

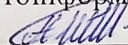
Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

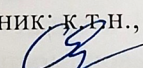
**МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

на тему:

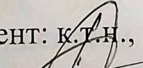
**«Волоконний лазер для косметологічної медицини»**

Виконала: студентка 2 курсу групи ЛТО-21м  
спеціальності 152 – Метрологія та  
інформаційно-вимірювальна техніка  
освітньої програми «Лазерна техніка та  
оптоінформатика»

 Стародуб Є. А.

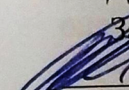
Керівник: к.т.н., доц. каф. БМІОЕС  
 Тужанський С.Є.

« 6 » 12 2022 р.

Опонент: к.т.н., доц. каф. ІРТС  
 Дудатьєв І.А.

« 10 » 12 2022 р.

**Допущено до захисту**

 Завідувач кафедри БМІОЕС


к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

(прізвище та ініціали)

« 8 » 12 2022 р.

Вінниця ВНТУ – 2022 рік

Вінницький національний технічний університет  
Факультет інформаційних електронних систем  
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем  
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)  
Галузь знань 15 Автоматизація та приладобудування  
Спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»  
Освітня програма «Лазерна техніка та оптоінформатика»

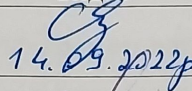
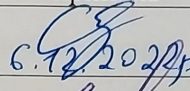
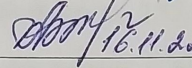
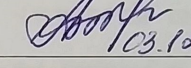
ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри БМІОЕС  
к.т.н., доц. Коваль Л.Г.  
  
« 15 » 09 2022 р.

### ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТЦІ

Стародуб Єлизаветі Андріївні

1. Тема роботи: Волоконний лазер для косметологічної медицини  
Керівник роботи Тужанський Станіслав Євгенович, к.т.н., доцент каф. БМІОЕС, затверджені наказом ВНТУ від «14» вересня 2022 року № 203.
2. Строк подання студентом роботи: 06.12.2022 р.
3. Вихідні дані до роботи:  
Метод лазерної дії – неабляційне відновлення шкіри із оптимізацією вибору режиму роботи випромінювача, склад системи: випромінювач – волоконний ербієвий лазер 1064 нм, вихідна потужність 10 Вт, пілотний діодний лазер 650 нм, 5мВт, система доставки випромінювання – багатомодове волокно, коліматор, скануюча система із гальванометричними дзеркалами, інфрачервоний датчик температури, блок контролю та відображення інформації – мікроконтролер з LCD дисплеєм.
4. Зміст текстової частини : Аналіз сучасних методів лазерної хірургії, класифікація засобів лазерної косметології; аналіз і моделювання процесів взаємодії випромінювання лазера із шкірою, розрахунок характеристик такої взаємодії для волоконного ербієвого лазера; удосконалення методу лазерного опромінення для відновлення шкіри із температурним контролем зони опромінення; обґрунтування елементної бази, розрахунок та проектування електричних та оптичних схем засобу; економічна частина; висновки по роботі.
5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): узагальнена структурна схема волоконного лазера для косметологічної медицини (Е1); структурна оптична схема засобу (Л1); електрична функціональна схема засобу (Е1); блок-схема методу лазерного опромінення (Е1); оптична схема об'єктива (Л1)

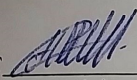
## 6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1-3	Тужанський С.Є., к.т.н., доц. каф. БМІОЕС	 14.09.2022р	 06.12.2022р
4	Адлер О. О. к.е.н., доц. каф. ЕПВМ	 16.11.22	 03.12.22

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2022 р

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Аналіз сучасних методів лазерної хірургії та класифікація засобів лазерної косметології	19.09.2022- 07.10.2022	вик
2	Аналіз і моделювання процесів взаємодії випромінювання лазера із шкірою. Удосконалення методу лазерного опромінення для відновлення шкіри із температурним контролем	08.10.2022- 25.10.2022	вик
3	Обґрунтування елементної бази, розрахунок та проектування електричних та оптичних схем. Розробка та аналіз роботи схем засобу	26.10.2022- 15.11.2022	вик
4	Економічна частина	16.11.2022- 03.12.2022	вик

Студент  Стародуб Є. А.  
(підпис) (прізвище та ініціали)Керівник роботи  Тужанський С. Є.  
(підпис) (прізвище та ініціали)

## