання комерційного потенціалу розробки.....	75
5.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи.....	78
5.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки	84

5.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності ..	86
Висновки до економічного розділу	88
ВИСНОВКИ.....	89
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	90
Додатки	

Вступ

На сьогоднішній день, медицина відіграє надзвичайно високу роль у житті кожної людини. Це невід'ємна галузь науки, яка набула широкого застосування ще за давніх часів.

Лазерна терапія - один з методів фізіотерапії, який отримав найбільший розвиток і поширення в СРСР, а потім в Україні. У профільній англійській літературі повідомляється, що першими даний метод запропонували дослідники з Угорщини [1]. Однак в цей період в різних регіонах СРСР були проведені десятки досліджень по терапевтичному застосуванню низькоінтенсивного лазерного випромінювання (НІЛВ) і опубліковані сотні статей і навіть монографій, але оскільки всі вони були російською мовою, то залишилися непоміченими світовим професійним співтовариством.

Ще за часів Нобелівського лауреата 1903 року М. Р. Фінзена було доведено, що чим вищий виділений спектр, тим вище лікувальний ефект, тому це стало називатися лазерною терапією. Крім того, лазерні діоди (діодні лазери), які в даний час застосовуються у всіх сучасних лазерних терапевтичних апаратах, дозволяють краще контролювати параметри методики і варіювати ними в значно більш широких межах.

Перші дослідження в цій області були пов'язані з вивченням впливу лазерного світла на кров і еритроцити, наприклад, показано, що вплив світла КТР-лазера (зелений спектр, довжина хвилі 532 нм, потужність 1 мВт) на еритроцити сприяє зв'язуванню гемоглобіну з киснем і істинної оксигенації на рубіновий лазер (червоний спектр, 694 нм) такого ефекту не викликає. Вже перші експериментальні дані показали важливість вибору довжини хвилі лазерного світла для досягнення максимальної біоефективності.

Ефективність та безпека лазерної терапії давно доведені [2,3], детально вивчені механізми терапевтичного (біологічного) дії НІЛВ [4,5], що дозволяє більш активно розвивати різні методики та напрямки в цілому.

Однією з найбільш відомих методик лазерної терапії є лазерне опромінення крові [6-8], яке реалізується в двох варіантах: інвазивно

(внутрішньовенно) та неінвазивної (черезшкірно). Внутрішньовенне лазерне опромінення крові (ВЛОК) першими застосували в клінічній практиці (кардіологія і кардіохірургія) Е.Н. Мешалкін та В.С. Сергієвський [9,10] вони використовували гелій-неонові лазери з довжиною хвилі 633 нм і потужністю 1-2 мВт, але в даний час вплив проводиться за допомогою НЛВ з різною довжиною хвилі (від ультрафіолетового (УФ) до інфрачервоного (ІК) спектра) і різною потужністю (від 1 -2 до 25 мВт) [11,12]. Для неінвазивного лазерного опромінення крові (НЛОК) найчастіше використовують імпульсні лазерні діоди (ЛД) червоного спектра (довжина хвилі 635 нм, тривалість імпульсу 100-150 нс, імпульсна потужність 5 Вт для 1 ЛД і до 40 Вт для матриці з 8 ЛД), а також матричні [13,14].

Методика лазерного опромінення крові постійно вдосконалюються, останнім часом до українських медичних технологій зріс інтерес усього світу.

Актуальність теми

В сучасному медичному приладобудуванні велику роль займають апаратні засоби, дія яких заснована на світло терапії лазерним випромінюванням. Застосування методів лазерної терапії окремо або у комбінації з іншими методами фізіотерапії надає результати, зіставні з медикаментозним лікуванням, а іноді навіть кращі за нього. Доцільність застосування цих методів також обумовлена тим, що біологічна система людського організму може спричиняти різні реакції на медикаментозному лікуванні (можливі прояви алергічних реакцій, пригнічення імунітету, інші побічні реакції). Окремий важливий клас пристроїв лазерної терапії займають прилади для опромінення крові. Разом з тим більша частина таких пристроїв використовує інвазивні (внутрішньовенні) методики опромінення крові, які є небезпечними і забороненими у ряді країн. Останнім часом набувають поширення апарати неінвазивного лазерного опромінення крові із надшкірними аплікаторами (Фотоніка Плюс, МІТ та ін.). Проте показники терапевтичної дії лазерного опромінення організму, органів і тканин недостатньо вивчені і не завжди можуть бути виведені з реакцій на рівні клітин та біологічних рідин. Хоча і приділяється немало уваги дослідженню фізичних процесів лазерної терапії, все ще

досить часто трапляються випадки побічних реакцій і передозування випромінюванням при тих же параметрах лазерної терапії, які надавали виключно позитивний ефект для більшості пацієнтів з аналогічним захворюванням.

Актуальність теми дослідження полягає у тому, що за його матеріалами можливий перегляд традиційних методик фізіотерапевтичних процедур та розробка нових, а також модифікація та розробка нових лазерних фізіотерапевтичних апаратів для опромінення крові із розширеними функціональними можливостями з метою мінімізації часу проведення процедури та максимізації лікувального ефекту для пацієнта.

Мета й завдання дослідження

Мета дослідження – розширення області застосування методу неінвазивного лазерного опромінення крові та функціональних можливостей терапевтичного засобу на його основі.

Завдання дослідження:

1. Огляд, аналіз та класифікація методів та засобів лазерної терапії для опромінення крові;
2. Моделювання фізичних процесів при взаємодії лазерного випромінювання із біотканинами (шкіра, кров);
3. Розробка методики неінвазивної лазерної терапії крові та алгоритму функціонування пристрою;
4. Розробка і розрахунок елементів пристрою для лазерного опромінення крові;
5. Аналіз лазерної безпеки та економічної доцільності розробки пристрою.

Об'єкт дослідження

Процес взаємодії низько інтенсивного лазерного випромінювання із біотканинами (шкіра, кров).

Предмет дослідження

Методи, моделі і засоби неінвазивного лазерного опромінення крові

Методи дослідження

Методи дослідження базуються на теорії взаємодії оптичного випромінювання із біотканинами, прикладної фізичної оптики, лазерних технологій та методах математичної статистики.

Наукова новизна роботи

Удосконалено метод неінвазивного лазерного терапевтичного опромінення крові, в якому на відміну від існуючих здійснюється поєднання випромінювання різних типів лазерів та підбор параметрів випромінювачів з урахуванням спектрального поглинання випромінювання під час процедури, що дозволяє збільшити ефективність та підвищити комфортність терапії за рахунок скорочення часу процедури.

Практична значимість роботи

Практичне значення роботи полягає у розширенні функціональних можливостей апаратного засобу лазерного терапевтичного опромінення крові, визначенні оптимальних параметрів випромінювання лазерного пристрою для ефективного опромінення крові, розробленні медико-технічних рекомендацій до пристрою, а також у розробці схем та інженерному розрахунку компонентів пристрою.

Апробація результатів дисертації

Результати досліджень отримані в даній магістерській дисертації були оприлюднені на:

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

Публікації

1. <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2019/paper/view/7531/6156>
2. Оптоелектронні інформаційні технології «ФОТОНІКА-ОДС-2018» // Збірник тез доповідей шостої міжнародної науково-технічної конференції, м. Вінниця, 2-4 жовтня 2018р.

РОЗДІЛ 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ

1.1 Аналіз методів лазерного опромінення крові

У сучасній лазерній терапевтичній апаратурі найчастіше використовують ЛД, які дозволяють застосовувати виносні лазерні випромінюючі голівки, спеціалізовані під методи впливу. Сучасні лазерні терапевтичні апарати дозволяють проводити як ВЛОК, так і НЛОК, а також інші способи лазерної дії. Максимальна ефективність лікування обумовлена в тому числі оптимізацією конструкцій лазерних головок, наприклад, для ВЛОК використовується спеціальна система фіксації одноразових світловодів і самих головок на руці, для НЛОК - матричнівипромінюючі головки.

Виконувати вимоги протоколу строго обов'язково, оскільки однозначно доведено необхідність завдання всіх параметрів методики, перелічених нижче. Неправильно реалізований навіть один з параметрів не дозволить отримати прогнозовану і адекватну відповідь на вплив лазерним світлом, відповідно, і потрібний лікувальний ефект.

Звертаємо увагу на те, що в більшості випадків потрібні мінімальні енергії НЛВ для успішної реалізації методик лазерної терапії, а збільшення потужності і експозиції може привести до інгібуючого ефекту. Однак є методики, в яких потрібні граничні значення щільності потужності, але їх мало.

Всі методики лазерної терапії обов'язково повинні містити наступну інформацію (рисунок 1) [6-8].

1. Довжина хвилі лазерного світла вимірюється в нанометрах (нм). Найбільш поширені в лазерній терапії довжини хвиль:

- 365-405 нм - УФ-спектр;
- 440-445 нм - синій спектр;
- 520-525 нм - зелений спектр;
- 635 нм - червоний спектр;
- 780-785 нм - ІЧ-спектр;

- 890-904 нм - ІЧ-спектр.

Неприпустимо світити одночасно на одну область лазерними і / або некогерентними джерелами світла з різною довжиною хвилі через інгібований взаємовплив.

2. Режим роботи лазера: безперервний, модульований, імпульсний.

3. Потужність випромінювання НІЛВ. Середня потужність безперервних лазерів, що працюють як в безперервному, так і в модульованому режимах, вимірюється в міліватах (мВт), імпульсна (пікова) потужність імпульсних лазерів вимірюється в ватах (Вт).

4. Частота модуляції або частота повторення імпульсів для імпульсного режиму - кількість коливань (імпульсів) в одиницю часу (с). Вимірюється в герцах (Гц, 1 / с) [7].

5. У імпульсних лазерів важливим параметром є тривалість світлового імпульсу, це постійна величина (найчастіше 100-150 нс). Середня потужність імпульсних лазерів (P_{cp}) прямо пропорційна імпульсній потужності (P_i), тривалості імпульсу (t_i) і частоті (F_i): $P_{cp} = P_i \cdot t_i \cdot F_i$.

6. Площа опромінення вимірюється в квадратних сантиметрах (см²). У більшості випадків необхідна площа забезпечується методикою без проведення непотрібних вимірювань, наприклад, при контактній-дзеркальній методикою площа приймається дорівнює 1 см². У матричних випромінювачів ЛД повинні розташовуватися таким чином, щоб площа їх впливу забезпечувала кратність по щільності потужності. Наприклад, 8 (найчастіше) імпульсних ЛД потужністю 10 Вт кожен розташовуються на площі поверхні 8 см², при контакті зі шкірою щільність потужності буде, відповідно, 10 Вт / см². При проведенні лазерної акупунктури або ВЛОК площа не вказується, оскільки область впливу занадто мала і провідну роль відіграють розсіювання і поглинання енергії лазерного світла в обсязі біотканин [7].

7. Щільність потужності вимірюється в ватах або міліватах на квадратний сантиметр (Вт / см² або мВт / см²).

8. Експозиція (час впливу) на одну область (зону) і загальний час за процедуру вимірюються в секундах (с) або хвилинах (хв). Це дуже важливий параметр, який майже ніколи не можна міняти.

Загальний час процедури лазерної терапії (послідовне вплив на всі сфери) не повинно перевищувати 20 хв, на одну область - 5 хв (крім ВЛОК).

9. Локалізація впливу (методика).

10. Кількість процедур на курс і періодичність їх проведення.



Рисунок 1.1 - Послідовність розвитку біологічних ефектів від лазерного впливу

Розрахунки енергії, яка вимірюється в джоулях (Дж або Вт × с), і енергетичної щільності (Дж / см² або Вт × с / см²) не проводяться, оскільки в цій інформації немає необхідності для забезпечення ефективної лазерної терапії. У схему лазерної терапії доцільно включати один з методів загального впливу (лазеропунктура і / або ВЛОК) і вплив безпосередньо на область ураження (місцева, черезшкірна або порожнинна методики, а також поєднаний метод - лазерофорез) [8].

Місцевий вплив НІЛВ проводиться безпосередньо на уражену область, що знаходиться близько до поверхні тіла, або контактено через дзеркальну насадку, або дистанційно - на не великому відстані від поверхні (1-2 см), стабільно [9].

Для місцевого лазерного впливу найчастіше використовують:

- безперервне НІЛВ червоного спектра (635 нм), щільність потужності 10-15 мВт / см²;
- імпульсна НІЛВ червоного спектра (635 нм), щільність потужності 4-5 Вт см², тривалість імпульсу 100-150 нс, частота 80-10 000 Гц;
- імпульсна НІЛВ ІЧ-спектра (890-904 нм), щільність потужності - 8-10 Вт/см², тривалість імпульсу 100-150 нс, частота 80-10 000 Гц.

Внутрішньовенне лазерне опромінення крові.

При ВЛОК використовується тільки НІЛВ в безперервному режимі, вплив проводять через спеціальні одноразові стерильні світлопроводи з пункційною голкою, найчастіше в кубітальну вену [12].

Для реалізації ВЛОК в даний час застосовуються диференційовані методики з використанням лазерного світла різного спектру:

1. ВЛОК-635 («класична», базова довжинахвилі 635 нм, червоний спектр, потужність 1,5-2 мВт, експозиція 10-20 хв) має універсальну дію, надає позитивний вплив як на імунну систему, так і на трофічне забезпечення тканин.

2. ВЛОК-525 (довжина хвилі 525 нм, зелений спектр, потужність 1,5-2 мВт, експозиція 7-8 хв) рекомендується для максимального посилення трофічного забезпечення тканин.

3. ВЛОК-365 і ВЛОК-405 (довжина хвилі 365-405 нм, потужність 1,5-2 мВт, експозиція 3-5 хв) - лазерне УФ-опромінення крові (ЛУФОК) - переважно для корекції імунних порушень, що виникли внаслідок хвороби або травми. Існує багато варіантів методик і правила варіювання параметрами, які не можна порушувати [10].

Потужність (1,5-2 мВт) не змінюється, але в ряді випадків її збільшують до 20-25 мВт, використовуючи спеціальні лазерні випромінюючі голівки, або

змінюють від процедури до процедури. Але з цим регулюванням необхідно бути гранично уважними і використовувати тільки за призначенням і лише при деяких нозологічних формах.

Експозиція - «стандартний» час проведення процедури для ВЛОК-635 може збільшитися іноді до 25-30 хв, але не більше. Необхідно знати особливості застосування ВЛОК-635 в старшій віковій групі (зменшення експозиції в 2 рази). У педіатрії діє правило: менше вік - нижче енергетичної щільності, для ВЛОК-635 це виражається в зменшенні експозиції до 5-7 хв, хоча практично завжди внутрішньовенний спосіб для дітей можна успішно замінити зовнішнім опроміненням надключичної області [10].

В даний час все більшого поширення набувають комбіновані методики: ВЛОК-525 + ЛУФОК і ВЛОК-635 + ЛУФОК. Акцентується увагу на тому, що дія проводиться через день. Категорично неприпустимо проведення ВЛОК з різною довжиною хвилі одному пацієнтові в один день, тим більше одночасно.

Чергування процедур дозволяє оптимізувати як вплив на імунну систему, в дні, коли проводиться ЛУФОК, так і трофічну забезпечення тканин, в дні, коли проводиться ВЛОК-635 або ВЛОК-525 (більш ефективний варіант).

Таблиця 1.1 – Характеристика комбінованої методики ВЛОК – 525 та ЛУФОК

Параметр	Значення	Примітка
Довжина хвилі лазерного світла, нм (спектр)	365 – 405 (УФ)	ЛУФОК
	520 – 525 (зелений)	ВЛОК – 525
Режим роботи лазера	неперервний	-
Потужність випромінювання, мВт	1,5 – 2	на виході одноразового світловоду
Експозиція, хв.	3 – 5	ЛУФОК
	7 – 8	ВЛОК – 525
Локалізація	вена ліктьова серединна	в ліву або праву руку
Методика	внутрішньовенно	через одноразовий стерильний світловод
Кількість процедур на курс	10 – 12	кожного дня, чередуючи через день ВЛОК – 525 та ЛУФОК

Далі розглянемо спосіб неінвазивного лазерного опромінення крові.

При НЛОК вплив здійснюють на проекцію великих кровоносних судин (артерії або вени), прилеглих до вогнища ураження. Для НЛОК найчастіше використовують імпульсні лазери переважно червоного (635 нм) або ІЧ (890-904 нм) спектрів і матричні (8 ЛД) випромінювачі з площею опроміненої поверхні 10 см² або з одиночним лазером і дзеркальної насадкою з площею опроміненої поверхні 1 см².

У будь-якому випадку щільність потужності ідентична (табл. 2) [14]:

- НЛОК-635 - найбільш ефективний варіант, імпульсна НІЛВ червоного спектра (635 нм), площа потужності 4-5 Вт / см², тривалість імпульсу 100-150 нс, частота 80 Гц;

- НЛОК-904 - імпульсна НІЛВ ІЧ-спектра (890-904 нм), площа потужності 8-10 Вт / см², тривалість імпульсу 100-150 нс, частота 80 Гц.

Для НЛОК використовуються наступні локалізації впливу:

- проекція загальної сонної артерії (синокаротидних зона), симетрично (зона 2);
- проекція хребетної артерії, симетрично (зона 3);
- надключична область зліва (зона 4);
- судинні пучки в паховій області, симетрично (зона 5);
- підколінна ямка, симетрично (зона 6) [14].

Частота повторення імпульсів фіксована (80-150 Гц), питання про можливість і допустимість її збільшення (тобто середньої потужності для імпульсних лазерів) в даний час не вивчене. Рекомендується проводити вплив на симетричні зони, експозиція на кожну по 2-5 хв. Впливати на 1 зону більше 5 хв неприпустимо.

У табл. 2 представлені основні переваги та недоліки двох способів впливу на кров. Аналіз публікацій з вивчення механізмів терапевтичної дії одного з найвідоміших способів лазерної терапії - лазерного опромінення крові, а також наявного вже багаторічного практичного досвіду його застосування дозволяє з упевненістю говорити про перспективність цього напрямку. Причому обидва

методи - ВЛОК і НЛОК - розвиваються незалежно один від одного, оскільки кожен з них має свої переваги і недоліки [9].

Заміна УФ-опроміненням крові УФ-лампами на ЛУФОК дозволила значно спростити цю методику і підвищити її ефективність. Для ВЛОК найбільш ефективними слід визнати комбіновані варіанти використання: ВЛОК-635 + ЛУФОК і ВЛОК-525 + ЛУФОК. Для НЛОК найефективнішим є використання НИЛИ з довжиною хвилі 635 нм і потужністю до 40 Вт (в матриці з 8 ЛД).

Таблиця 1.2 – Порівняння ВЛОК – 635 та НЛОК – 635

Параметр	ВЛОК – 635	НЛОК – 635
Низька собівартість	ні	так
Простота реалізації	ні	так
Потенційна можливість інфікування	так	ні
Витратні матеріали	є	ні
Локалізація впливу	вена ліктьова серединна	на проекції великих кровоносних судин (артерій або вен) прилеглих до осередку ураження
Експозиція, хв.	2 – 30	не більше 5
Травматичність	так	ні
Додаткові вимоги до приміщення, де проводиться процедура	так	ні
Ефективність	нижча	вища
Час процедури, хв.	7 – 30 (в середньому 15)	2 – 5
Додатковий психологічний ефект	є	ні

1.2 Порівняльний аналіз для засобів

Розглянемо апарат «Матрикс – ВЛОК» лазерного опромінення крові (Росія).

Апарат лазерний терапевтичний «Матрикс-ВЛОК» призначений для внутрішньосудинного лазерного опромінення крові випромінюванням різних довжин хвиль - від ультрафіолетового (УФ) до інфрачервоного (ІЧ). Джерелом

випромінювання апарату з базовим (входять в стандартний комплект) виносним випромінювачем є напівпровідниковий лазер червоного діапазону з довжиною хвилі 0,63 мкм[15].

Унікальною особливістю АЛТ «Матрикс-ВЛОК» є те, що він дозволяє проводити процедури опромінення крові не тільки випромінюванням червоної області спектра, а й ультрафіолетове (УФО), інфрачервоне (ІЧ) опромінення крові. Для цього в апараті передбачено почергове підключення випромінювачів з різними довжинами хвиль. Ця можливість істотно підвищує ефективність процедур ВЛОК, розширює можливості приладу і не вимагає для споживача наявності декількох апаратів для опромінення крові, різними довжинами хвиль, що зручно і істотно знижує витрати на обладнання кабінету лазерної терапії. При проведенні процедури ВЛОК використовуються стерильні одноразові світловоди КИВЛ-01 з голкою, які підключаються до спеціального роз'єму випромінювача. Передбачене плавне регулювання і цифровий контроль потужності випромінювання. Апарат має автоматичний таймер і цифрову індикацію тривалості процедури [15].

Таблиця 1.3 –Технічні характеристики «Матрикс-ВЛОК»:

Режим випромінювання	безперервний
Тип лазера	напівпровідниковий
Довжина хвилі випромінювання	0,63мкм
Потужність випромінювання на виході базового світловода	2,5 мВт
Потужність випромінювання на виході світловодів типу КИВЛ-01	1,5 мВт
Режим задання часу експозиції	автоматичний
Час експозиції	1 ÷ 10, крок - 1 хв, 10 ÷ 40, крок - 5 хв;
Електроживлення	200 ÷ 240/50 ÷ 60 Вт / Гц
Максимальна споживана потужність	10 ВА
Час встановлення робочого режиму	4 секунд
Середній час напрацювання без технічного обслуговування	8000 годин
Габаритні розміри	275x196x105 мм
Маса	1,5 кг

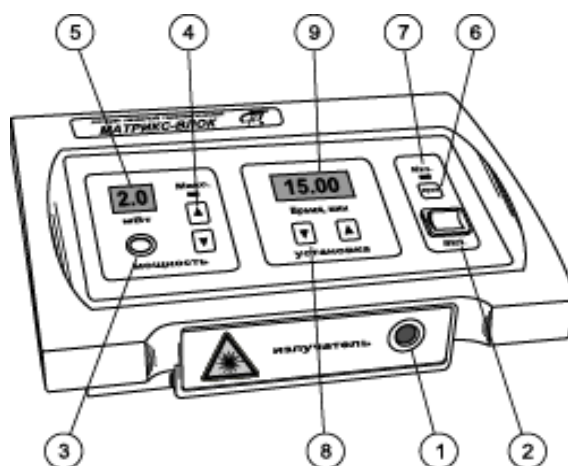


Рисунок 1.2 – Лазерний апарат «Матрикс – ВЛОК»

- 1 - роз'єм для підключення спеціалізованих випромінюючих головок;
- 2 - вимикач живлення;
- 3 - вікно фотоприймача;
- 4 - кнопки регулювання потужності випромінювання;
- 5 - вікно індикації потужності випромінювання;
- 6 - кнопка «Пуск»;
- 7 - світлодіод індикації роботи апарату;
- 8 - кнопки для вибору часу експозиції;
- 9 - вікно індикації часу роботи

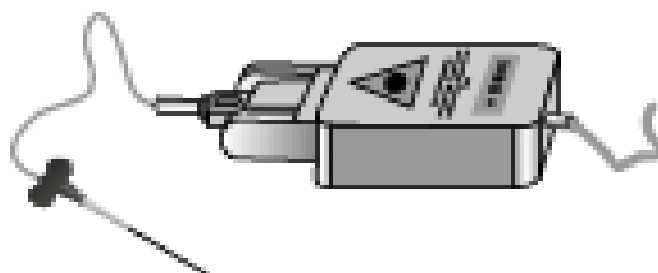


Рисунок 1.3 – Лазерні і світлодіодні випромінюючі головки для ВЛОК

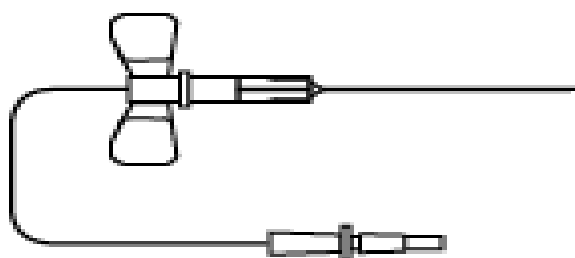


Рисунок 1.4 – Одноразовий світловод з голкою для ВЛОК

Ще одним пристроєм є АЛОУ-2 лазерного опромінення крові (Росія)

Прилад призначений для застосування в медичній практиці для лікування різних захворювань в кардіології, ревматології, гастроентерології, пульмонології, оториноларингології, урології, неврології, дерматології, стоматології і акупунктури. Апарат призначений для застосування в умовах лікувально-профілактичних установ і науково-дослідних центрах [16].

Лазерне опромінення крові - метод впливу електромагнітних коливань оптичного діапазону (гелій-неонового, інфрачервоного випромінювання) ендovasкулярне або екстракорпоральне. При цьому досягається бактерицидний і бактериостатичний ефекти, активуються окислювально-відновні процеси, підвищується біоенергетичний потенціал клітини.

Показання: гнійно-запальні захворювання (гнійні рани, сепсис), травматичні ушкодження.

Принцип роботи АЛОУ-2 заснований на використанні енергії лазерного випромінювання з довжиною хвилі 0,63 мкм яке має значну біологічну активність. Конструктивно прилад виконаний у вигляді переносного виробу і розміщений в валізі типу «дипломат». Апарат складається з випромінювача з вказаною довжиною хвилі з блоком живлення і світловода з затискним пристроєм. Апарат працює тільки в автоматичному режимі. Органи управління розміщені на панелі блоку управління [16].

Таблиця 1.4 – Технічні характеристики апарату АЛОУ-2

Живлення від мережі змінного струму	220 В, 50 Гц
Час встановлення робочого режиму	не більше 30 хв
Час безперервної роботи апарату	не менше 8 годин
Габаритні розміри	460 x 320 x 140 мм
Діаметр світловоду	0,6 – 1,0 мм
Довжина світловоду	25 мм
Маса приладу	не більше 5 кг
Середнє напрацювання на відмову	не менше 3400 годин



Рисунок 1.5 – Апарат АЛОУ-2 лазерного опромінення крові

Наступним є апарат АЛОК-1 для внутрішньовенного опромінення крові (Росія).

Опис: призначений для лікування захворювань, пов'язаних з порушенням кровообігу, а також деяких запальних захворювань внутрішніх органів [17].

Опромінення крові низькоінтенсивним лазерним випромінюванням:

- активізує енергетичні ферменти еритроцитів;
- покращує реологічні властивості крові;
- нормалізує процеси перекисного окислення ліпідів;
- стимулює імунну систему організму;
- покращує обмін речовин в ішемізованих тканинах;
- значно скорочує обсяг необхідної лікарської терапії.

АЛОК-1 особливо ефективний при лікуванні ішемічної хвороби серця, інфаркту міокарда, захворювань судин, ангіоспастичних синдромів кінцівок, діабетичній ангіопатії, гострих захворювань внутрішніх органів (холецистит, панкреатит, пневмонії).

АЛОК-1 може застосовуватися при лікуванні алергічних захворювань, в тому числі аутоімунного характеру, стоматологічних захворювань, поєднаних з

фоновою загальносоматичною патологією, в комплексному лікуванні нейрохірургічних хворих.

Зручність і доцільність використання апарату АЛОК-1

АЛОК-1 - одноканальний апарат. Виконаний у вигляді єдиного блоку, наявного при проведенні процедури на столі або тумбочці біля ліжка хворого.

Апарат АЛОК-1 забезпечений реле часу, індикаторами потужності і поточним часом опромінення. Після закінчення заданого часу процедури, подача випромінювання автоматично припиняється, про що сповіщають звуковий і світловий сигнали.

Опромінення крові здійснюється за допомогою світловода, кінець якого вводиться в кровоносну судину пацієнта через голку.

АЛОК-1 використовується з КИВЛ-01 (комплект виробів для внутрішньовенного опромінення крові). Комплект складається з одного магістрального світловода і 100 шт. змінних одноразових насадок з голкою, фіксатором голки і конектором [17].



Рисунок 1.6 – Зовнішній вигляд апарату АЛОК-1

Таблиця 1.5 – Технічні характеристики апарату АЛОК-1

Кількість каналів	1
Довжина хвилі лазерного випромінювання	0,63 мкм
Потужність лазерного випромінювання на виході світловоду	не менше 1 мВт
Час опромінення	30 – 60 хв
Живлення	220В/ 50 Гц
Діаметр частини світловода, призначеної для введення в кровоносну судину	не більше 0,8 мм
Споживана потужність	не більше 45 ВА
Середній термін служби	не менше 5 років
Габаритні розміри	410x265x115мм
Час безперервної роботи	8 год
Маса апарату без запасних частин і приладдя	не більше 6,5 кг

Також візьмемо для порівняння апарат УФО «Ізольда» (Росія)

Ультрафіолетове опромінення крові апаратом "Ізольда" здійснюється при пропусканні крові через кварцову або одноразову кювету, при цьому кров опромінюється ультрафіолетом двічі при заборі і поверненні в вену пацієнта. Забір і повернення крові в апараті "Ізольда" здійснюється примусово за допомогою ротаційного (роликового) насоса, що забезпечує рівномірний і дозоване ультрафіолетове опромінення [18].

В апараті «Ізольда» застосована ртутна бактерицидна лампа ДРБ-8 потужністю 8 Вт. 80% потужності випромінювання цієї лампи доводиться на область 254 нм. При використанні фільтра з увіолевого скла, наявність якого передбачено конструкцією приладу, потужність випромінювання при довжині хвилі 254 нм може бути зменшена в десять разів. При цьому потужність інших складових спектра не змінюється.

Поверхнева щільність потоку випромінювання площині кювети при довжині хвилі 254 нм в різних точках вікна опромінювача становить 2-3 мВт/см². При кожній з довжин хвиль: 308, 313, 365, 408, 436, 546 нм поверхнева щільність випромінювання становить 0,1-0,4 мВт/см². Апарат розрахований на живлення від мережі змінного струму напругою 220В.

Потужність складає не більше 60 Вт. Після включення в мережу апарат готовий до роботи через 10 хвилин [18].



Рисунок 1.8 – Зовнішній вигляд апарату УФО «Изольда»

Таблица 1.6 – Технічні характеристики пристрою УФО «Изольда»

Потужність джерела випромінювання	8 Вт
Зміна щільності потоку опромінювання	$\lambda = 254 \text{ нм}, 2 \dots 0,2 \text{ мВт} / \text{см}^2;$
Зміна площі опромінювання	$0 \dots 35 \text{ см}^2;$
Швидкість прокачування крові	$10 \dots 20 \text{ мл} / \text{хв.}$
Обсяг опромінювання крові	необмежений
тривалість процедури	15 хв
Габаритні розміри	330x135x105 мм
Маса	4,4 кг

Наступним є апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER»

«QUANTRON-LASER» - малогабаритний цифровий двохканальний терапевтичний прилад нового покоління, призначений:

- для лікування низькоінтенсивним лазерним випромінюванням напівпровідникових лазерів шляхом дії на відповідні зони (тканини, органи, нервові закінчення) ряду захворювань;
- для науково-дослідних робіт в області лазерної медицини.

Сфери застосування і основні показання:

- Дерматологія (дерматити, ушкодження шкірних покривів ерозійних язв, нейродерміти, герпес і ін.);
- Оториноларингологія (зовнішній отит, запалення середнього вуха, хронічний тонзиліт, хронічний фарингіт, гайморит);
- Стоматологія (захворювання слизової оболонки порожнини рота і пародонта, стоматити, альвеоліти, переломи щелепи);
- Неврологія (люмбаго, плексити, невралгії трійчастого нерва);
- Гінекологія (сальпінгіт, бартолініт, ерозія і псевдоерозія шийки матки, кольпіти, церцивіти крауроз і зуд вульви, тріщини сосків і ін.);
- Урологія (гострий і хронічний простатити, гострий епідидиміт, гострий і хронічний пієлонефрит);
- Проктологія (геморой, тріщини заднього проходу);
- Серцево-судинні захворювання (ішемічна хвороба серця, стенокардія, хвороба гіпертонії);
- Захворювання опорно-рухового апарату (деформуючий остеохондроз, епикондиліти, бурсити, тендовагініти, неспецифічний поліартрит, шпори п'ят);
- Загальна фізіотерапія і рефлексотерапія;
- Апарат дозволяє проводити внутрівенне і кризьшкіряне опромінювання крові.



Рисунок 1.9 – Апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER»[28]

Таблиця 1.7 – Технічні характеристики лазерного апарату
«QUANTRON-LASER»

Довжини хвиль випромінювання напівпровідникових лазерних випромінювачів	червоний – 650 нм, інфрачервоний
Потужність випромінювання на виході магістрального світловоду (встановлювана)	червоний – 0/2/6/9/20 мВт, інфрачервоний – 0/25/50/75/100 мВт
0 (безперервна генерація)/9,4/300/1000 Гц	
Програмований частотний режим дії	0,5-10000 , Гц
Час установки процедури	0сек-99хв 59 сек
Глибина модуляції % від постійної складової сигнал25/50/75/100	
Споживана потужність	Не більше 5 Вт
Напруга живлення	220В, 50Гц
Клас лазерної безпеки	3

Для неінвазивного опромінення крові застосовують такі засоби доставки лазерного опромінення до об'єкту, як магістральний світловод та аплікатор (рис. 1.10, рис. 1.11)



Рисунок 1.10 – Магістральний світловод для опромінення крові (Фотоніка
Плюс, Черкаси)

Магістральний світловод застосовується для неінвазивного (разом з аплікатором) або внутрішньовенного (через одноразові світловоди) опромінення крові. До магістрального світловоду за допомогою спеціального перехідника можуть під'єднуватися різні види периферичних насадок. Стандартна довжина кабельної частини магістрального світловода - 1,5 м. Можливе збільшення довжини.



Рисунок 1.11 – Аплікатор для над венного опромінення крові (Фотоніка Плюс, Черкаси)

Використовується для неінвазивного опромінення крові. Робоча частина - усічена піраміда (15-70) мм, ширина 40 мм, товщина - 18 мм.

Висновки до розділу

На основі огляду літературних та інформаційних джерел можна виділити наступні способи впливу лазерним випромінюванням: вплив на осередок, вплив на сегмент, вплив на судинно-нервовий пучок, вплив на акупунктурні точки, сканування лазерним променем, магнітолазерна терапія, гідролазерна терапія, дія на кров.

Проводився огляд на існуючі методи для опромінення крові, а саме: інвазивний та неінвазивний, останній з яких використовується у розроблюваному пристрої (макеті) з метою розширення функціональних можливостей. Також було розглянуто аналоги існуючих терапевтичних лазерних апаратів для опромінення крові, засоби доставлення лазерного опромінювання до об'єкту та проведено порівняльний аналіз технічних характеристик з власним пристроєм, тобто його макетом.

Проаналізувавши, вище викладене можна зробити висновок, що найбільш перспективним напрямом в розвитку лазерних терапевтичних апаратів – є розробка систем зворотного зв'язку на основі лазерного випромінювання.

РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАЧА ТА СИСТЕМИ УЗГОДЖЕННЯ ЗІ СВІТЛОВОДОМ

Істотний внесок у втрати випромінювання вносить невідповідність параметрів випромінювача й вхідних характеристик світловода.

Основними факторами, що визначають втрати, є:

- невідповідність геометричних розмірів випромінюючої площини й торця світловода;
- невідповідність кутових розмірів індикатриси випромінювання й числової апертури світловода.

Якщо, наприклад, джерелом випромінювання є люмінесцентний світло-випромінюючий діод (СВД), то випромінююча площадка може складати:

$$S_{свд} = 0,2 \dots 6,6 \text{ (мм}^2\text{)}.$$

Площа вхідного торця осердя світловода складає:

$$S = 2 \cdot 10^{-3} \dots 8 \cdot 10^{-3} \text{ (мм}^2\text{)}.$$

СВД можуть бути використані при введенні випромінювання в джгути, що включають тисячі світловодів. У пристроях вводу випромінювання у ВОЛЗ застосовуються напівпровідникові лазери із плоскою випромінюючою поверхнею або з вбудованою лінзою. Розмір перетяжки лазерного пучка в таких випромінювачах складає 0.8... 0.3 мкм. Для напівпровідникових лазерів геометричне він'єтування відсутнє і залишається тільки кутове він'єтування, обумовлене невідповідністю апертур. Індикатриса СВД має конфігурацію приведену на рис. 2.1.

Ефективність вводу випромінювання у світловод від СВД і лазерів можна оцінити, користуючись наступним співвідношенням [14]:

$$P_c = k_u \cdot \left(\frac{m+1}{2} \right) \cdot \frac{S_c}{S_\partial} \cdot (NA)^2 \cdot P_\partial, \quad (2.1)$$

де P_c - потужність випромінювання, що вводиться у світловод;

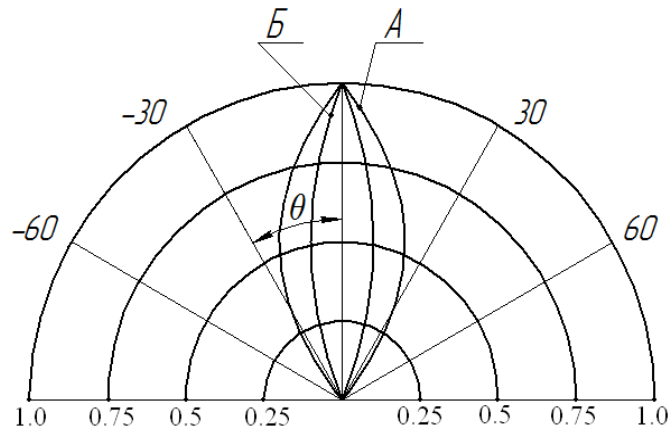


Рисунок 2.1 – Індикатриса СВД: А - без вбудованої лінзи; Б - з вбудованою лінзою.

Для СВД показник ступеня становить $m=1$, для лазерів $-m=4$.

Для підвищення ефективності вводу випромінювання у світловод застосовуються наступні елементи:

- фокони;
- мікролінзи;
- градієнтні лінзи;
- сферичні лінзи;
- оплавлення торця світловода;
- різні комбінації сферичних і градієнтних лінз.

2.1. Моделювання оптичних параметрів лазерного випромінювача

При оцінці втрат при методі прямого стикування необхідно враховувати геометричне й кутове виніщення [19].

Методика розрахунку втрат для багатомодового світловода включає наступні розрахунки:

- визначення розмірів перетяжки лазерного пучка по осях ХУ:

$$r_{nx} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \theta_x}, \quad (2.2)$$

$$r_{ny} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \theta_y}, \quad (2.3)$$

де θ_x, θ_y - кутові розміри індикатриси випромінювання лазера в горизонтальній і вертикальній площинах; λ - довжина хвилі випромінювання.

Визначення коефіцієнта геометричного він`єтування:

$$\gamma_x = \frac{r_c}{r_{nx}}, \quad (2.4)$$

$$\gamma_y = \frac{r_c}{r_{ny}}, \quad (2.5)$$

де r_c - радіус осердя світловода.

- визначення числової апертури світловода:

$$NA = \sqrt{n_c^2 - n_n^2}, \quad (2.6)$$

- визначення коефіцієнта кутового він`єтування:

$$\gamma_{\omega x} = \frac{NA}{\theta_x}, \quad (2.7)$$

$$\gamma_{\omega y} = \frac{NA}{\theta_y}, \quad (2.8)$$

• визначення за допомогою номограми, що приведена в табл.2.1[19], коефіцієнтів пропускання при відомих значеннях коефіцієнтів геометричного і кутового він`єтування з співвідношення:

$$\tau = \tau_{yx} \cdot \tau_{yy} \cdot \tau_{y\omega x} \cdot \tau_{y\omega y}, \quad (2.9)$$

У випадку одномодового світловода необхідно враховувати, що оскільки розмір світловода сорозмірний з довжиною хвилі, частина електромагнітної енергії розповсюджується за межами осердя. Тому вводять поняття ефективного радіуса одномодового світловода, що завжди більше реального.

Для визначення цього радіуса використовується наступне співвідношення:

$$\frac{2r_{\text{еф}}}{d_c} = 0,65 + \frac{1,619}{V^{3/2}} + \frac{2,879}{V^6}, \quad (2.10)$$

де d_c - діаметр осердя світловода;

V - нормована частота.

- визначення коефіцієнта лінійного він`єтування з урахуванням ефективного радіуса:

$$\gamma_{rx} = \frac{r_{\text{еф}}}{r_{nx}}, \quad (2.11)$$

$$\gamma_{ry} = \frac{r_{\text{еф}}}{r_{ny}}, \quad (2.12)$$

- визначення коефіцієнта пропускання при лінійному він`єтуванні:

$$\tau_l = \left(\frac{2}{\gamma_x + \frac{1}{\gamma_x}} \right) \cdot \left(\frac{2}{\gamma_y + \frac{1}{\gamma_y}} \right), \quad (2.13)$$

- визначення по номограмі коефіцієнтів $\tau_{\omega x}$ і $\tau_{\omega y}$.
- визначення коефіцієнта пропускання пристрою вводу випромінювання за допомогою номограми [20]:

$$\tau = \tau_l \cdot \tau_{\omega x} \cdot \tau_{\omega y}, \quad (2.14)$$

2.2 Обґрунтування вибору узгоджувального оптичного пристрою

Як мікролінзи в пристроях вводу випромінювання у світловод застосовують напівсфери й сфери радіуса R . Схема пристрою вводу випромінювання у світловод із застосуванням мікролінз представлена на рис.2.2.

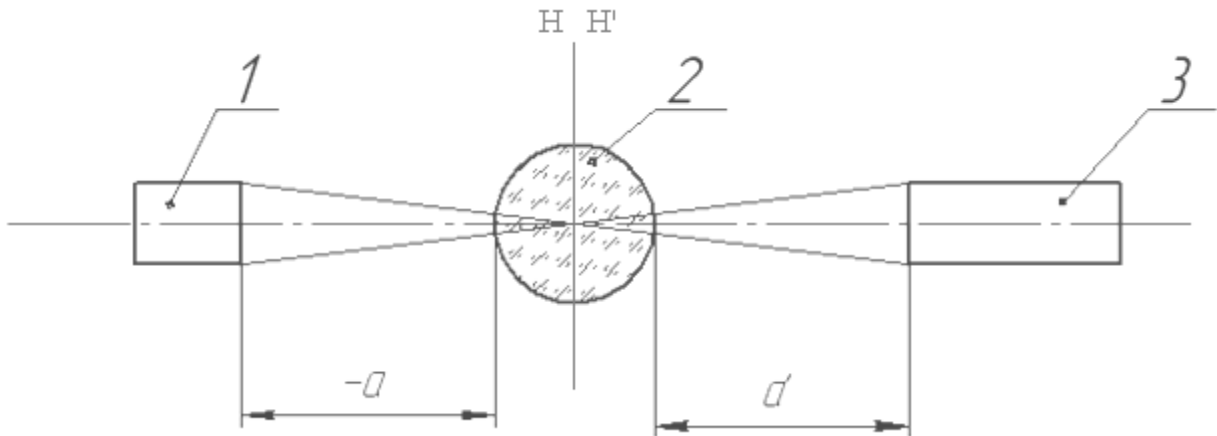


Рисунок 2.2 – Схема пристрою вводу із застосуванням мікролінз

- 1 - джерело випромінювання;
- 2 - мікролінза;
- 3 - світловод.

Кардинальні параметри напівсферичних мікролінз показані на рис. 2.3 і визначаються по формулах:

$$f' = \frac{R}{n-1}; \quad (2.15)$$

$$f' = -S_F; \quad (2.16)$$

$$S'_{F'} = \frac{f'}{n}. \quad (2.17)$$

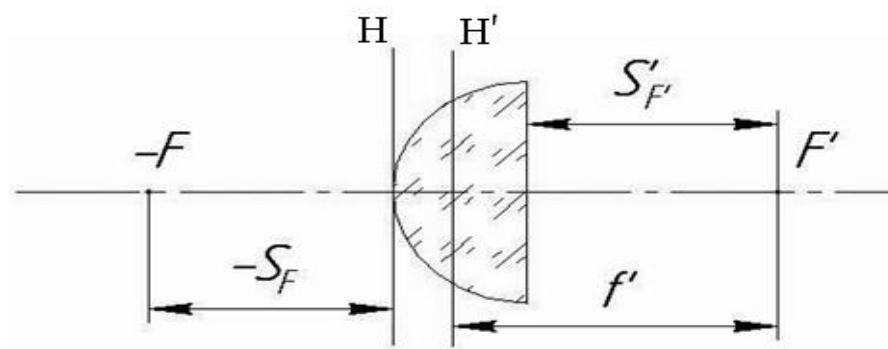


Рисунок 2.3 – Кардинальні параметри напівсферичних мікролінз

Кардинальні параметри сферичних мікролінз показані на рис. 2.2 і визначаються по формулах:

$$f' = \frac{R \cdot n}{2(n-1)}; \quad (2.18)$$

$$-S_F = S'_{F'} = \frac{R(2-n)}{2(n-1)}. \quad (2.19)$$

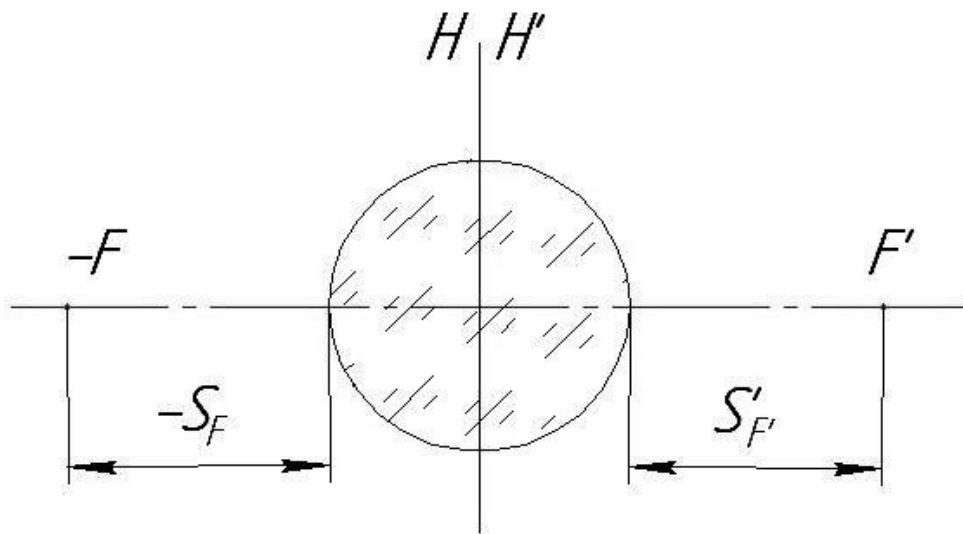


Рисунок 2.4 – Кардинальні параметри сферичних мікролінз

Якщо мікролінза застосовується для вводу випромінювання в багатомодовий світловод, то її фокусна відстань визначається співвідношенням:

$$(f \cdot f')^2 = \frac{\left(\frac{r_{cx}}{\theta_x}\right)^2 + \left(\frac{r_{cy}}{\theta_y}\right)^2}{\left(\frac{NA_x}{r_{ПХ}}\right)^2 + \left(\frac{NA_y}{r_{ПУ}}\right)^2}, \quad (2.20)$$

де, $r_{cx} = r_{cy} = r_c$ – радіус світловода; θ_x і θ_y – кути розходження лазерного пучка

по двом координатам; $NA_x = NA_y = NA$ – числова апертура світловода;

$r_{ПХ}$ і $r_{ПУ}$ – радіус перетяжки лазерного пучка.

Радіус перетяжки лазерного пучка визначається зі співвідношень:

$$r_{ПХ} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \theta_x}; \quad (2.21)$$

$$r_{ПУ} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \theta_y}. \quad (2.22)$$

Для подальшого розрахунку необхідно визначити збільшення в перетяжках:

$$\beta_{rx} = \frac{f' \cdot \theta_x}{r_{ПХ}}, \quad (2.23)$$

$$\beta_{ry} = \frac{f' \cdot \theta_y}{r_{ПУ}}. \quad (2.24)$$

де, f' – фокусна відстань мікролінзи.

Коефіцієнти лінійного віньєтування визначаються співвідношеннями:

$$\gamma_{rx} = \frac{r_c}{r_{ПХ} \cdot \beta_{rx}}, \quad (2.25)$$

$$\gamma_{ry} = \frac{r_c}{r_{ПУ} \cdot \beta_{ry}}. \quad (2.26)$$

Коефіцієнти лінійного й кутового він'єтування для багатомодових світловодів зв'язані співвідношеннями:

$$\gamma_{rx} = \gamma_{oy}, \quad (2.27)$$

$$\gamma_{ry} = \gamma_{ox}. \quad (2.28)$$

Якщо $\gamma < 1,37$ для визначення коефіцієнта пропускання користуються номограмою (табл.2.1). Якщо $\gamma > 1,37$, то втрат на пропускання немає (він'єтування немає $\tau = 1$)

Коефіцієнт пропускання пристрою вводу випромінювання визначається наступним співвідношенням:

$$\tau = \tau_{rx} \cdot \tau_{ry} \cdot \tau_{ax} \cdot \tau_{ay} \quad (2.29)$$

Якщо мікролінза вводить випромінювання в одномодовий світловод, то її фокусна відстань визначається співвідношенням:

$$-f \cdot f' = \frac{r_{c.эф.x} \cdot r_{c.эф.y}}{\theta_x \cdot \theta_y} \quad (2.30)$$

де $r_{c.эф.x} = r_{c.эф.y} = r_{c.эф.}$ – ефективний радіус світловода.

Коефіцієнт лінійного він'єтування дорівнює:

$$\gamma_{rx} = \frac{r_{c.эф}}{r_{ПХ} \cdot \beta_{rx}} \quad (2.31)$$

$$\gamma_{ry} = \frac{r_{c.эф}}{r_{ПУ} \cdot \beta_{ry}} \quad (2.32)$$

Коефіцієнт пропускання при лінійному він'єтуванні визначається співвідношенням:

$$\tau_{лин} = \left(\frac{2}{\gamma_x + \gamma_y} \right)^2 \quad (2.33)$$

Коефіцієнт пропускання при кутовому він'єтуванні визначають по номограмі [20].

Коефіцієнт пропускання пристрою вводу випромінювання у світловод визначається співвідношенням:

$$\tau = \tau_{\text{лін}} \cdot \tau_{\text{ох}} \cdot \tau_{\text{оу}} . \quad (2.34)$$

У деяких випадках для вводу випромінювання у світловод застосовують звичайні сферичні лінзи. Схема застосування таких лінз показана на рис.2.5.

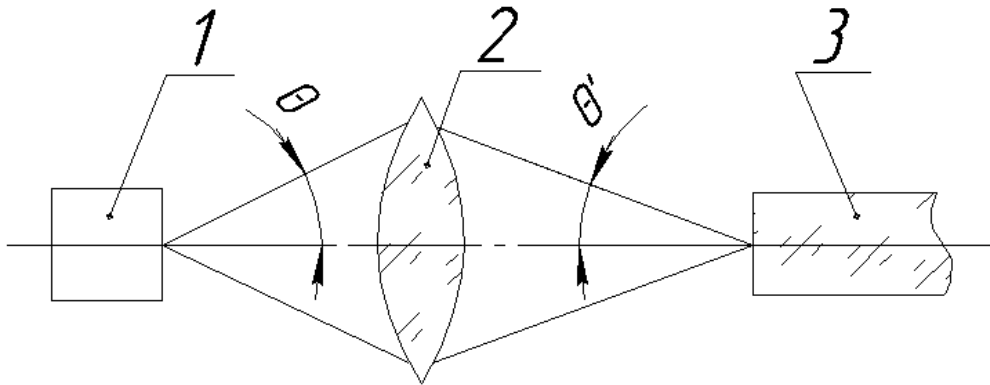


Рисунок 2.5 – Схема застосування сферичної лінзи:

- 1 – випромінювач;
- 2 - лінза;
- 3 – світловод

При розрахунку пристрою вводу випромінювання необхідно вирішити завдання узгодження по площі й по апертурі випромінювача й світловода.

Втрати випромінювання в цьому випадку можна визначити по формулі :

$$\Pi = 10 \lg \frac{P_o}{P_c} = 10 \lg \left(\frac{2S_o}{(m+1) \cdot S_c \cdot (NA)^2} \right), \quad (2.35)$$

де, P_o – потужність випромінювання джерела;

P_c – потужність, що введена у світловод;

S_o – площа випромінюючої площини джерела;

S_c – площа вхідного торця осердя світловода;

m – коефіцієнт, що враховує рівень потужності на краю діаграми спрямованості джерела.

Якщо $S_c > S_\theta$, то можна вважати відношення $\frac{S_\theta}{S_c} = 1$. Якщо одна з координат $y < r_{ce}$, то втрати випромінювання можна визначити, порівнюючи не площі, а лінійні розміри джерела й світловода[14]. Тоді:

$$P = 10 \cdot \lg \cdot \left[\frac{2 \cdot x}{(m+1) \cdot r_c \cdot (NA)^2} \right] \text{дБ.} \quad (2.36)$$

Ступінь кутового він'єтування залежить від кутових розмірів індикатриси випромінювання джерела й числової апертури світловода. Параметр, що характеризує кутові розміри індикатриси (m), може бути визначений на підставі допущення про необхідну потужність випромінювання на краю діаграми спрямованості.

Для практичних розрахунків можна прийняти, що:

$$P(\theta) = P_0 \cos^m \theta, \quad (2.37)$$

де, P_0 – потужність випромінювання по центру індикатриси випромінювання джерела;

$P(\theta)$ – потужність випромінювання індикатриси під кутом θ відносно осі.

Якщо прийняти, що виконується співвідношення:

$$\frac{P(\theta)}{P_0} = \cos^m \theta = 0,5, \quad (2.38)$$

тоді:

$$m \cdot \lg \cdot \cos \theta = \lg 0,5, \quad (2.39)$$

$$m = \frac{\lg 0,5}{\lg \cdot \cos \theta}, \quad (2.40)$$

де θ – кут розходження лазерного пучка по вертикалі.

Якщо для зменшення втрат використовується сферична лінза, то вона змінює кутові розміри індикатриси джерела випромінювання. Індикатриса зменшується й стає рівною числовій апертурі світловода. На рис.2.6 показана схема вводу випромінювання у світловод для даного випадку.

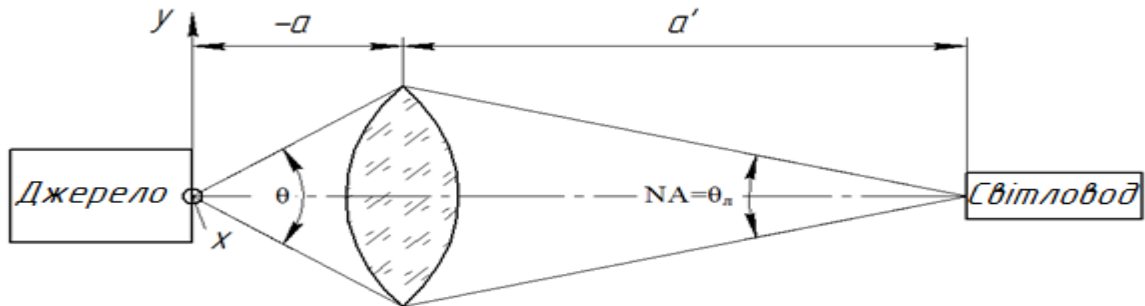


Рисунок 2.6 – Схема вводу випромінювання у світловод з використанням сферичної лінзи

У цьому випадку використовується нове значення m_1 , що дорівнює:

$$m_1 = \frac{\lg 0,5}{\lg \cdot \cos(NA)} \quad (2.41)$$

Для визначення конструктивних параметрів сферичної лінзи, а також розташування джерела й приймача, використовують наступні співвідношення:

$$\frac{1}{f'} = \frac{1}{a} + \frac{1}{a'}; \quad (2.42)$$

$$a' = \beta \cdot a; \quad (2.43)$$

$$\beta = \frac{d_c}{x}; \quad (2.44)$$

$$d = \frac{R(1 + \beta)}{2(n - 1)}. \quad (2.45)$$

2.3. Розрахунок пристрою узгодження із світловодом

Визначимо ефективність прямого стикування напівпровідникового лазера з багатомодовим світловодом при наступних вихідних даних:

лазер $\lambda=1,3\text{мкм}$, $\Theta_x=0,15\text{рад}$, $\Theta_y=0,5\text{рад}$;

багатомодовий світловод $d=50\text{мкм}$, $n_c=1,471$, $n_n=1,457$.

Скористаємося співвідношеннями (2.2-2.9).

Розміри перетяжки лазерного променя:

$$r_{nx} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \Theta_x} = \frac{1,3}{3,14 \cdot 0,15} = 2,76 \text{ мкм}$$

$$r_{ny} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \Theta_y} = \frac{1,3}{3,14 \cdot 0,5} = 0,83 \text{ мкм}$$

Лінійне він'єтування для багатомодового світловода:

$$\gamma_{rx} = \frac{r_{cb}}{r_{nx}} = \frac{25}{2,76} = 9$$

$$\gamma_{ry} = \frac{r_{cb}}{r_{ny}} = \frac{25}{0,83} = 30$$

Числова апертура багатомодового світловода

$$NA = \sqrt{n_c^2 - n_n^2} = \sqrt{(1,471)^2 - (1,457)^2} = 0,202$$

Коефіцієнти кутового він'єтування:

$$\gamma_{\omega x} = \frac{NA}{\Theta_x} = \frac{0,202}{0,15} = 1,35$$

$$\gamma_{\omega y} = \frac{NA}{\Theta_y} = \frac{0,202}{0,5} = 0,404$$

Скориставшись номограмою , визначимо коефіцієнт втрат для цього випадку.

$$\tau_{\omega y} = 0,696$$

Загальний коефіцієнт пропускання дорівнює:

$$\tau = \tau_{rx} \cdot \tau_{ry} \cdot \tau_{\omega x} \cdot \tau_{\omega y} = 1 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 0,696 = 69,6\%$$

Для розрахунків оптичної системи для фокусування визначимо розбіжність досліджуваного лазера для основної (TEM₀₀) моди:

$$\varphi = \varphi_{\text{дифр}} + \varphi_{\text{геом}} = \frac{2,44\lambda}{D} + 0,939 \sqrt{\frac{2\lambda}{R_{\text{екв}}}} = \frac{2,44 \cdot 0,84 \cdot 10^{-6}}{0,01} + 0,939 \sqrt{\frac{2 \cdot 0,84 \cdot 10^{-6}}{1,333}} =$$

$$= 2,828 \cdot 10^{-3} \text{ (рад.)}$$

Для фокусування пучка лазера у волоконний світловод (пропонується застосовувати полімерний світловод із перерізом 1 мм) достатньо застосувати короткофокусну збиральну лінзу.

Конфокальний параметр пучка, перетвореного лінзою із фокусною відстанню 10мм, встановленою встик із лазером (відстань від лінзи до перетяжки (що знаходиться на вихідному дзеркалі $a \sim 1$ см з конструктивних міркувань):

$$R'_e \approx \frac{R_e}{\left(1 + \frac{a}{f'}\right)^2 + \left(\frac{R_e}{2f'}\right)^2} \approx 3 \cdot 10^{-4}$$

Дифракційне та абераційне збільшення діаметра пучка при фокусуванні лазера у пучок із малим поперечним перерізом визначається за формулою [21]:

$$2y' = \sqrt{\frac{2\lambda R'_e}{\pi}} + 1,22 \frac{\lambda a}{D} + 2\Delta y'$$

де, D - діаметр вхідної зіниці системи (враховуємо 1см), $\Delta y'$ - повздовжня сферична аберація системи у площині перетяжки перетвореного пучка.

За вищенаведеною формулою при мінімальних поперечних сферичних абераціях (внаслідок малих розмірів об'єкта та малого кута падіння променя $\Delta y' = \Delta S' \text{tg} \sigma'_A = \Delta S' \cdot 0,0013$, $\Delta S' \rightarrow 0$ - повздовжня сферична аберація практично відсутня внаслідок малих кутів падіння) значення мінімального розміру діаметра перетяжки системи:

$$2y' = \sqrt{\frac{2 \cdot 0,532 \cdot 3}{3,141}} \cdot 10^{-5} \text{ м} + 1,22 \frac{0,532 \cdot 10^{-6} \cdot 0,005}{0,01} \approx 10,3 \text{ мкм}$$

Відомо, що об'єктив із фокусною відстанню f' , встановлений за вихідним торцем лазера з кутом розбіжності променів 2θ , фокусує випромінювання у задній фокальній площині на площадку розміром [21]:

$$\delta = 2f' \text{tg} \theta$$

Для розрахованого лазера:

$$\delta = 2 \cdot 10 \cdot 10^{-3} \cdot 2,828 \cdot 10^{-3} = 56,6 \text{ мкм}.$$

Бачимо, що така однокомпонентна система з тонкої позитивної короткофокусної лінзи реально забезпечить фокусування плями вказаних розмірів на необхідну відстань.

Оскільки обраний діаметр світлопровідної жили більший за розраховану величину, вказана тонка лінза, встановлена на вихідному торці лазерного резонатора задовільняє вимогам щодо узгодження лазерного випромінювача із волокном.

2.4 Моделі та методи лазерного опромінення біотканин

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

Подібний взаємозв'язок дозволяє ввести таку універсальну характеристику для опису поширення світла в випадково-неоднорідному середовищі, як щільність розподілу оптичних шляхів складових розсіяного поля $\rho(s)$. Універсальність полягає в можливості отримання параметрів розсіяного поля як інтегральних перетворень $\rho(s)$ з відповідним чином обраними ядрами, в

той час як функція $\rho(s)$ може бути отримана в рамках теорії переносу випромінювання.

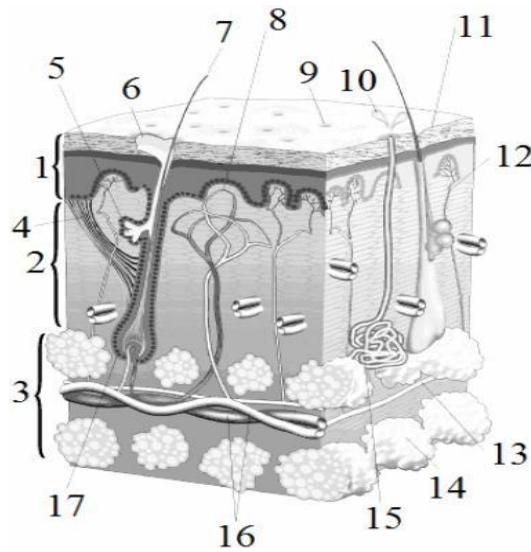


Рисунок 2.4 – Біологічна будова шкіри людини:

1 - епідерміс, 2 - дерма, 3 - підшкірна жирова клітковина, 4 - м'яз, що піднімає волосся, 5 - сальна заліза, 6 - жировий секрет, 7 - волосся, 8 - капіляри, 9 - пора, 10 - піт, 11 - кератин (роговий шар), 12 - нервові закінчення, 13 - нерв, 14 - жирова долька, 15 - потова залоза, 16 - кровоносні судини, 17 - волосяний мішечок.

Шкіра людини є яскравим прикладом багатокомпонентного каламутного біологічного середовища і досить складна для опису при побудові моделей. Оптичні характеристики такого складного середовища в цілому залежать від безлічі факторів. Для коректної побудови моделі шкіри і опису її оптичних властивостей необхідно мати певне уявлення про біологічні особливості будови шкіри.

Постачання шкіри кров'ю в нормі здійснюється наступним чином [29]. Всі вени в організмі людини локалізуються або поверхнево, в підшкірній клітковині, або в глибині анатомічних областей по ходу артерій, супроводжуваних зазвичай парами вен. Поверхневі вени завдяки множинним сполученням утворюють венозні сплетення, які в нормі містять основну частину обсягу розміщеної в шкірі крові [30]. Артерії, вступивши в дерму з підшкірної клітковини, все більш розгалужуючись, утворюють глибоку і поверхневу

(підсосочкову) паралельні мережі. Від підсосочкової мережі відходять термінальні артеріоли, по одній на кілька сосочків. У кожному сосочку є капіляр у вигляді шпилькоподібної петлі, піднімається до вершини сосочка артеріальним коліном і переходить в більш товсте венозне коліно. З капілярних петель кров збирається в поверхневу венозну мережу і далі в розташовані один за одним все більш збільшуючись три венозні мережі. Найбільш глибока з них лежить в підшкірній клітковині.

Для шкіри поглинання випромінювання кров'ю грає величезну роль. У шкірі проходять судини, наповнені кров'ю. Процентний вміст крові різний для різних людей. Це обумовлено і кількістю судин і їх розмірами. Зазвичай вважається, що середнє об'ємний вміст крові в шкірі дорівнює 0,2%. Однак більша частина крові зосереджена в поверхневому сплетінні судин на глибині 100-300 мкм, де об'ємний вміст крові в тканини становить приблизно 2-5%. Чим більше вміст крові в дермі, тим більше поглинання нею випромінювання на довжинах хвиль, відповідних поглинанню крові. Тому при розрахунку оптимальних параметрів випромінювання слід враховувати і вміст крові в дермі і діаметр судин.

Оптичні властивості цільної крові в залежності від довжини хвилі випромінювання, можуть бути представлені за допомогою таких виразів [31]:

$$\mu_a^{blood}(\lambda) = p^{Oxy} \mu_a^{HbO_2}(\lambda) + (1 - p^{Oxy}) \mu_a^{Hb}(\lambda) \quad (2.46)$$

$$\mu_a^{blood}(\lambda) = 440.72H(1 - H)(1.4 - H)\left(\frac{685}{\lambda}\right) \quad (2.47)$$

$$g^{blood}(\lambda) = 0.995 \quad (2.48)$$

де λ – довжина хвилі в нм, $\mu_a^{blood}(\lambda)$, $\mu_s^{blood}(\lambda)$ – коефіцієнт поглинання і розсіювання, відповідно, p^{Oxy} – ступінь насичення крові киснем (наприклад, $p^{Oxy}=0,8$ означає, що в крові міститься 80% HbO_2 і 20% Hb), $\mu_a^{Hb}(\lambda)$ і

$\mu^{HbO_2}(\lambda)$ - коефіцієнти поглинання, відповідно, гемоглобіну і оксигемоглобіну,
 H - гематокрит, $g^{blood}(\lambda)$ - факторанізотропії.

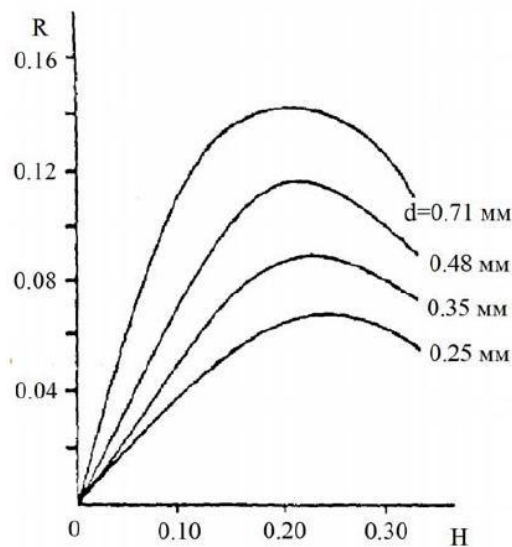


Рисунок 2.5 – Залежність коефіцієнта відбиття повністю окисленої крові від гематокриту при різній товщині d зразка; $\lambda = 0,63\mu\text{м}$.

Оптичний коефіцієнт поглинання дерми в залежності від вмісту крові можна визначити наступним чином[32]:

$$\mu_{aD}(\lambda) = f_{blood} \cdot \mu_{ab}(\lambda) + (1 - f_{blood})\mu_{background} \quad (2.49)$$

де, f_{blood} – об'ємний вміст крові в дермі, $\mu_{bloodbackground}$ – коефіцієнт поглинання дерми у відсутності хромофорів, см^{-1} :

$$\mu_{background} = 0.244 + 85.3 \cdot \exp\left(\frac{\lambda - 154\text{нм}}{66.2}\right) \quad (2.50)$$

Спектр поглинання дерми для величини об'ємного вмісту крові в дермі, що дорівнює 0,5% представлений на рис. 2.6.

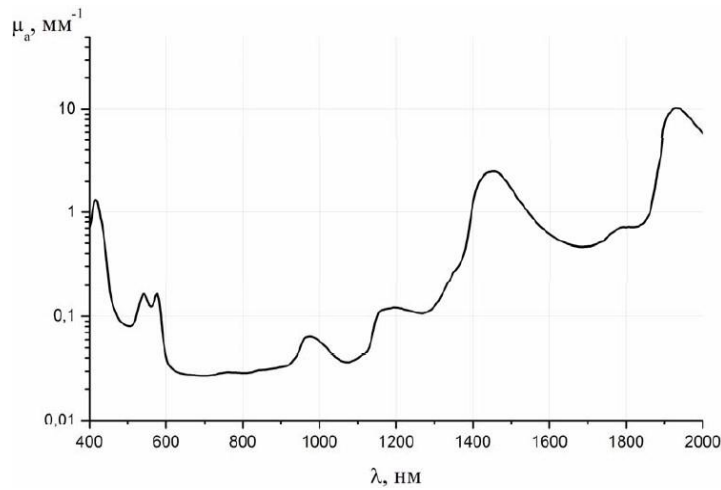


Рисунок 2.6 – Спектр поглинання дерми ($f_{blood}=0,5$)

2.5 Метод Монте–Карло

Проблеми оптичної дифузійної томографії та спектроскопії біооб'єктів визначають необхідність розвитку методів вирішення завдань теорії переносу випромінювання для середовищ з довільною конфігурацією і будь-якими граничними умовами. Для вирішення таких завдань перспективний метод Монте-Карло, широко застосовуваний для чисельного рішення рівняння ТДВ в різних областях знань (астрофізиці, оптиці атмосфери і океану та ін.). В останні роки успішно розвивається метод Монте-Карло в оптиці біотканин. Метод Монте-Карло базується на чисельному моделюванні переміщенню фотонів в розсіювальному середовищі. Випадкове блукання фотонів всередині зразка біотканини простежується від точки входження в зразок до його поглинання або виходу з зразка [33,34].

Застосування методу Монте-Карло базується на використанні макроскопічних оптичних властивостей середовища, які передбачаються однорідними в межах невеликих обсягів тканини. Моделювання не враховує деталі поширення енергії випромінювання всередині окремої комірки. Відомі алгоритми дозволяють врахувати кілька шарів біотканини з різними оптичними властивостями, кінцевий розмір падаючого пучка, відбиття світла від границь розділу шарів.

При високій точності і універсальності головним недоліком методу Монте-Карло є великі витрати машинного часу. Хоча розвиток апаратних і

програмних засобів обчислювальної техніки зменшує роль фактора часу, розробка нових засобів лазерної діагностики і терапії вимагає створення ефективності, порівняно простих і надійних алгоритмів мов методу Монте-Карло.

Як приклад, використання алгоритму на рис. 2.7, 2.8 представлені результати чисельного моделювання розподілу інтенсивності для пучків гаусового профілю в шкірі. Рис. 2.7 показує розподіл повної освітленості для трьох довжин хвиль (337 нм, 577 нм і 633 нм), рис. 2.8 ілюструє залежність освітленості в точці максимуму U_m і розмірів області максимальної освітленості D_m (яка визначається за рівнем $1/e^2$) від радіуса падаючого пучка для довжини хвилі 633 нм. Видно, що максимум освітленості формується на певній глибині всередині тканини, а повна освітленість в точці максимуму U_m може значно перевищувати освітленість U_0 в центрі падаючого на поверхню середовища пучка. Ця обставина неодноразово зазначалася дослідниками, причому ставлення U_m/U_0 сильно залежить від оптичних властивостей середовища, радіусу падаючого пучка і властивостей границь[35,36].

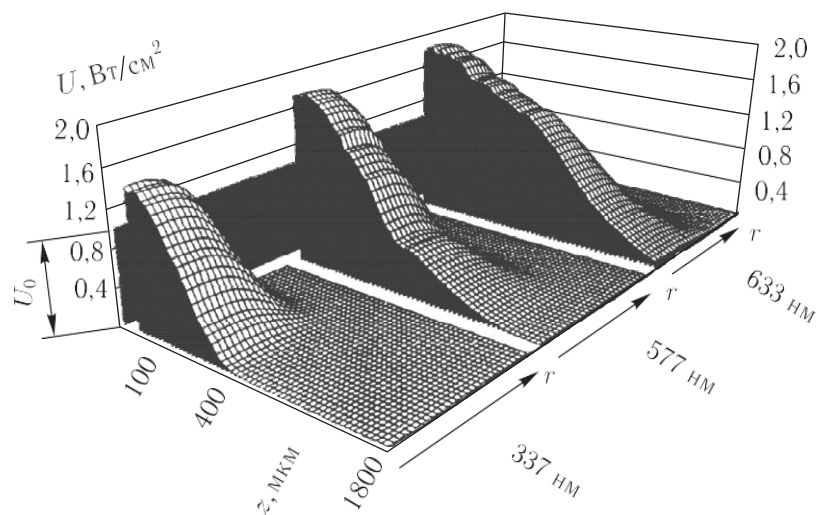


Рисунок 2.7 – Теоретичне розподілення інтенсивності U в шкірі

На рис. 2.7 зображено теоретичне розподілення інтенсивності U при її опроміненні лазерними пучками різних довжин хвиль (інтенсивності в центрі ($U_0 = 1 \text{ Вт/см}^2$) і радіуси гаусових пучків ($r_0 = 1 \text{ мм}$) на поверхні шкіри однакові для всіх лазерів), отримані методом Монте-Карло.

Ослаблення широкого пучка з падаючої інтенсивністю I_0 в умовах багатократного розсіяння може бути наближено описано за допомогою простого співвідношення:

$$I(z) = I_{0q} \cdot \exp(-\mu_d z), \quad (2.51)$$

де, q враховує не тільки відбиття світла на межі поділу повітря-поверхня біотканини, тип використаного детектора (ізотропного або анізотропного), але також і додаткове збільшення освітленості верхніх шарів біотканини за рахунок зворотнього розсіювання. Це наближене співвідношення справедливо лише всередині біотканини, далеко від її поверхні, на глибинах $z > l_d = \mu^{-1}$. Типові значення параметра q для біотканин лежать в діапазоні 1-5 і в значній мірі залежать від діаметра лазерного пучка (1-20 мм). Глибина проникнення світла в біотканини може бути оцінена із співвідношення:

$$l_e = l_d (\ln q + 1). \quad (2.52)$$

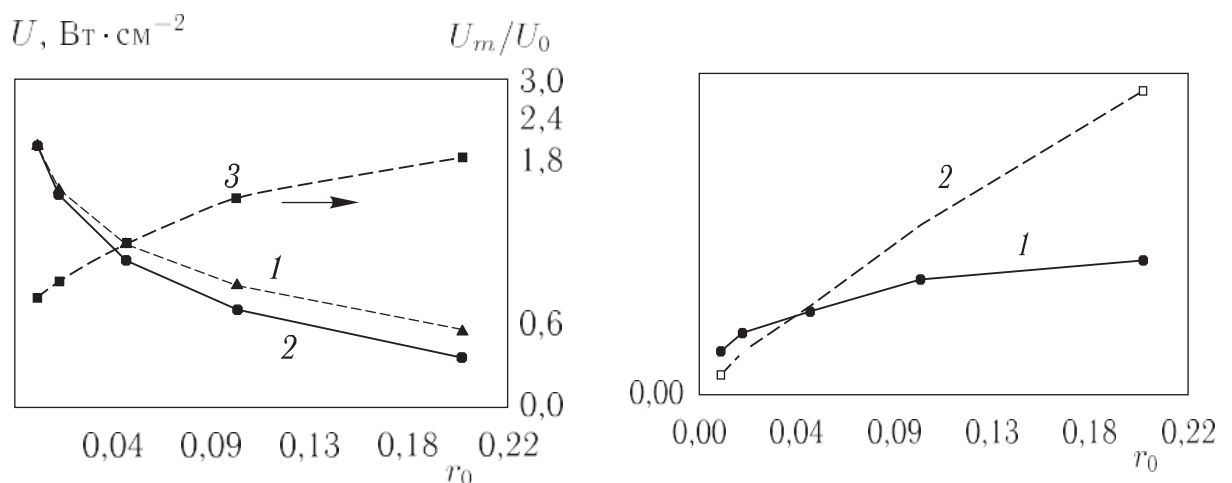


Рисунок 2.8 – Залежність параметрів області максимальної освітленості від радіуса падаючого пучка [37].

Пучок з гаусовим профілем, довжина хвилі 633 нм, потужність 25 мВт:
 а – повна освітленість падаючого пучка, 1 – в центрі U_0 , 2 – в максимумі U_m ,
 3 – U_m/U_0 ; б – розмір області максимальної освітленості (за рівнем $1/e^2$), 1 –
 уздовж осі пучка, 2 – перпендикулярно осі пучка.

Таблиця 2.1 – Оптичні параметри шкіри: чисельник $\lambda=633\text{нм}$, знаменник $\lambda=337\text{нм}$

№	Шар	$\mu_a, \text{см}^{-1}$	$\mu_s, \text{см}^{-1}$	g	n	d, мкм
1	Епідерміс	$\frac{4,3}{32}$	$\frac{107}{165}$	$\frac{0,79}{0,72}$	1,5	100
2	Дерма	$\frac{2,7}{23}$	$\frac{187}{227}$	$\frac{0,82}{0,72}$	1,4	200
3	Дерма з поверхнім сплетінням судин	$\frac{3,3}{40}$	$\frac{192}{246}$	$\frac{0,82}{0,72}$	1,4	200
4	Дерма	$\frac{2,7}{23}$	$\frac{187}{227}$	$\frac{0,82}{0,72}$	1,4	900
5	Дерма з глибоким сплетінням судин	$\frac{3,4}{46}$	$\frac{194}{253}$	$\frac{0,82}{0,72}$	1,4	600

Збільшення радіусу падаючого пучка призводить також до зростання розмірів опромінюваної області всередині тканини, причому для випромінювання з довжиною хвилі 633 нм швидкість збільшення поперечних розмірів області вище, ніж уздовж лазерного пучка (рис. 2.8, б).

З практичної точки зору подібні розрахунки необхідні для коректного визначення дози опромінення при фотохімічній, фотодинамічній або фототермічній терапії онкологічних і ряду інших захворювань, а також при коагуляції лазерним випромінюванням поверхневих судин [38,39].

Розроблюваний метод, який представлений на рис. 3.3 працює наступним чином: спочатку вмикаємо прилад в мережу живлення, перевіряючи чи лазерний діод та лазер 1, лазер 2 ввімкнений, наступним обираємо необхідну амплітуду, потім задаємо частоту в межах 0 Гц – 3 кГц, далі обираємо час опромінення 0 сек – 10 хв, після встановлення вище згаданих параметрів відбувається запуск лічильника. Протягом процедури опромінення спостерігаємо коефіцієнт сатурації крові (рівень насичення крові оксигеном), якщо спектральний коефіцієнт поглинання менше порогового, то процес продовжується, якщо більше кінець.

Висновки до розділу

Основними факторами, що визначають втрати, є:

- невідповідність геометричних розмірів випромінюючої площини й торця світловода;
- невідповідність кутових розмірів індикатриси випромінювання й числової апертури світловода.

Світловипромінюючі діоди можуть бути використані при введенні випромінювання в джгути, що включають тисячі світловодів. У пристроях вводу випромінювання у ВОЛЗ застосовуються напівпровідникові лазери із плоскою випромінюючою поверхнею або з вбудованою лінзою. Розмір перетяжки лазерного пучка в таких випромінювачах складає 0.8... 0.3мкм.

Проведено розрахунок пристрою узгодження зі світловодом.

Проаналізовано моделі та методи лазерного опромінення біотканин. З чого можна сказати, що ступінь розсіювання залежить від довжини хвилі випромінювання і оптичних властивостей біотканини.

Розсіювання грає головну роль у визначенні глибини проникнення випромінювання з довжинами хвиль з діапазону 300-1200 нм в шкіру, для випромінювання з більшою довжиною хвилі глибину проникнення визначає поглинання.

Також було розглянуто метод Монте-Карло, який базується на чисельному моделюванні переміщенню фотонів в розсіювальному середовищі. Випадкове блукання фотонів всередині зразка біотканини простежується від точки входження в зразок до його поглинання або виходу з зразка.

РОЗДІЛ 3 РОЗРОБКА ТА ОПИС РОБОТИ ЛАЗЕРНОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ

3.1 Розробка структурної схеми пристрою

Структурну схему, яка розробляється для лазерного опромінення крові аведено на рисунку нижче:

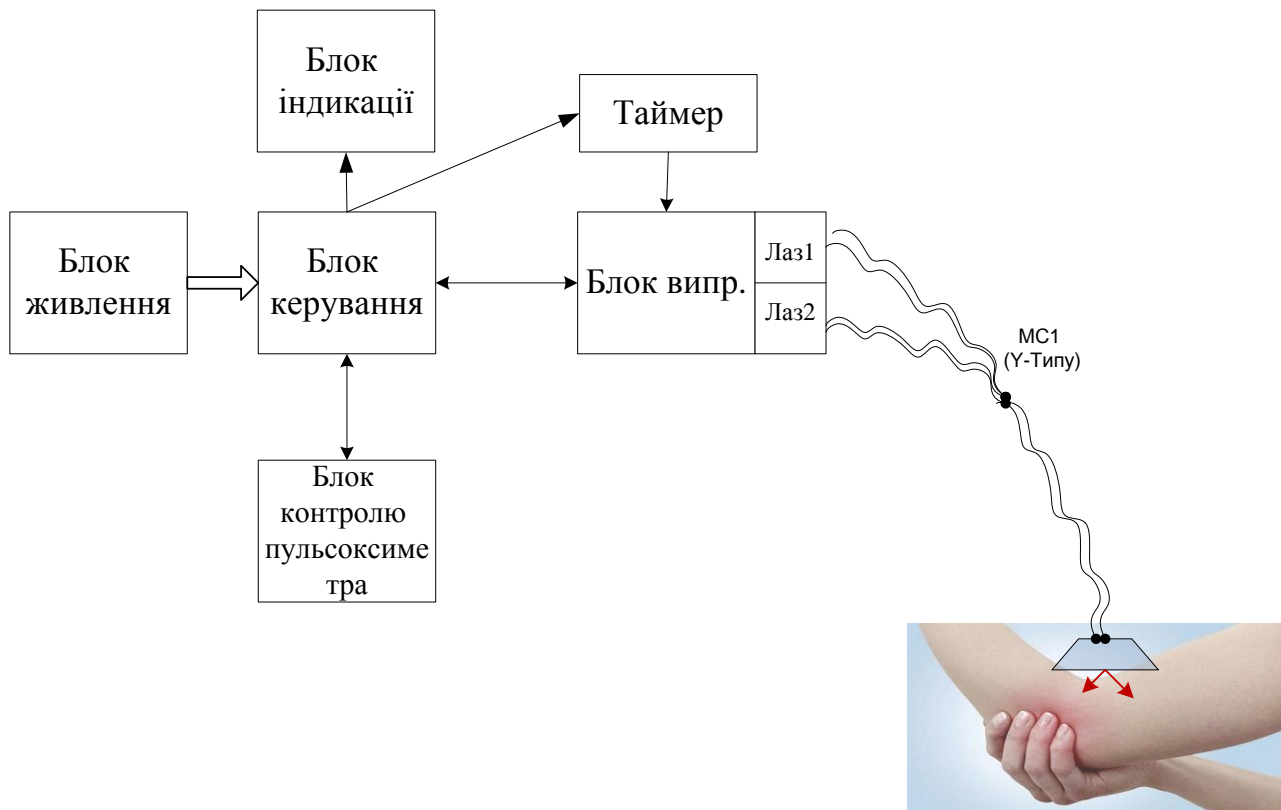


Рисунок 3.1 – Узагальнена структурна схема пристрою для лазерного опромінення крові

Основними функціональними блоками пристрою є такі:

- блок живлення та блок керування;
- узгоджувальна волоконно-оптична система (забезпечує підключення через магістральний світловод волоконного терапевтичного інструменту);
- блок індикації та таймер;
- блок контролю пульсоксиметра;
- блок випромінювання з двома різними лазерами;

- спеціальна насадка, що використовується для лазерного опромінення крові.

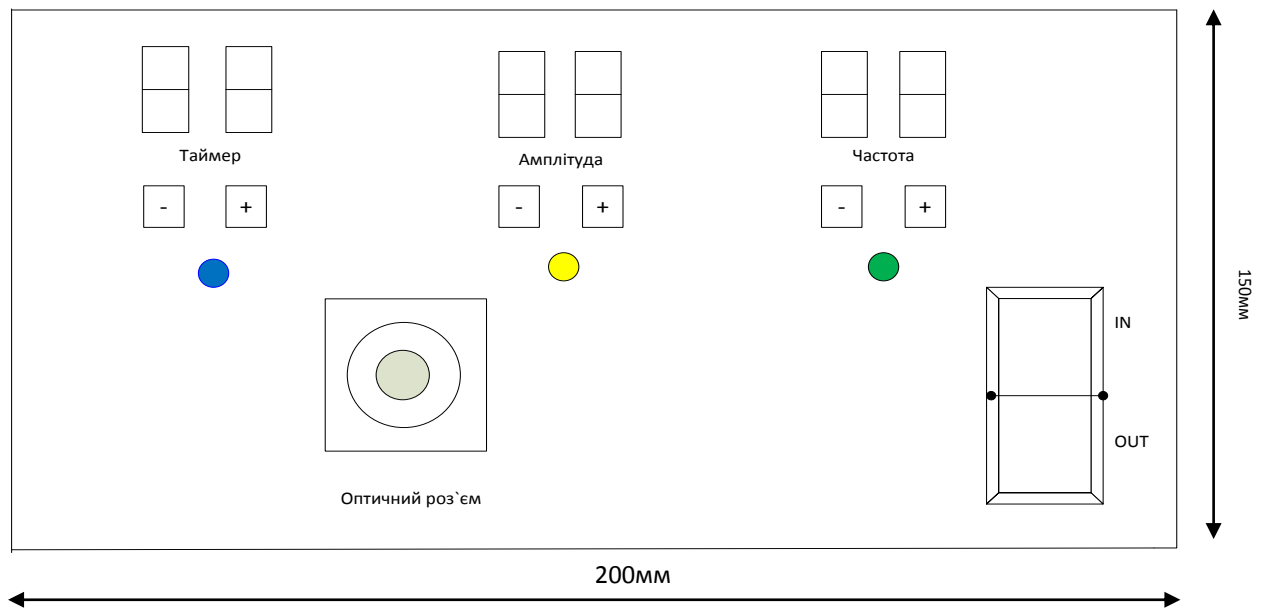


Рисунок 3.2 – Передня панель (макет) пристрою для опромінення крові

Основними функціональними блоками є такі:

- лазерний діодний модуль з фотодіодами зворотного зв'язку;
- мікроконтролерний блок формування сигналів і керування потужністю лазера (струмовий стабілізатор);
- блок індикації роботи лазера;
- таймер.

Лазерний терапевтичний пристрій містить складається з декількох незалежно керованих імпульсних каналів лазерного випромінювання та схеми увімкнення випромінювача і сполучного з ним блоку управління, що містить багатоканальний генератор сигналів запуску з запам'ятовуючим пристроєм для зберігання кодів частот запуску і автоматичними регуляторами напруги живлення лазерів в частотному діапазоні по кожному з каналів, входи яких з'єднані з виходами схеми управління, а виходи - з входами запуску каналів випромінювання. У пристрої суміщені декілька незалежних каналів

випромінювання в одному випромінювачі, введено схему дистанційного включення генератора сигналів запуску у випромінювачі, включення автоматичних регуляторів напруги живлення лазерів для вирівнювання імпульсної потужності в частотному діапазоні в кожен канал генератора сигналів запуску.

Більшість аналогічних за технічною сутністю терапевтичних апаратів складається з блоку управління, що містить генератор сигналів запуску і випромінювача з напівпровідниковим лазером імпульсної інжекції випромінювання з довжиною хвилі 870-890 нм та зовнішньої схеми накачування. Генератор сигналів запуску містить генератор-формував імпульсів запуску, що працює в діапазоні частот від 0 Гц до 3000 Гц і дозволяє встановлювати до десяти фіксованих значень частот, а також стабілізоване джерело напруги живлення лазера.

Таким системи мають ряд недоліків, зокрема обумовлений застосуванням зовнішньої схеми накачування лазера і типом лазера недостатньо широкий частотний діапазон, мале число встановлюваних значень частот імпульсів випромінювання, обумовлене застосуванням найпростіших схемних рішень, що не дозволяє ефективно лікувати уражені тканини з різною морфологією. Крім того запуск лазерної експозиції з відбувається блоку управління, відсутній орган контролю включення експозиції на випромінювачі, що знижує контроль щодо дотримання вимог лазерної безпеки.

На рис. 3.3 наведена блок-схема основної програми терапевтичного пристрою для опромінення крові. Включення лазера 1, встановлення потужності лазера 1, включення лазера 2, встановлення потужності лазера 2, встановлення частоти 0 Гц – 3 кГц, встановлення таймера 0 сек – 10 хв, запуск процедури. Спостерігаємо коефіцієнт сатурації крові (рівень насичення крові оксигеном), якщо спектральний коефіцієнт поглинання менше порогового, то процес опромінення продовжується, якщо більше кінець.

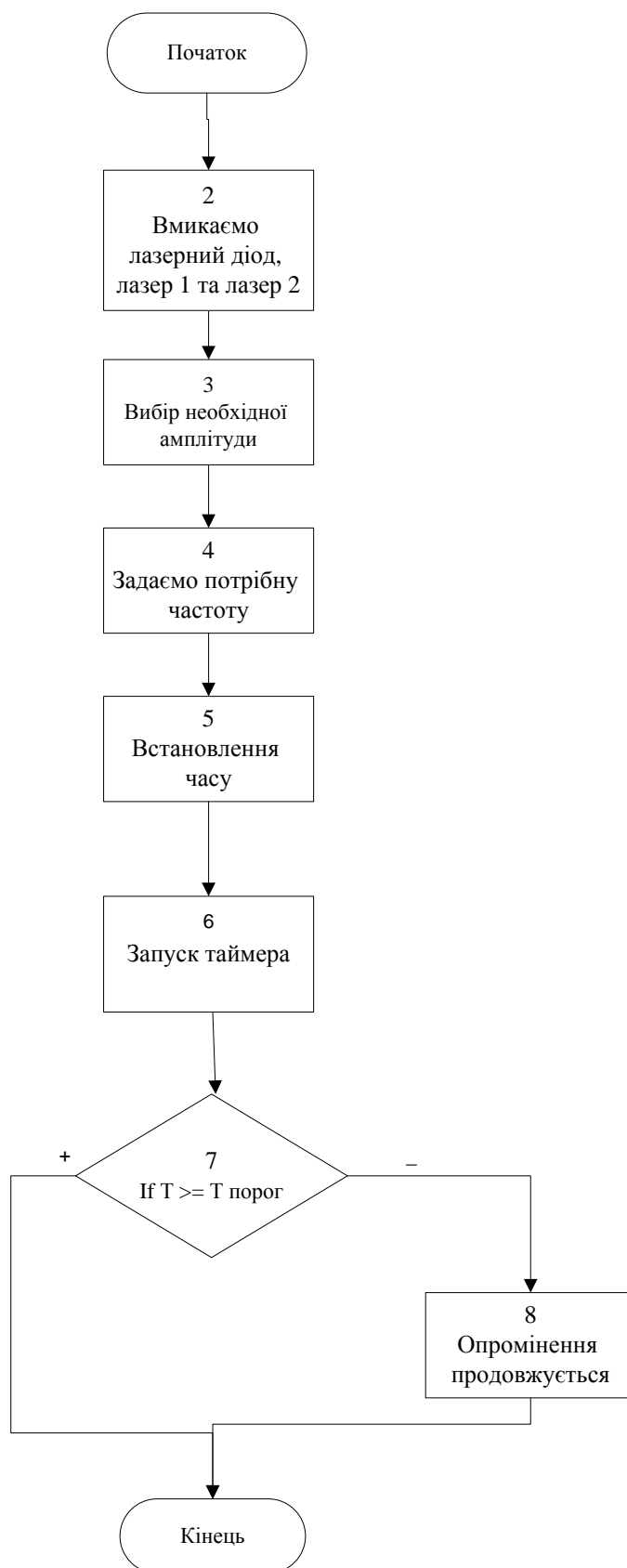


Рисунок 3.3 – Блок-схема основної програми терапевтичного пристрою для опромінення крові

3.2 Мікроконтролерний блок керування

Мікроконтроллер - це спеціальна мікросхема, призначена для керування різними електронними пристроями. Мікроконтролери вперше з'явилися в тому ж році, що і мікропроцесори загального призначення (1971).

Розробники мікроконтролерів придумали ідею – об'єднати процесор, пам'ять, ПЗП і периферію всередині одного корпусу, зовні схожого на звичайну мікросхему. З тих пір виробництво мікроконтролерів щорічно у багато разів перевищує виробництво процесорів, а потреба в них не знижується.

Мікроконтролери випускають десятки компаній, причому виробляються не тільки сучасні 32-розрядні мікроконтролери, але і 16, і навіть 8-бітні (як i8051 і аналоги). Всередині кожного сімейства часто можна зустріти майже однакові моделі, що розрізняються швидкістю роботи ЦПУ і об'ємом пам'яті [23].

Опис мікроконтролера Atmega16 [24].

В роботі використовується 8 - розрядний мікроконтролер сімейства AVR Atmega16 (рис. 3.4). Мікроконтролер виготовлений по КМОП - технології, яка в поєднанні з RISC архітектурою дозволяє досягти найкращого співвідношення показників швидкодії/енергоспоживання.

Atmega16 включає в себе:

- Високопродуктивний, малопотужний 8-розрядний AVR-мікроконтролер;
- 131 потужних інструкцій, більшість з яких виконуються за один машинний цикл;
- 32×8 -розрядних регістрів загального призначення і регістри управління вбудованою периферією;
- повністю статична робота;
- продуктивність до 16 мільйонів операцій в секунду при тактовій частоті 16 МГц;
- пристрій виконує множення за 2 машинних циклу;

- шістнадцять, тобто кбайт внутрішньої системної перепрограмованої флеш-пам'яті;
- пам'ять даних (ОЗУ) 512 байт;
- пам'ять даних (EEPROM) 512 байт;
- програмована захист коду програми;
- два 8-розрядних таймера-лічильника з роздільними перед розділювачами і режимами порівняння;
- один розширений 16-розрядний таймер-лічильник з окремим перед розділювачами, режимом порівняння і режимом захоплення;
- лічильник реального часу з окремим генератором;
- два 8-розрядних каналів широтно-імпульсної модуляції (ШІМ);
- модулятор виходів порівняння;
- 8 мультиплексованих каналів 10-розрядного аналогово-цифрового перетворення;
- двухпроводний послідовний інтерфейс, орієнтований на передачу даних в байтному форматі;
- послідовний інтерфейс SPI з підтримкою режимів ведучий / підлеглий;
- програмований сторожовий таймер з вбудованим генератором;
- вбудований аналоговий компаратор;
- скидання при подачі живлення і програмована схема скидання при зниженні напруги живлення;
- вбудований калібрований RC-генератор;
- зовнішні і внутрішні джерела переривань;
- програмний вибір тактової частоти;
- загальне виключення підтягують резисторів на всіх лініях портів вводу-виводу.
- напруга живлення 4.5 - 5.5 В;
- споживаний струм при частоті 8МГц, при температурі 25°C і напрузі живлення 5В дорівнює 13 мА [24].

ATmega16 PDIP

(XCK/T0) PB0	1	40	PA0 (ADC0)
(T1) PB1	2	39	PA1 (ADC1)
(INT2/AIN0) PB2	3	38	PA2 (ADC2)
(OC0/AIN1) PB3	4	37	PA3 (ADC3)
(SS) PB4	5	36	PA4 (ADC4)
(MOSI) PB5	6	35	PA5 (ADC5)
(MISO) PB6	7	34	PA6 (ADC6)
(SCK) PB7	8	33	PA7 (ADC7)
RESET	9	32	AREF
VCC	10	31	GND
GND	11	30	AVCC
XTAL2	12	29	PC7 (TOSC2)
XTAL1	13	28	PC6 (TOSC1)
(RXD) PD0	14	27	PC5 (TDI)
(TXD) PD1	16	26	PC4 (TDO)
(INT0) PD2	18	25	PC3 (TMS)
(INT1) PD3	17	24	PC2 (TCK)
(OC1B) PD4	18	23	PC1 (SDA)
(OC1A) PD5	19	22	PC0 (SCL)
(ICP) PD6	20	21	PD7 (OC2)

Рисунок 3.4 – Мікроконтролер Аtмега 16

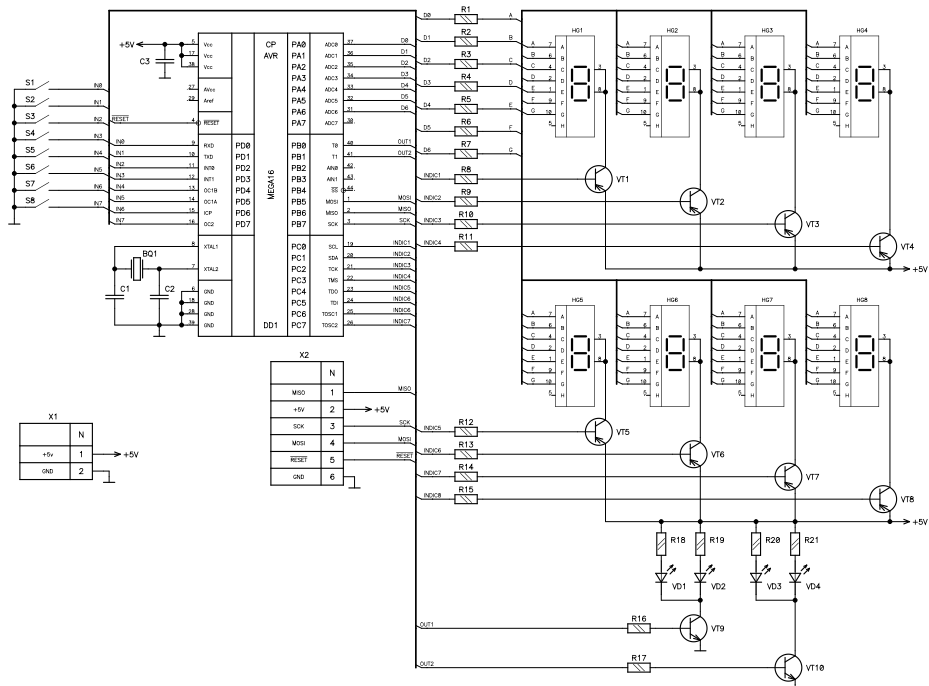


Рисунок 3.5 – Електрична схема пристрою для лазерного опромінення крові

Основним елементом схеми є мікроконтролер DD1. Порт А мікроконтролера використовується для керування сегментами HG1...HG8. Індикатори HG1...HG4 призначаються для відображення частоти, HG5 та HG6 – значення таймера, HG7 та HG8 – значення вибраної потужності світлового випромінювання. Відображення інформації на індикаторах здійснюється в динамічному режимі. Для реалізації розгортки використовується порт С, а сама

розгортка здійснюється за допомогою транзисторних ключів на транзисторах VT1...VT8.

Резистори R1...R7 обмежують струм сегментів індикаторів. Їх опір знайдемо з виразу

$$R1...R7 = \frac{E - U_{CD} - U_{KE}}{I_{CD}}, \quad (3.1)$$

де, E – напруга живлення (5В);

U_{CD} – пряме падіння напруги на сегменті індикатора (2.1 В);

U_{KE} – падіння напруги між колектором та емітером насиченого транзистора (1.2 В);

I_{CD} – прямий струм через сегмент (10 мА).

Таким чином:

$$R1...R7 = \frac{5 - 2,1 - 1,2}{10 \cdot 10^{-3}} = 0,017 \cdot 10^{-3} \text{ (Ом)}.$$

Опір резисторів R8...R15, що обмежують базовий струм транзисторів VT1...VT8, знайдемо з виразу:

$$R8...R15 = \frac{U_{BX} - U_{BE}}{7 \cdot I_{CD}} \cdot \beta, \quad (3.2)$$

де, U_{BX} – напруга, що подається на вхід транзисторного ключа (5 В);

U_{BE} – пряме падіння напруги між базою та емітером транзистора (1,2 В);

I_{CD} – прямий струм світлодіода (10 мА);

β – коефіцієнт передачі струму бази транзистору в схемі із загальним емітером ($\beta = 120$).

$$R17...R19 = \frac{5 - 1,2}{10 \cdot 10^{-3}} \cdot 120 = 0,0456 \cdot 10^{-3} \text{ (Ом)}.$$

Формування вихідного оптичного сигналу здійснюється за допомогою світлодіодів VD2 та VD4. Світлодіоди VD1 та VD3 використовуються для індикації стану світлодіодів VD2 та VD4. Керування світлодіодами здійснюється через виводи PB0 та PB1 мікроконтролера за допомогою транзисторів VT9 та VT10.

Значення опорів резисторів R16 та R17, що обмежують базові струми транзисторів VT9 та VT10, знаходимо з виразу:

$$R16, R17 = \frac{U_{BX} - U_{BE}}{I_{CD1} + I_{CD2}} \cdot \beta, \quad (3.3)$$

де, U_{BX} – напруга, що подається на вхід транзисторного ключа (5 В);

U_{BE} – пряме падіння напруги між базою та емітером транзистора (1,2 В);

I_{CD1} та I_{CD2} – прямі струми світлодіодів, що керуються транзистором (4 та 6 мА);

β – коефіцієнт передачі струму бази транзистору в схемі із загальним емітером ($\beta = 120$).

$$R16, R17 = \frac{5 - 1.2}{4 \cdot 10^{-3} + 6 \cdot 10^{-3}} \cdot 120 = 0,834 \cdot 10^{-3} \text{ Ом},$$

Керування пристроєм здійснюється за допомогою кнопок S1...S8, які підключені до ліній порта D. За допомогою кнопок S1, S2 встановлюється необхідний час для процедури на таймері (від 1хв до 10хв), за допомогою кнопок S3, S4 відбувається керування потужністю лазера, яка становить від 0 мВт до 15 мВт, та за допомогою кнопок S5...S8 встановлюється частота лазера, що становить від 0 Гц до 3000 Гц.

Живлення пристрою відбувається від зовнішнього джерела постійної напруги, підключення до якого здійснюється через роз'єм X1.

3.3 Блок пульсоксиметричного моніторингу спектрального поглинання

Основним фактором виникнення пульсових коливань в судинній системі є періодичний викид визначеного об'єму крові з шлунків серця в аорту, що приводить до виникнення та розповсюдження хвилі тиску, що приведе до розширення артерій. Артеріальний периферичний пульс є результатом взаємодії різних коливальних та хвильових процесів. Об'ємна пульсова хвиля складається з двох типів хвиль: пов'язаних з викидом та переміщенням систолічного об'єму крові та утворених гідравлічним ударом, що виникає в фазу максимального вигнання крові.

Для визначення гемодинамічних показників стану ССС (серцево-судинна система) та ступеня насичення крові киснем по амплітуді пульсової хвилі використовується фотоприймач та два лазерних джерела випромінювання; один в червоному, другий в інфрачервоному діапазонах випромінювання. На спрощеній структурній схемі (рис. 3.6) показано розташування лазерних випромінювачів та фотоприймача в нігтевій фаланзі пальцю. Джерела струмів керують інтенсивністю потоків випромінювання діодів. Перетворювач струм - напруга перетворює струм фотодіодів в напругу, пропорційну інтенсивності випромінювання, що приймається.



Рисунок 3.6 – Схема розташування випромінювачів та фотоприймача при вимірюванні ступені насичення крові киснем

На рис. 3.7 показано залежність вихідної напруги від часу на виході перетворювача струм - напруга.

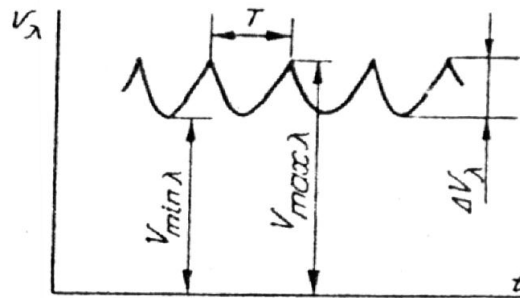


Рисунок 3.7 – Залежність вихідної напруги від часу на виході перетворювача струм – напруга

На основі закону Ламберта - Бєру можна записати:

$$V_\lambda = K_\lambda \cdot V_{0\lambda} \cdot \exp - [A_\lambda^{\text{HbO}_2} \cdot C \cdot S \cdot d + A_\lambda^{\text{Hb}} \cdot C \cdot (1 - S) \cdot d] \quad (3.4)$$

де, K_λ - коефіцієнт поглинання тканиною випромінювання з довжиною хвилі λ ;

$V_{0\lambda}$ - напруга на виході перетворювача струм - напруга при відсутності тканини та крові на довжині хвилі λ ;

$A_\lambda^{\text{HbO}_2}$ - коефіцієнт екстинкції оксигемоглобіну (HbO_2) на довжині хвилі λ

A_λ^{Hb} - коефіцієнт екстинкції поновленого гемоглобіну (Hb) на довжині хвилі λ ;

C - концентрація Hb в крові;

S - відносна місткість HbO_2 в загальній його кількості ($S=0$ (весь поновлено), $S=1$ (весь Hb оксигеновано));

d - товщина шару крові.

При пульсації крові відбувається мікророзширення прекапілярів, що еквівалентно зростанню d у виразі (3.4).

Складена система рівнянь для червоного (λ_1) та інфрачервоного (λ_2) діапазонів випромінювань, виключаючи з рівнянь змінні C , d та вирішуючи отримане рівняння відносно S , отримаємо:

$$S = \frac{A_{\lambda_1}^{Hb} - \alpha A_{\lambda_2}^{Hb}}{\alpha(A_{\lambda_2}^{HbO_2} - A_{\lambda_2}^{Hb}) + A_{\lambda_1}^{Hb} - A_{\lambda_1}^{HbO_2}} \quad (3.5)$$

де

$$\alpha = \frac{\Delta V_{\lambda_1} V_{\min \lambda_2}}{\Delta V_{\lambda_2} V_{\min \lambda_1}}, \quad \Delta V_{\alpha} = V_{\max \lambda} - V_{\min \lambda} \quad (3.6)$$

$V_{\max \lambda}$, $V_{\min \lambda}$ - максимальне та мінімальне значення напруги на виході перетворювача струм-напруга на довжині хвилі λ (рис. 3.7).

Структурна схема пульсоксиметричного засобу показана на рис. 3.8. Фотоприймач перетворює інтенсивність ослабленого тканинами "червоного" і "інфрачервоного" випромінювання в електричний сигнал, що надходить в тракт підсилення. Випромінювачі датчика включаються по черзі, тобто комутуються з частотою близько 1000 Гц, що дозволяє використовувати для реєстрації випромінювання один комутований фотоприймач. Далі в тракті для підсилювання сигнали "червоного" і "інфрачервоного" випромінювання поділяються на два канали з допомогою імпульсів управління комутатора та світлодіодів, що перемикаються. У кожному каналі проводиться вимірювання двох складових ФПГ сигналу, обумовлених постійної і пульсуючою складовими абсорбції, необхідних для обчислення величини R і визначення сатурації по калібрувальній кривій.

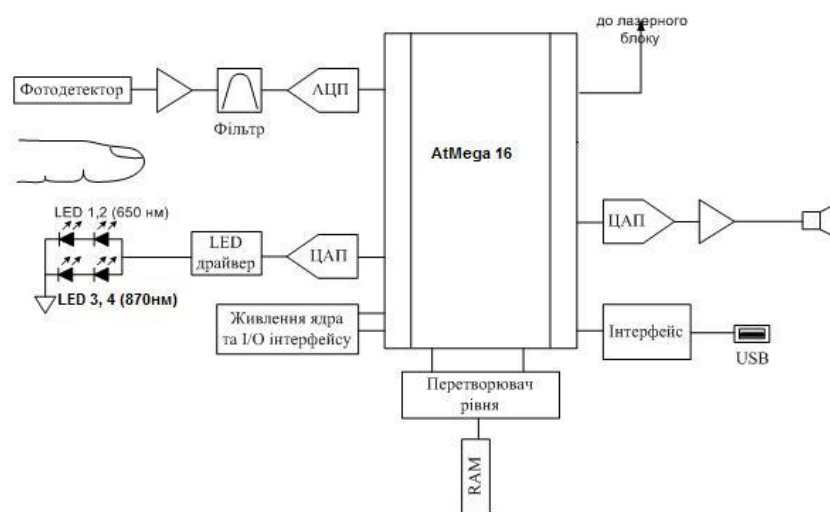


Рисунок 3.8 – Структурна схема пульсоксиметричного блоку засобу

Особливістю підсилювального тракту є необхідність посилення сигналів фотоприймача в досить великому динамічному діапазоні вхідних сигналів (більш 60дБ). Ця вимога обумовлена значним розкидом оптичних характеристик шкіри, підлеглих тканин, вираженої пульсації кровотоку в місці розташування датчика у різних пацієнтів.

Реалізація необхідного динамічного діапазону досягається використанням цифрової АРУ, що охоплює каскади підсилення ФПГ сигналу і джерела струму, що живить світлодіоди. Система АРУ підтримує вихідні сигнали підсилювального тракту на рівні номінальної напруги входу АЦП обчислювача з метою зменшення шуму квантування.

Обчислювач пульсоксиметра містить програмне забезпечення, що реалізує первинну обробку ФПГ сигналу, алгоритми виділення артеріальних пульсацій по "червоному" і "інфрачервоному" каналам, обчислення відносини R і визначення величини SpO₂ по занесеній в пам'яті обчислювача калібрувальної залежності.

3.4 Розширення можливостей лазерної терапії

Лазерне опромінення крові здійснюється через світловод, який приведений у контакт з поверхнею шкіри в ділянці проекції кубітальної вени в ліктьовому згині. Комбіноване застосування черезшкірного лазерного опромінення крові та диференційованої зовнішньої лазеротерапії пришвидшує регрес клінічних виявів захворювання, отже, і скорочення тривалості перебування хворих у стаціонарі, а також впливає на супутні захворювання органів травлення та зумовлює імуномодулювальний ефект, що забезпечує добрі віддалені результати такої терапії. Окрім того, слід зауважити, що запропонований метод неінвазивний, простий і безпечний у використанні, не супроводжується побічними діями і ускладненнями, що в цілому дає підстави рекомендувати його до широкого практичного впровадження для лікування різних проявів шкірних захворювань та ін..

Лазерне опромінення на пряму впливає на реологічні властивості крові, змінюючи їх. На сучасному етапі розвитку автоматизованих систем управління існує велика необхідність створення інформаційних технологій з можливістю ретельного опису структур біомедичних зображень з метою встановлення точного діагнозу. Крім того, спостерігається стійка тенденція до невідповідності, яка проявляється в тому, що системи, які є досить інформативними та точними, надзвичайно дорогі, а застосування дешевих не дає достатнього рівня діагностики, необхідного на сьогоднішній день. Рівень вимог до експертних медичних систем, які використовуються в даній області, незмінно підвищується, що вимагає застосування нових інформаційних методів та підходів до його реалізації.

Тому актуальною є задача розроблення інформаційної технології для підтримки прийняття рішень при аналізі біомедичних зображень, яка дає можливість застосовувати нові принципи та методи, зокрема, для оцінювання реологічних властивостей крові [25].

Також широке застосування лазерного випромінювання набула офтальмологія, це перша галузь науки, яка почала його застосовувати. Патологія макулярної області сітківки ока займає провідні позиції серед дорослого населення розвинених країн. Одним з таких порушень, що призводить до незворотного загострення зору, є стареві або ідіопатичні розриви макули. На ранніх стадіях захворювання може бути зупинено з допомогою проведення регулярних курсів медикаментозного лікування, а в деяких випадках — лазерного лікування [26].

Висновки до розділу

У даному розділі було розроблено узагальнену структурну схему терапевтичного пристрою для опромінення крові, яка містить такі блоки:

- блок живлення та блок керування;
- узгоджувальна волоконно-оптична система (забезпечує підключення через магістральний світловод волоконного терапевтичного інструменту);
- блок індикації та таймер;
- блок контролю пульсоксиметра;
- блок випромінювання з двома різними лазерами;
- спеціальна насадка, що використовується для лазерного опромінення крові.

Змодельовано блок схему основної програми терапевтичного пристрою для опромінення крові, за допомогою якої можемо спостерігати за рівнем насичення крові киснем. Процедура буде виконуватися до тих пір, поки коефіцієнт насичення не досягне вище порогового, після чого процес опромінення завершується.

РОЗДІЛ 4 ЛАЗЕРНА БЕЗПЕКА

4.1 Безпека при роботі з лазером

Робота з лазерами небезпечна, тому при роботі з ними потрібно дотримання заходів безпеки. Згідно Міждержавному стандарту ГОСТ 12.1.040-83* ("Система стандартів безпеки праці. Лазерна безпека. Загальні положення") за ступенем небезпеки генерованого випромінювання лазери (лазерні установки) поділяються на 4 класи безпеки:

Клас 1. Лазери класу 1 вважаються "безпечними для очей". Більшість лазерів, повністю ізольованих від людини, відносяться до класу 1. Для лазерів класу 1 не потрібно ніяких заходів безпеки.

Клас 2. До класу 2 відносяться видимі лазери, що випускають випромінювання дуже низької потужності, яке не буде небезпечним, навіть якщо вся потужність променя потрапить в людське око і сфокусується на сітківці. Природна реакція відрази до джерел дуже яскравого світла захищає око від ушкоджень сітківки, якщо енергії, що потрапляє в нього, недостатня для заподіяння сітківці шкоди під час дії цієї реакції. Сучасні стандарти безпеки, в інтересах охорони здоров'я, визначають реакцію відрази як триває 0.25 секунд. Таким чином, лазери класу 2 мають вихідну потужність променя 1 мілліватт (mW) або менше, що відповідає допустимому ліміту експозиції в 0.25 секунд[27].

Деякі стандарти безпеки також включають в себе підгрупу класу 2, так звану "Клас 2А". Лазери класу 2А безпечні до 100 секунд (16.7 хвилин). Більшість лазерних сканерів, що використовуються в торгових точках (касах супермаркетів) і для інвентаризації запасів, відносяться до класу 2А.

Клас 3. Вихідне випромінювання становить небезпеку при опроміненні очей прямим, дзеркально відбитим, а також дифузно відбитим випромінюванням на відстані 10 см від дифузно відбиваючої поверхні, і (або) при опроміненні шкіри прямим і дзеркально відбитим випромінюванням.

Лазери класу 3 створюють небезпеку для очей, оскільки реакція природної відрази недостатньо швидка, щоб обмежити експозицію сітківки безпечним в даний момент рівнем. Також може бути завдано шкоди іншим структурам очей (наприклад, рогівці і кришталіку). В умовах випадкової експозиції небезпеки для шкіри, зазвичай, не виникає.

Клас 3А. Лазери та лазерні системи, які зазвичай не становлять небезпеку, якщо дивитися на лазер неозброєним поглядом протягом короткого періоду. Лазери можуть становити небезпеку, якщо дивитися на них через оптичні прилади (бінокль, телескоп).

Клас 3В. Лазери та лазерні системи, які становлять небезпеку, якщо дивитися безпосередньо на лазер. Це ж відноситься і до дзеркального відображення лазерного променя. Прикладами лазерів класу 3 є багато дослідницьких лазерів, військові лазерні далекоміри, геодезичні інструменти.

Клас 4. Вихідне випромінювання становить небезпеку при опроміненні шкіри дифузно відбитим випромінюванням на відстані 10 см від дифузно відбиваючої поверхні. Лазери класу 4 можуть створити потенційну небезпеку пожежі, значну небезпеку для шкіри чи при розсіяному відображенні. Фактично, всі хірургічні лазери та лазери для обробки матеріалів, що використовуються для зварювання та різання, якщо вони не закриті захисною оболонкою, відносяться до класу 4. Всі лазери з середньою вихідною потужністю більше 0.5 W також відносяться до класу 4 [27].

Незважаючи на свою небезпеку, лазери широко застосовується в інженерній геодезії, при топографічній зйомці, у військовій справі, в навігації, в астрономічних дослідженнях.

4.2 Загальні вимоги безпеки при роботі на лазерних установках

1.1. Робота з лазером дозволяється тільки особам, що досягли 18-літнього віку, пройшли медичний огляд і визнани гідними для роботи з ОКГ, пройшли інструктаж на робочому місці, здали екзамен з ПТБ і ПТЕ, що мають

кваліфікаційну групу не нижче III і отримали допуск до роботи у встановленому порядку.

1.2. При роботі на лазерній установці необхідно дотримуватися правил внутрішнього розпорядку. Забороняється курити, розпивати спиртні напої, лишати установку без нагляду.

1.3. Установка та устаткування повинні бути закріплені за відповідальною особою, яка відповідає за технічний стан що гарантує безпечну роботу з ними.

1.4. Усі придбані та утворені установки з ОКГ повинні бути представлені комісії з ОП та ТБ Інституту, яка приймає їх і видає дозвіл на право їх експлуатації.

1.5. До небезпечних і шкідливих факторів, які діють на робітника, належать (в залежності від конструкції лазера):

- лазерне випромінювання (пряме, розсіяне, відбите);
- світлове випромінювання від імпульсних ламп накачки або кварцевих разрядних трубок;
- ультрафіолетове випромінювання від ламп накачки або кварцевих разрядних трубок;
- висока напруга;
- електромагнітні поля ВЧ- і НВЧ-діапазону від генераторів накачки;
- ІК випромінювання і виділення тепла від устаткування і нагрітих поверхностей;
- агресивні і токсичні сполуки, які використовуються в конструкції лазера.

1.6. Для забезпечення безпеки в робочому приміщенні повинні знаходитись:

- діелектричні коврики біля пульту і щитка керування;
- діелектричні перчатки;
- заземлювачі (штанги для накладання заземлення);
- захисні окуляри з фільтрами які мають смугу поглинання відповідну основним частотам випромінювання ОКГ та їх інтенсивним гармонікам;

- укомплектована аптечка;
- предмети сангієни (умивальник, мило, рушник);
- засоби пожеарогасіння (вуглекислотний вогнегасник).

1.7. В робочому приміщенні при роботі установки повинні знаходитись не менше ніж два співробітника одночасно.

1.8. На вхідній двері приміщення і на установці повинні знаходитись знаки "ЛАЗЕРНА НЕБЕЗПЕКА"

1.9. Внутрішня відділка стін приміщення повинна мати світлопоглинаючу поверхню.

1.10. Підлога повинна відповідати вимогам СН і П III-B-14-72.

1.11. Для лазерів III-IV класів двері приміщень повинні бути з внутрішніми замками та табло: "СТОРОННІМ ВХІД ЗАБОРОНЕНО!"

1. Перше правило лазерної безпеки: **НІКОЛИ, НІ ЗА ЯКИХ ОБСТАВИН НЕ ДИВИТИСЯ НА ЛАЗЕРНИЙ ПРОМІНЬ!**

2. Потенційні місця пошкодження ока безпосередньо пов'язані з довжиною хвилі лазерного випромінювання [27].

3. При роботі з лазерами необхідно мати окуляри, які захищають від лазерного випромінювання. Захисні окуляри потрібні навіть для лазера 15мВт, так як без них очі сильно втомлюються. Для захисту очей не можна використовувати сонцезахисні окуляри!

Ступінь захисту окулярів від лазерного випромінювання вимірюється в OD (Optical Density - оптична щільність). Оптична щільність показує, у скільки разів окуляри послаблюють світло. Одиниця означає «в 10 разів». Відповідно, «оптична щільність 3» означає ослаблення в 1000 разів, а 6 - в мільйон. Правильна оптична щільність для видимого лазера така, щоб після окуляр від прямого попадання лазера залишилася потужність, яка відповідає класу II (максимум десь 1 мВт). Для невидимого - чим більше, тим краще.

4.3 Розробка проекту медико – технічні вимоги до лазерного пристрою для опромінення крові

Лазерні напівпровідникові апарати для фізіотерапії повинні відповідати таким медико-технічним вимогам:

1. Можливість регулювання вихідної потужності випромінювання в широких межах: від 0,1-0,2 мВт до 5-20 мВт (в залежності від довжини хвилі);
2. Можливість регулювання частот модуляції випромінювання напівпровідникових лазерів – від 0,1 Гц до 5 кГц (постійний режим).
3. Використання універсальних магістральних світловодних насадок та спеціалізованого волоконного інструментарію;
4. Можливість роботи в режимі з автоматичною експозицією, при якому забезпечується автоматичне припинення подачі лазерного променя до пацієнта після закінчення встановленого часу процедури із супровідним звуковим сигналом;
5. Електробезпека;
6. Простота в користуванні, ергономічність [22].

Використання лазерів у медицині, як і будь-якої іншої апаратури, регулюється спеціальними нормами. Згідно з ними, лазерне світло шкідливе для шкіри і очей.

За звичайних умов найбільш небезпечним лазерне випромінювання є для сітківки та рогівки ока, а також для шкірного покриву. Сітківка захищена від УФ та далекого ІЧ випромінювання, лише випромінювання з довжинами хвилі 400-1400 нм може досягати сітківки. Сітківка в найбільшій мірі підлягає ураженню внаслідок фокусуємих властивостей кришталіка та значного коефіцієнта поглинання зорового пігмента сітківки. Поріг пошкодження сітківки за рівнем інтенсивності залежить від тривалості опромінення, розміру плями на сітківці та довжини хвилі. Наприклад, у випадку опромінення протягом 1 с, розмірі плями 100-300 мкм порогова інтенсивність зменшується від 20 Вт/см² ($\lambda = 630$ нм) до 1 Вт/см² ($\lambda = 440$ нм), в ІЧ області ($\lambda = 800-1100$ нм)

цей параметр змінюється в межах 30-50 Вт/см². Таким чином, найнебезпечнішою є короткохвильова область спектра, де повинна проявлятися не тільки теплова, але й фітохімічна дія випромінювання. Скорочення часу опромінення істотно підвищує допустиму інтенсивність I_d (при $\tau = 10^{-3}$ с і $\lambda = 630$ нм, $I_d \approx 100$ Вт/см²).

Випромінювання на інших довжинах хвиль (крім діапазону 400-1400 нм) ефективно поглинається рогівкою ока та кришталиком, крім того, оптичні середовища ока сильно розсіюють УФ випромінювання. Тому випромінювання в ІЧ та УФ діапазонах є небезпечним для цих середовищ ока.

Використання потужного випромінювання може викликати опік шкіри, що, звичайно, не так небезпечно, як опіки сітківки або рогівки, але бажано уникати і його. Порогові значення інтенсивності в цьому випадку визначаються досить сильним відбиванням шкіри у видимій області (10-60% на окремих довжинах хвиль) і сильним поглинанням в ІЧ області (> 2 мкм). Тому найбільш небезпечними є СО та СО₂ лазери, оскільки вони мають значну потужність, а їх випромінювання ефективно поглинається тонким шаром шкіри. З іншого боку, значну небезпеку для внутрішніх органів складають видима і особливо ближня ІЧ області. Проникаюча здатність цього випромінювання може становити кілька сантиметрів, а за умови здавлення біотканини пропускання може збільшуватися в 40 разів.

При нормуванні лазерного випромінювання, шкідливого для людини, використовують санітарні норми та правила експлуатації.

Стандарт США та СНіП № 2392-18 (стандарт СРСР) наводить гранично допустимі рівні (ГДР) випромінювання у вигляді таблиць і графіків, що охоплюють спектральний діапазон випромінювання лазерів 200 нм – 10^3 мкм, діапазон тривалості дії від 10^{-8} до 10^6 с при опроміненні очей та шкіри. ГДР випромінювання в УФ та ІЧ областях спектра складають 10^{-3} – 1 Дж/см² в залежності від тривалості опромінення. У видимій області стандарт нормує опромінення рогівки колімованим пучком світла, яке відповідає пошкодженню сітківки. При імпульсному опроміненні граничні норми складають $5 \cdot 10^{-7}$ – 1,0

Дж/см², а при неперервному – $10^{-4} - 10^{-6}$ Вт/см². Норми для опромінення шкіри знаходяться в межах $10^{-3} - 1$ Дж/см², для інтегральної енергетичної яскравості у видимій області спектра – в межах $10^{-3} - 10^3$ Дж/(см² · ср).

При роботі з лазерами необхідно забезпечити такі умови роботи, при яких не перевищуються гранично допустимі рівні опромінення очей та шкіри. Міри безпеки полягають у створенні захисних екранів, каналізації лазерного випромінювання по світловодах, використанні захисних окулярів тощо. Захисні окуляри повинні ретельно підбиратися, в залежності від робочої довжини хвилі лазерного світла, а їх спектр пропускання перевірятися. Окуляри повинні ефективно придушувати випромінювання на лазерній довжині хвилі, однак бути, по можливості, не занадто темними.

В таблиці 4.1 подано гранично допустиму густину потужності випромінювання при часі експозиції в 1сек для напівпровідникових лазерів.

Таблиця 4.1 ГДР для шкіри і очей

Тип лазера	Довжина хвилі, нм	Допустима густина потужності, мВт/см ²	
		для очей	для шкіри
Напівпровідниковий	670	1,8	1100
	904	4,6	1100

Висновки до розділу

В залежності від конструкції лазера та умов його експлуатації на обслуговуючий персонал можуть впливати наступні небезпечні та шкідливі виробничі фактори:

- лазерне випромінювання (пряме, розсіяне, відбите);
- світлове випромінювання від імпульсних ламп накачування та зони взаємодії лазерного випромінювання з матеріалом мішені;
- ультрафіолетове випромінювання від ламп накачування чи кварцових газорозрядних трубок;
- шум та вібрація, що виникають при роботі лазера;
- іонізуюче випромінювання;
- висока напруга в електричному колі живлення ламп накачування, підпалу чи газового розряду;
- електромагнітні поля ВЧ та НВЧ діапазону від генератора накачування;
- запиленість та загазованість повітря робочої зони продуктами взаємодії лазерного променя з мішенню та радіолізу повітря;
- агресивні та токсичні речовини, що використовуються в конструкції лазера.

Лазерне випромінювання є електромагнітним випромінюванням, що генерується в діапазоні довжин хвиль 0,2-1000 мкм, який може бути розбитий у відповідності з біологічною дією на ряд областей спектру:

- а) від 0,2 до 0,4 мкм – ультрафіолетова область;
- б) понад 0,4 до 0,75 – видима область;
- в) понад 0,75 до 1,4 мкм – ближня інфрачервона область;
- г) понад 1,4 мкм – дальня інфрачервона область.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

5.1 Оцінювання комерційного потенціалу розробки

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є розробка методу і засобу терапевтичного опромінення крові.

Для проведення технологічного аудиту було залучено 3-х незалежних експертів Вінницького національного технічного університету, кафедра лазерної техніки та оптоелектроніки: Тарновський М. Г., Кожем'яко А. В., Заболотна Н. І. За допомогою таблиці 4.1 за п'ятибальною шкалою використовуючи 12 критеріїв оцінки комерційного потенціалу розробки експерти надали свої оцінки [40].

Таблиця 5.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу розробки та їх можлива бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
Кри-терій	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів

Продовження табл. 5.1

5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкуренція немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Таблиця 5.2 – Рівні комерційного потенціалу розробки

Середньоарифметична сума балів СБ, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0-10	Низький
11-20	Нижче середнього
21-30	Середній
31-40	Вище середнього
41-48	Високий

В таблиці 5.3 наведено результати оцінювання експертами комерційного потенціалу розробки [41].

Таблиця 5.3 – Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки

Критерії	Прізвище, ініціали, посада експерта		
	Тарновський М.Г.	Кожем'яко А.В.	Заболотна Н.І.
	Бали, виставлені експертами:		
1	3	3	2
2	4	3	3
3	4	4	4
4	2	3	3
5	4	3	3
6	5	5	4
7	2	2	3
8	3	3	3
9	4	4	4
10	3	3	3
11	1	1	2
12	2	2	2
Сума балів	СБ ₁ =37	СБ ₂ =35	СБ ₃ =36
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_1^3 СБ_i}{3} = \frac{37 + 35 + 36}{3} = 36$		

Середньоарифметична сума балів, розрахована на основі висновків експертів склала 36, що згідно таблиці 5.2 вважається, що рівень комерційного потенціалу розробки є вище середнього.

Нова розробка, може використовуватися лікарями пацієнти яких потребують терапевтичного опромінення крові [42].

5.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи

1. Основна заробітна плата – винагорода за виконану роботу відповідно до встановлених норм праці. Вона встановлюється у вигляді тарифних ставок (окладів) і відрядних розцінок для робітників та посадових окладів для службовців. Стаття «Основна заробітна плата робітників» містить витрати на виплату основної заробітної плати робітникам, зайнятим виробництвом продукції [43].

Основна заробітна плата кожного із розробників (дослідників) Z розраховується за формулою:

$$Z = \frac{M}{T_p} \cdot t, \text{ грн}, \quad (5.1)$$

де M – місячний посадовий оклад конкретного розробника.

T_p – число робочих днів, $T_p = 22$;

t – число днів роботи розробника.

Розрахунки основної заробітної плати зведемо в таблицю 5.4:

Таблиця 5.4 – Розрахунок основної заробітної плати розробників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
Керівник	14000	636.4	5	3182
Інженер	12000	545.5	22	12000
Всього				15182

2. Основна заробітна плата робітників Z_p розраховується за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n t_i \cdot c_i, \quad (5.2)$$

де, n – число робіт по видах та розрядах;

t_i – норма часу на виконання конкретної операції, годин;

C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує певну роботу, грн./год.:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i}{T_p \cdot T_{zm}}, \quad (5.3)$$

де, M_m – мінімальна місячна оплата праці, грн.;

K_i – тарифний коефіцієнт робітника даного розряду;

T_p – число робочих днів в місяці ($T_p=21\dots23$ дні);

T_{zm} – тривалість зміни, годин ($T_{zm} = 8$ годин).

Мінімальна місячна оплата праці робітника з 01.01.2019 року складає 4173,00 грн.

K_i – тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду. Величина чинних тарифних коефіцієнтів робітників відповідних розрядів для бюджетної сфери наведена в таблиці 5.5:

Таблиця 5.5 – Тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду

Розряд	K_i
1	1,00
2	1,09
3	1,18
4	1,27
5	1,36
6	1,45
7	1,54
8	1,64

Інформацію про основну заробітну плату заносимо до таблиці 5.6

Таблиця 5.6 – Основна заробітна плата робітників

Найменування робіт	Трудовісткість, нормо-годин	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
1	2	3	4	5
1. Підготовчі	5	1	23,7	118,6
2. Монтажні	10	3	28,0	279,8
3. Складальні	7	5	32,2	225,7

Продовження таблиці 5.6

4.Налагоджувальні	8	2	25,8	206,8
5.Випробувальні	3	4	30,1	90,3
Всього				921,1

3. До статті «Додаткова заробітна плата» відносяться витрати на виплату виробничому персоналу підприємства додаткової заробітної плати за працю понад установлені норми, заохочувальні виплати за поточну виробничу діяльність, компенсаційні виплати тощо [44]. Звичайно, ці витрати встановлюються у відсотках до основної заробітної плати на підставі відповідних розрахунків на підприємстві:

$$З_{\partial} = 11\% \cdot З_{\Sigma}, \quad (5.4)$$

$$З_{\partial} = 11\% \cdot (15182 + 921,1) = 1771,3 (\text{грн.}).$$

4. Витати на соціальні заходи виникають внаслідок здійснення обов'язкової сплати єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування. Відрахування на соціальні заходи здійснюється від суми всіх витрат на оплату праці робітників, зайнятих безпосередньо виробництвом продукції:

$$В_{\text{сз}} = (З_{\Sigma} + З_{\partial}) \cdot \frac{\beta}{100\%}, \quad (5.5)$$

де β – ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, %.

З 1.01.2016 року ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування встановлена залежно від класу професійного ризику виробництва і для бюджетної сфери $\beta = 22,0\%$.

$$В_{\text{сз}} = (15182 + 921,1 + 1771,3) \cdot \frac{22,0\%}{100\%} = 3932,3 (\text{грн.}).$$

5. У спрощеному вигляді амортизаційні відрахування у загальному можуть бути розраховані за формулою:

$$A = \frac{Ц \cdot T}{T_{\text{кор}} \cdot 12}, \quad (5.6)$$

де , Ц – балансова вартість даного виду обладнання (приміщень), грн.;

$T_{\text{кор}}$ – час користування;

T – термін використання обладнання (приміщень), цілі місяці.

Згідно пункта 137.3.3 Податкового кодекса амортизація нараховується на основні засоби вартістю понад 2500 грн [45].

Всі проведені розрахунки амортизаційних відрахувань заносимо в табл. 5.7.

Таблиця 5.7 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень	Балансова вартість, грн.	$t_{\text{кор}}$ (р)	Термін використання міс.	Величина амортизаційних відрахувань, грн.
1. Генератор	10000	4	1	208,33
2. Осцилограф	2700	4	1	56,25
3. Вольтметр	2500	4	1	52,08
4. Компютер	9000	2	1	375,00
5. Пульсоксиметр	2600	4	1	54,17
Всього				745,83

6. Норма витрат матеріалу – це плановий показник, який визначає максимально допустимі затрати відповідних ресурсів на виробництво одиниці продукції в умовах певного рівня техніки і організації виробництва.

Витрати на матеріали М, що були використані під час виконання даного етапу роботи, розраховуються по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_1^n N_i \cdot Ц_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot Ц_v \text{ грн}, \quad (5.7)$$

де , N_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг;

$Ц_i$ – вартість матеріалу i -го найменування, грн./кг.;

K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1, 1 \dots 1, 15)$;

V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування, кг;

$Ц_v$ – ціна відходів матеріалу i -го найменування, грн/кг;

n – кількість видів матеріалів.

Інформацію про використані матеріали подамо у вигляді табл. 5.8.

Таблиця 5.8 – Матеріали, що використані на розробку

Найменування матеріалу	Ціна за одиницю, грн.	Витрачено	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Припой ПОС-90	35	0,11	3,85
Флюс Goot BS-10	460	0,027	12,42
Спиртобензин СВС-50	5	0,04	0,2
Дріт монтажний	0,45	0,06	0,027
Всього			16,49
З врахуванням коефіцієнта транспортування			18,14

4. Витрати на комплектуючі вироби, які використовують при виготовленні одиниці продукції, розраховуються, згідно їх номенклатури, за формулою:

$$K = \sum_{i=1}^n N_i \cdot C_i \cdot K_i, \quad (5.8)$$

де, N_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i – покупна ціна комплектуючих i -го найменування, грн.;

K_i – коефіцієнт транспортних витрат (1,1...1,15);

Таблиця 5.9 – Комплектуючі, що використані на розробку

Найменування	Витрачено, шт.	Ціна, грн.	Вартість, грн.
П'єзоелемент	1	80	80
Діоди	4	2	8
Перемикач	8	1200	1200
Конденсатори	3	4	12
Індикатор символний	8	1800	14400
Резистори	21	130	2730
Транзистори	10	50	500
Мікросхеми мікроконтролер atmega 16	1	102	102
Пластмаса(полістерол)	3	80	240
Витратні матеріали	1	160	160
Всього (з врахуванням транспортних витрат)			21375,20

8. До статті «Паливо та енергія на технологічні цілі» відносяться витрати на всі види палива й енергії, що безпосередньо використовуються у процесі виробництва продукції. У даному випадку будемо враховувати лише витрати на електроенергію. Витрати на енергію визначаються на основі витрат на одиницю продукції та тарифів на енергію за допомогою залежності:

$$B_c = B \cdot P \cdot \Phi \cdot K_{\text{п}}, \quad (5.9)$$

де, B – вартість 1 кВт енергії, грн. $B = 8,44$ грн/кВт*год;

P – установлена потужність обладнання, кВт. При паяні використовується паяльник потужність $P = 500$ Вт або $P = 0,5$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, год. $\Phi = 150$ год;

$K_{\text{п}}$ – коефіцієнт використання потужності, $K_{\text{п}} = 0,65$.

$$B_c = 8,44 \cdot 0,5 \cdot 150 \cdot 0,65 = 411,45 (\text{грн}).$$

9. Інші витрати $B_{\text{ін}}$ охоплюють: витрати на управління організацією, оплата службових відряджень, витрати на утримання, ремонт та експлуатацію основних засобів, витрати на опалення, освітлення, водопостачання, охорону праці тощо.

Інші витрати $B_{\text{ін}}$ можна прийняти як (100...300)% від суми основної заробітної плати розробників та робітників, які виконували дану МКНР, тобто:

$$B_{\text{ін}} = (1 \dots 3) \cdot (З + З_p), \quad (5.10)$$

$$B_{\text{ін}} = 1 \cdot (15182 + 921,1) = 16103 (\text{грн.})$$

Сума всіх попередніх статей витрат дає витрати, які безпосередньо стосуються даного розділу МКНР

$$\begin{aligned} B &= 15182 + 921,1 + 1771,3 + 3932,3 + 745,83 + 18,14 + 21375,20 + 411,45 + 16103 = \\ &= 60460,2 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Загальна вартість всієї МКНР визначається за формулою:

$$B_{\text{заг}} = \frac{B}{\alpha}, \quad (5.11)$$

$$B_{\text{заг}} = \frac{60460,2}{0,9} = 67178,02 (\text{грн.})$$

Прогнозування загальних втрат ЗВ на виконання та впровадження результатів виконаної МКНР здійснюється за формулою:

$$ЗВ = \frac{B}{\beta} \quad (5.12)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує стадію виконання даної НДР.

Оскільки, робота знаходиться на стадії розробки дослідного зразка, то коефіцієнт $\beta = 0,7$.

Звідси:

$$ЗВ = \frac{67178,02}{0,7} = 95969 (\text{грн.}).$$

5.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки

У даному підрозділі кількісно спрогнозуємо, яку вигоду, зиск можна отримати у майбутньому від впровадження результатів виконаної наукової роботи. Розрахуємо збільшення чистого прибутку підприємства $\Delta\Pi_i$, для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки, за формулою

$$\Delta\Pi_i = \sum_1^n (\Delta C_0 \cdot N + C_0 \cdot \Delta N) \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\nu}{100}\right) \quad (5.13)$$

де ΔC_0 – покращення основного оціночного показника від впровадження результатів розробки у даному році [46].

N – основний кількісний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році до впровадження результатів наукової розробки;

ΔN – покращення основного кількісного показника діяльності підприємства від впровадження результатів розробки:

$Ц_0$ – основний оціночний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році після впровадження результатів наукової розробки;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки:

l – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість. Ставка податку на додану вартість дорівнює 20%, а коефіцієнт $l = 0,8333$.

p – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. $p = 0,25$;

x – ставка податку на прибуток. У 2019 році – 18%.

Припустимо, що при впровадженні результатів наукової розробки покращується якість, що дозволяє підвищити ціну його реалізації на 11000 грн. Кількість одиниць реалізованої продукції також збільшиться: протягом першого року на 5 шт., протягом другого року – на 12 шт., протягом третього року на 20 шт. Реалізація продукції до впровадження розробки складала 3 шт., а її ціна 54000 грн. Розрахуємо прибуток, яке отримає підприємство протягом трьох років.

$$\Delta\Pi_1 = [11000 \cdot 3 + (54000 + 11000) \cdot 5] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 61155,9(\text{грн.})$$

$$\Delta\Pi_2 = [11000 \cdot 3 + (54000 + 11000) \cdot (5 + 12)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 221763(\text{грн.})$$

$$\Delta\Pi_3 = [11000 \cdot 3 + (54000 + 11000) \cdot (5 + 12 + 20)] \cdot 0,833 \cdot 0,25 \cdot \left(1 + \frac{18}{100}\right) = 443838(\text{грн.})$$

5.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та періоду їх окупності

Розрахуємо основні показники, які визначають доцільність фінансування наукової розробки певним інвестором, є абсолютна і відносна ефективність вкладених інвестицій та термін їх окупності. Теперішню вартість інвестицій PV , що вкладаються в наукову розробку приймемо рівну загальним витратам $PV = ЗВ = 95969$ грн.

Розрахуємо абсолютну ефективність вкладених інвестицій $E_{абс}$ згідно наступної формули:

$$E_{абс} = (ПП - PV), \quad (5.14)$$

де, $ПП$ – приведена вартість всіх чистих прибутків, що їх отримає підприємство від реалізації результатів наукової розробки, грн.;

$$ПП = \sum_1^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^t}, \quad (5.15)$$

де, $\Delta\Pi_i$ збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої НДЦКР, грн.;

T – період часу, протягом якою виявляються результати впровадженої НДЦКР, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні; для України цей показник знаходиться на рівні 0,2;

t – період часу (в роках) [47].

$$ПП = \frac{61155,9}{(1+0,2)^1} + \frac{221763}{(1+0,2)^2} + \frac{443838}{(1+0,2)^3} = 463010,71(\text{грн.}).$$

$$E_{абс} = (463010,71 - 95969) = 367042,11(\text{грн.}).$$

Оскільки $E_{авс} > 0$, то вкладання коштів на виконання та впровадження результатів НДЦКР може бути доцільним [48].

Розрахуємо відносну (щорічну) ефективність вкладених в наукову розробку інвестицій E_B . Для цього користуються формулою:

$$E_B = \sqrt[T_{ж}]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1, \quad (5.16)$$

$T_{ж}$ – життєвий цикл наукової розробки, роки.

$$E_e = \sqrt[3]{1 + \frac{367042,11}{95969}} - 1 = 0,69 = 69\%$$

Визначимо мінімальну ставку дисконтування, яка у загальному вигляді визначається за формулою:

$$\tau = d + f, \quad (5.17)$$

де, d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2018 році в Україні $d = (0,14 \dots 0,2)$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; зазвичай, величина $f = (0,05 \dots 0,1)$.

$$\tau_{min} = 0,18 + 0,05 = 0,23.$$

Так як $E_e > \tau_{min}$ то інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні даної наукової розробки.

Розрахуємо термін окупності вкладених у реалізацію наукового проекту інвестицій за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_B}, \quad (5.18)$$

$$T_{ок} = \frac{1}{0,69} = 1,4 \text{ (роки)}$$

Так як $T_{ок} \leq 3 \dots 5$ -ти років, то фінансування даної наукової розробки в принципі є доцільним [49].

Висновки до економічного розділу

В даному розділі було оцінено економічний потенціал розробки пристрій для опромінення крові та збагачення її киснем, який виявився на вище середньому рівні.

Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи по кожній з статей витрат складе 60460,2 грн. Загальна ж величина витрат на виконання та впровадження результатів даної НДР буде складати 95969 грн.

Вкладені інвестиції в даний проект окупляться через 1,4 роки при прогнозованому прибутку 463010,71 грн. за три роки

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі було виконано аналітичний огляд методів і засобів лазерного опромінення крові, зроблено порівняльний аналіз апаратів для лазерного опромінення крові, описано методи, що використовуються для лазерного опромінення крові. Змодельовано характеристики лазерного випромінювача та системи узгодження зі світловодом. Розглянуто модель переносу лазерного випромінення. Проведено розрахунок пристрою узгодження із світловодом. Проаналізовано моделі та методи лазерного опромінення біотканин. Розглянуто метод Монте – Карло. Розроблено проект методико-технічних виробів до лазерного пристрою для опромінення крові. Розроблено та описано роботу лазерного пристрою для опромінення крові. Також спроектовано макет структурної схеми засобу для опромінення крові. Розглянуто безпеку при роботі з лазером. Виконано обрахунки в економічній частині.

Використання різних типів променів дозволяє методу лазеротерапії стати практично універсальним: його можна застосовувати в якості зовнішнього впливу, а також внутрішньовенного і внутрішньопорожнинного.

Встановлено залежність зміни потужності лазерного випромінювання в біологічних шарах тканин змішаного лазерного випромінювання.

Таким чином розширено функціональні можливості лазерного пристрою для опромінення крові.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Mester E, Ludani G, Selyer M, Szende B, Total GJ. The stimulating effect of low power laser rays on biological systems. *Laser Rev.* 1968;1:3-8.
2. Капустина Г.М., Москвин С.В., Титов М.Н. Внутривенное лазерное облучение крови. *Medical Marketing & Media.* 1996;(24):20-21
3. Москвин С.В. Лазеротерапия как современный этап гелио-терапии (исторический аспект). *Лазерная медицина.* 1997;1(1):44-49
4. Москвин С.В. Лазерная терапия в дерматологии: витилиго. М.: НПЛЦ «Техника»; 2003.
5. Москвин С.В. К вопросу о механизмах терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения. *Вестник новых медицинских технологий.* 2008;15(1):167-172.
6. Москвин С.В. Эффективность лазерной терапии. Серия «Эффективная лазерная терапия». Т. 2. М.-Тверь: Издательство «Триада»; 2014.
7. Москвин С.В. Основы лазерной терапии. Серия «Эффективная лазерная терапия». Т. 1. М.-Тверь: Издательство «Триада»; 2016.
8. Герасименко М.Ю., Гейниц А.В. Лазерная терапия в лечебно-реабилитационных и профилактических программах: Клинические рекомендации. М.; 2015.
9. Мешалкин Е.Н., Сергиевский В.С. Применение прямого лазерного облучения в экспериментальной и клинической кардиохирургии: Научные труды. Новосибирск: Наука; 1981.
10. Мешалкин Е.Н., Сергиевский В.С. Применение низкоэнергетического гелий-неонового лазера в кардиологии и кардиохирургии. *Лазеры в хирургии.* Под ред. Скобелкина О.К. М.: Медицина; 1989:238-243.
11. Гейниц А.В., Москвин С.В. Новые технологии внутривенного лазерного облучения крови: «ВЛОК+УФОК» и «ВЛОК-405». Тверь: Издательство «Триада»; 2009.
12. Гейниц А.В., Москвин С.В., Ачилов А.А. Внутривенное лазерное облучение крови. М.-Тверь: Издательство «Триада»; 2012.

13. Жуков Б.Н., Лысов Н.А., Махова А.Н., Богуславский Д.Г., Махлин А.Э., Воробьев И.А., Москвин С.В. Экспериментальное обоснование использования лазерного излучения при аутодермопластике. Лазерная медицина. 2003;7(3-4):45- 54.
14. Москвин С.В., Наседкин А.Н., Кочетков А.В., Петлев А.А., Наседкин А.А. Терапия матричными импульсными лазерами красного спектра излучения. Тверь: Издательство «Триада»; 2007.
15. Аппарат лазерный терапевтический Матрикс-ВЛОК [Электронный ресурс] http://mmt.zp.ua/shop/med-uchrezhdeniyam/fisio/lazerna_terapy/good_1331.html
16. Аппарат лазерный терапевтический АЛОУ-2 – [Электронный ресурс] http://mmt.zp.ua/shop/med-uchrezhdeniyam/fisio/lazerna_terapy/good_2290.html
17. Аппарат лазерный терапевтический АЛОК-1 – [Электронный ресурс] http://www.profmt.ru/pasporta_i_instruksii/view/hir/Alok-1/
18. Лазерный аппарат «Изоolda» – [Электронный ресурс] <http://mioritm.pro/catalog/oborudovanie/apparat-ufo-krovi-izolda>
19. Звелто О. Принципылазеров. – М.: " Мир", 1984. – 400с.
20. Лазерна фізика: Підручник / В. І. Григоруk, П. А. Коротков, А. І. Хижняк. – К. : “МП Леся”, 1997. –480 с.
21. Байбородин Ю.В. Основылазернойтехники.- Киев:- Вища школа. Головноеиздательство, 1981– 408 с.
22. Чернышев И. А «Методическое пособие по эксплуатации магнито-ИК-светолазерного терапевтического аппарата «Милта-Ф-5-01» / И. А Чернышев // ЗАО «НПО Космического приборостроения». – М., 2003. – 29 с.
23. [Электронный ресурс] <http://elektruk.info/main/automation/549-что-такое-mikrokontrollery-naznachenie-ustroystvo-princip-raboty-soft.html>
24. [Электронный ресурс] <http://www.refsru.com/referat-4692-5.html>
25. [Электронный ресурс] <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2017/paper/view/2821>

26. Электронный ресурс] <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/10445/1/Efficiency-of-optical-electronic-systems--methods-application-for-the/10.1117/12.2280977.short?SSO=1>
27. [Электронный ресурс] <http://kukh.ho.ua/kurs/LO/LIT/pb.pdf>
28. Апарат лазерний терапевтичний «QUANTRON-LASER» [Электронный ресурс]. – Режим доступа до ресурсу: <http://zff.vntu.edu.ua/index.php?id=45>.
29. РЛС - Пациент: Ежегодный бюллетень: Вып. 3: Пособие для врача. – Издательство «РЛС», 2002. – 1052 с
30. Морман Д., Хеллер Л. Физиология сердечно-сосудистой системы. – СПб.: Питер, 2000. – 250 с.
31. Douven L.F.A., Lucassen G.W. Retrieval of Optical Properties of Skin from Measurement and Modelling the Diffuse Reflectance // Proc. SPIE. – 2000. – V. 3914. – P. 312-323.
32. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. Т. 1. Однократное рассеяние и теория переноса. – М.: Мир, 1981. – 281 с.
33. Tuchin V. V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis, SPIE Tutorial Texts in Optical Engineering. Bellingham, SPIE Press, 2000. V. TT38; 2nd edition. Bellingham, WA, SPIE Press, 2007. V. PM 166.
34. Оптическая биомедицинская диагностика. Т. 1, 2 / Под ред. Тучина В. В. Пер. с англ. М.: Физматлит, 2007; Handbook on Optical Biomedical Diagnostics. V. PM107 / Ed. by Tuchin V. V. Bellingham, SPIE Press, 2002.
35. Star W. M., Wilson B. C., Patterson M. S. Light delivery and dosimetry in photodynamic therapy of solid tumors // Photodynamic therapy, basic principles and clinical applications / Eds B. W. Henderson, T. J. Dougherty. N. Y.: Marcel Dekker, Inc. 1992. P. 335–368.
36. Star W. M. Light dosimetry in vivo // Phys. Med. Biol. 1997. V. 42. P. 763–787.
37. Tuchin V. V., Utz S. R., Yaroslavsky I. V. Tissue optics, light distribution, and spectroscopy // Opt. Eng. 1994. V. 33. P. 3178–3188.

38. Tissue optics / Ed. by Welch A. J., van Gemert M. C. J. N. Y.: Academic, 1992.
39. Барун В. В., Иванов А. П. Тепловое воздействие короткого импульса света на биологические ткани II. Световые и тепловые поля // Биофизика. 2005. Т. 50, № 1. С. 132–139.
40. Методичні рекомендації з комерціалізації розробок, створених в результаті науково-технічної діяльності – К.: Наказ Державного комітету України з питань науки, інновацій та інформатики (Лист № 1/06-4-97 від 13.09.2010 р.).
41. Козловський В. О. Основи підприємництва. Курс лекцій. Част. 1. / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2005. – 196 с.
42. Козловський В. О. Основи підприємництва. Курс лекцій. Част. 2 / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2006. – 184 с.
43. Козловський В. О. Підприємницька діяльність. Практикум. Част. I. / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2006. – 175 с.
44. Козловський В. О. Підприємницька діяльність. Практикум. Част. II. / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2006. – 170 с.
45. Козловський В. О. Інноваційний менеджмент : Навчальний посібник / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2007. – 210 с.
46. Козловський В. О., Лесько О. Й. Бізнес-планування: Навчальний посібник / В. О. Козловський, О. Й. Лесько [2-е вид., доп. та переробл.] – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, ВНТУ, 2008. – 241 с.
47. Козловський В. О., Лесько О. Й. Інноваційний менеджмент: Практикум / В. О. Козловський, О. Й. Лесько. – Вінниця : ВНТУ, 2006. – 166 с.
48. Козловський В. О. Техніко-економічні обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах та роботах. Навчальний посібник
49. Козловський В. О. Економіка, організація виробництва та менеджмент в дипломних роботах. Навчальний посібник / В. О. Козловський – Вінниця : ВНТУ, 2004. – 94 с.

ДОДАТКИ

Додаток А
(обов'язковий)

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри лазерної та

оптикоелектронної техніки

д.т.н., професор

_____ Н.І. Заболотна
“ ___ ” _____ 2019 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на виконання магістерської кваліфікаційної роботи

Метод і засіб терапевтичного лазерного опромінення крові

08-04 МКР.005.00.000.ТЗ

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

Науковий керівник,
к.т.н., доцент

_____ С.Є.Тужанський

Магістрантка гр. ЛТО-18м

_____ Н.І. Мазур

Вінниця, 2019 р.

1. Підстава для виконання магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)

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

2. Мета та призначення МКР

Метою МКР є розширення функціональних можливостей лазерної терапії крові, контроль показників пульсу і сатурації крові під час лікувальної процедури, встановлення залежності зміни потужності лазерного випромінювання в біологічних шарах тканин змішаного лазерного випромінювання.

Призначення розробки – виконання магістерської кваліфікаційної роботи.

3. Вихідні дані для виконання МКР

Склад засобу:

- випромінювальний блок (модулі на основі діодних лазерів із довжинами хвиль 650нм (потужність 10 мВт) та 870нм (20 мВт), відповідно;
- оптичний об'єднувач лазерних модулів;
- магістральний світловод МС;
- аплікатор для черезшкірного опромінення крові;
- електронний блок керування (живлення, мікроконтролер, таймер, регулювання потужності випромінювачів, модуль індикації);
- блок пульсоксиметричного контролю (сатурація, ЧСС, ФПГ).

4. Вимоги до виконання МКР

- провести порівняльний аналіз та класифікацію сучасних терапевтичних засобів лазерного опромінення крові,
- розробити медико-технічні вимоги для пристрою адаптивного лазерного опромінення крові;
- удосконалити метод лазерного опромінення крові із динамічним контролем показників сатурації крові і пульсу;
- розрахувати характеристики модуля випромінювачів і схеми узгодження, розробити структурну схему засобу адаптивного лазерного опромінення крові;
- розрахувати гранично допустимі рівні опромінення та проаналізувати лазерну безпеку запропонованого засобу;
- розрахувати економічну доцільність розробки та основні економічні показники її впровадження.

5. Джерела розробки

1. Байбородин Ю.В. Основы лазерной техники.- Киев:- Вища школа. Головное издательство, 1981– 408 с.

2. Беликов А.В. Лазерные биомедицинские технологии (часть 1): учеб. пособие. / А.В. Беликов, А.В. Скрипник. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 116 с.

3. В.П. Кожем'яко та ін. Схемотехніка сучасного приладобудування. Частина 3. Оптичні сенсори. – Вінниця: ВДТУ, 2002. – 163 с.

4. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани: учеб.пособие / А.Е. Пушкарева. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
5. Русинов М.М. Техническая оптика. – Л.: Машиностроение, 1979. – 488с.

6. Етапи МКР та очікувані результати

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

7. Матеріали, що виносяться до захисту МКР

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

8. Порядок контролю виконання та захисту МКР

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

9. Вимоги до оформлення МКР

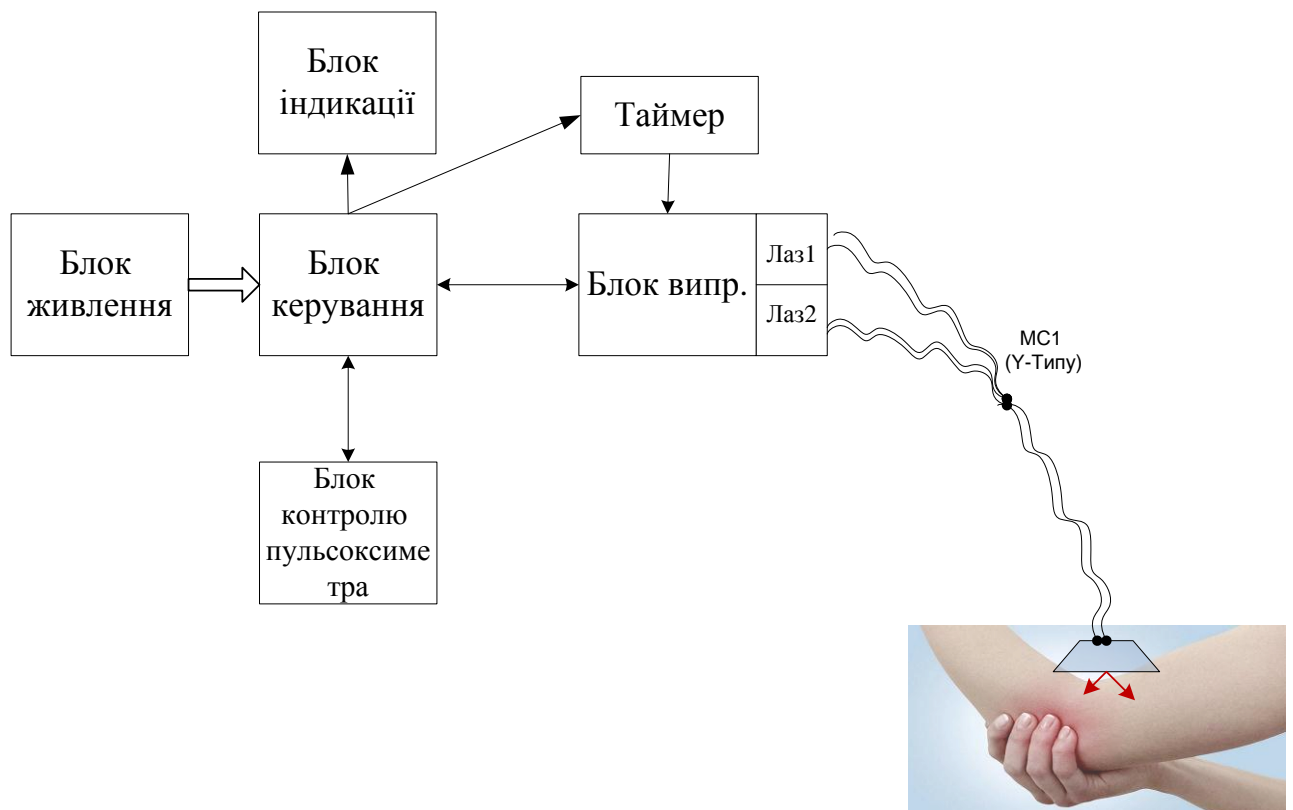
Оформлення магістерської роботи повинно відповідати вимогам, викладеним у ДСТУ 3008:2015. Звіти в сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення.

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

Відсутні.

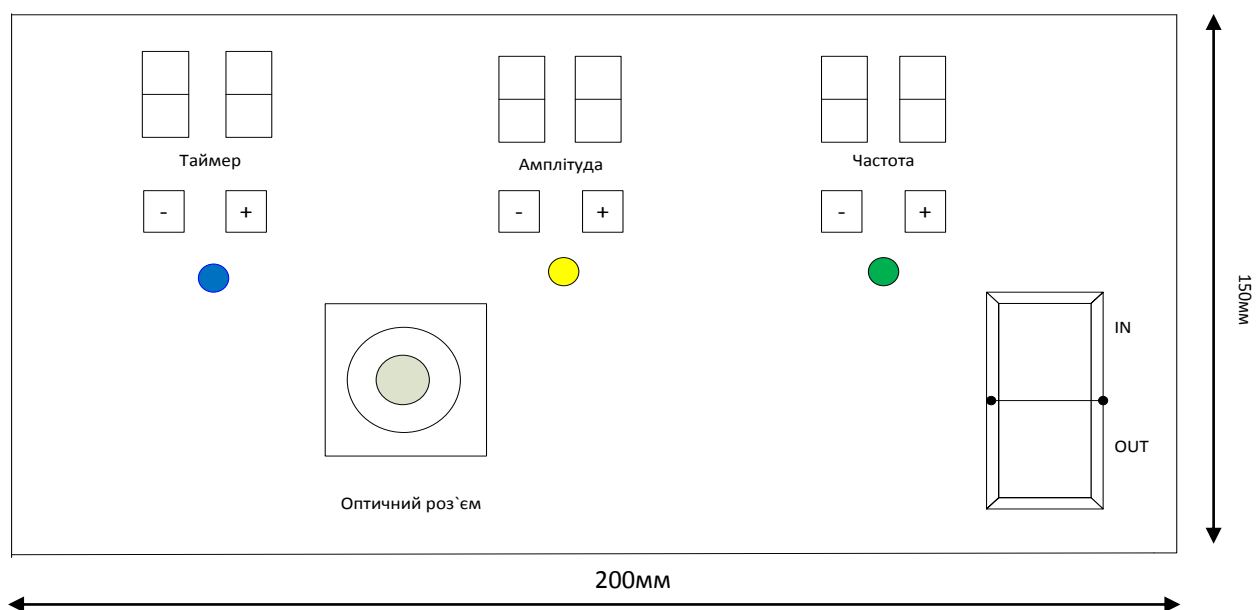
Додаток Б

Узагальнена структурна схема пристрою для лазерного опромінення крові



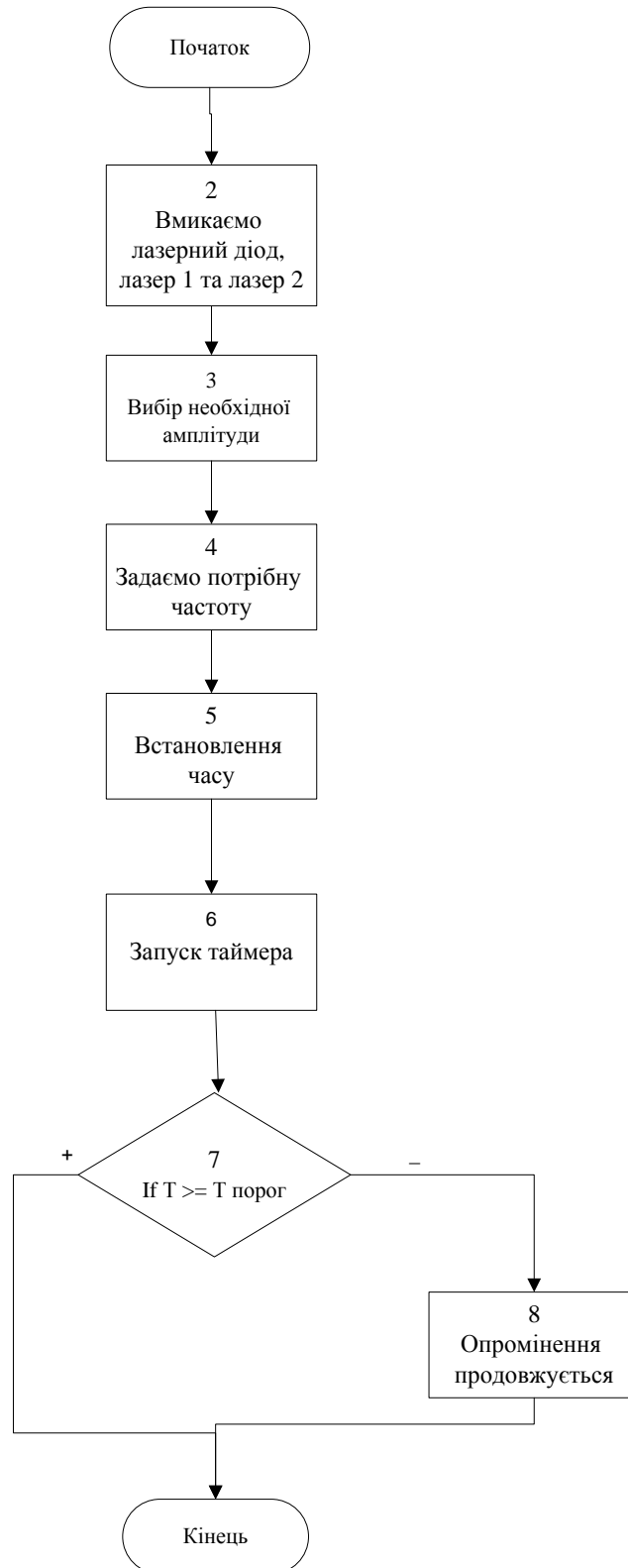
Додаток В

Передня панель (макет) пристрою для опромінення крові

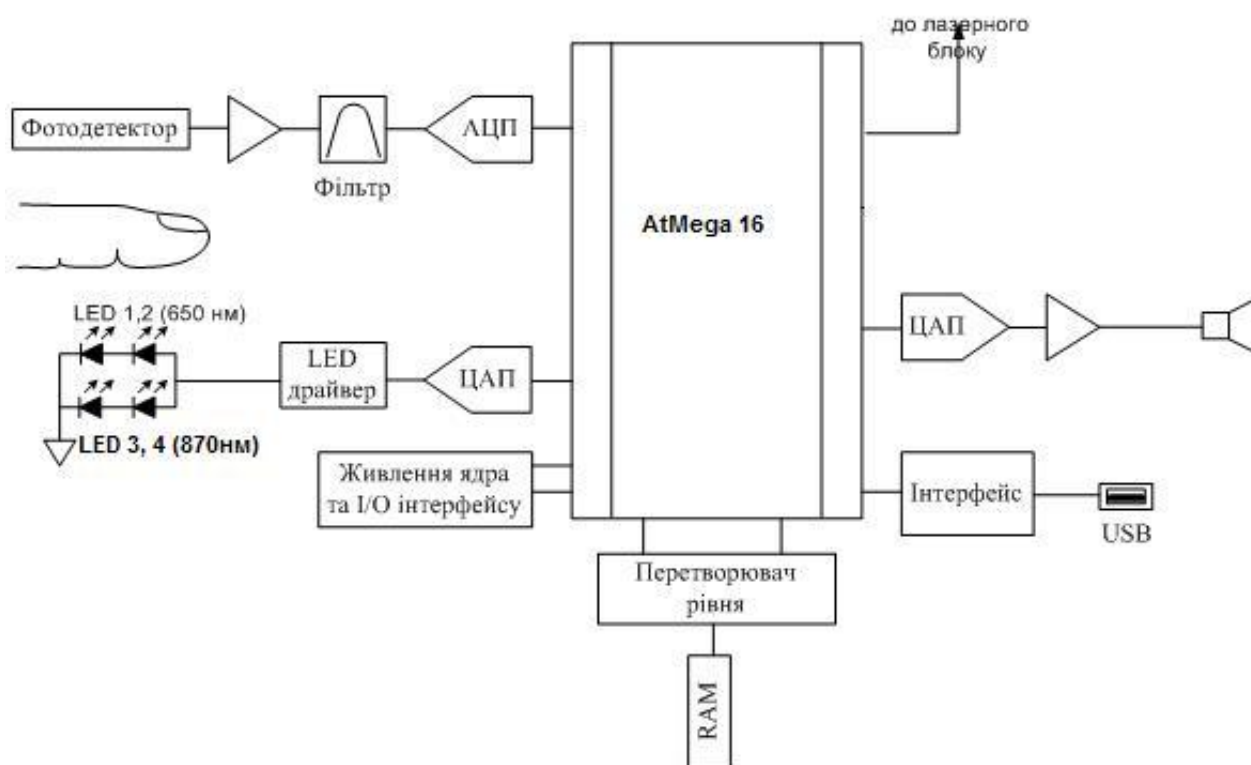


Додаток Г

Блок-схема основної програми терапевтичного пристрою для опромінення крові

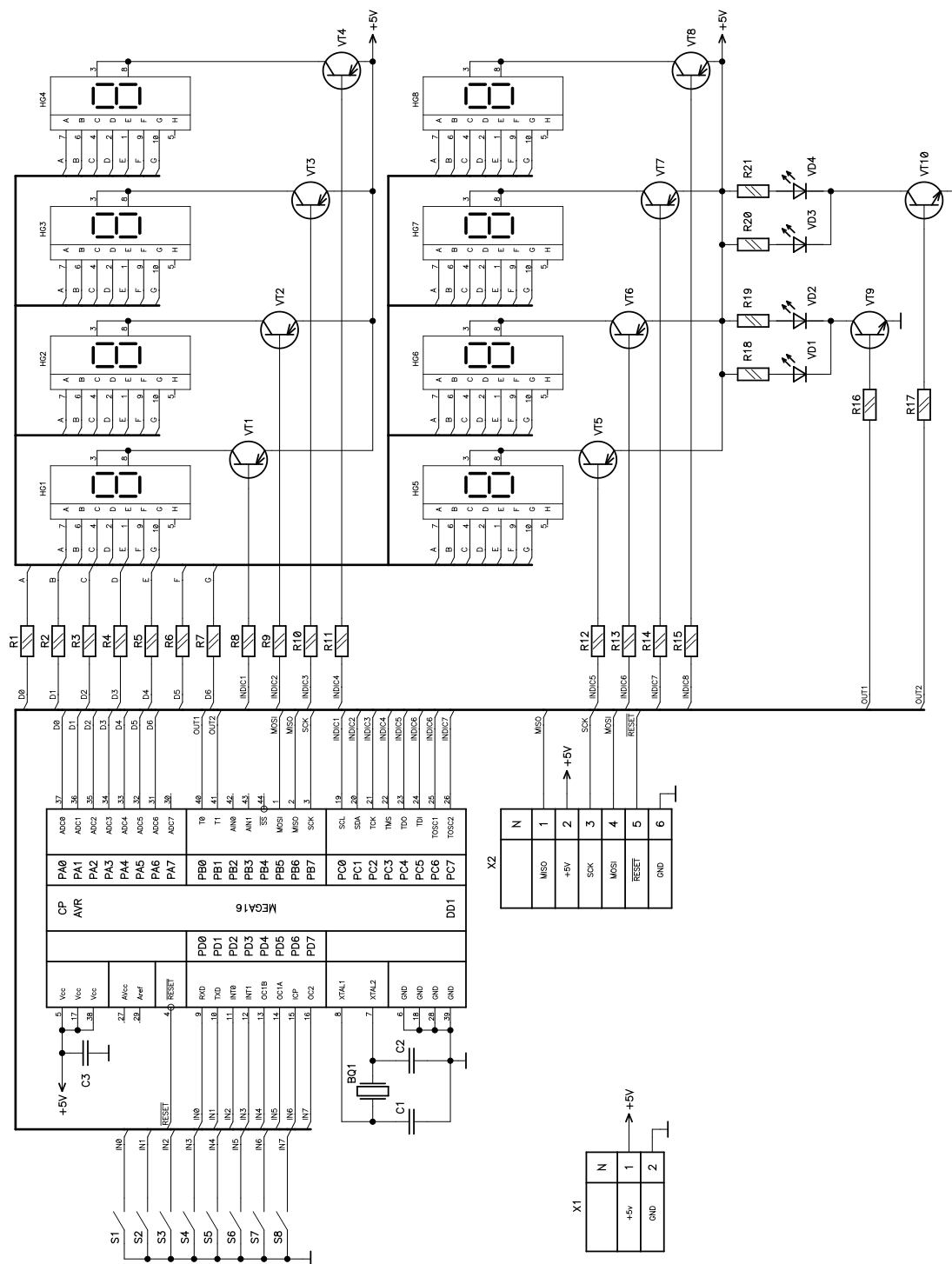


Додаток Д

Структурна схема пульсоксиметричного блоку засобу
(ілюстративний)

Додаток Е

Електрична схема пристрою для лазерного опромінення крові



08-04.МКР.005.00.001.Е3

Змн.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата
Розроб.		Мазур Н.І.		
Перевір.		Тужанський С.Є.		
Т. Контр.		Тарновський М.Г		
Реценз.				
Нормоконтр.		Тарновський М.Г		
Затвердж.		Заболотна		

Електрична схема
пристрою для лазерного
опромінення крові

Лім.	Маса	Масштаб
Арк. 1	Аркушів 2	

ВНТУ, ЛТО-18М

Додаток Ж

Розрахунок пристрою узгодження із світловодом
(ілюстративний матеріал)

Визначимо ефективність прямого стикування напівпровідникового лазера з багатомодовим світловодом при наступних вихідних даних:

- лазер $\lambda=1,3\text{мкм}$, $\Theta_x=0,15\text{рад}$, $\Theta_y=0,5\text{рад}$;
- багатомодовий світловод $-d=50\text{мкм}$, $n_c=1,471$, $n_n=1,457$.

Розміри перетяжки лазерного променя:

$$r_{nx} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \Theta_x} = \frac{1,3}{3,14 \cdot 0,15} = 2,76 \text{ мкм}$$

$$r_{ny} = \frac{\lambda}{\pi \cdot \Theta_y} = \frac{1,3}{3,14 \cdot 0,5} = 0,83 \text{ мкм}$$

$$\gamma_{rx} = \frac{r_{cb}}{r_{nx}} = \frac{25}{2,76} = 9$$

$$\gamma_{ry} = \frac{r_{cb}}{r_{ny}} = \frac{25}{0,83} = 30$$

Числова апертура багатомодового світловода

$$NA = \sqrt{n_c^2 - n_n^2} = \sqrt{(1,471)^2 - (1,457)^2} = 0,202$$

Коефіцієнти кутового він'єтування:

$$\gamma_{\omega x} = \frac{NA}{\Theta_x} = \frac{0,202}{0,15} = 1,35$$

$$\gamma_{\omega y} = \frac{NA}{\Theta_y} = \frac{0,202}{0,5} = 0,404$$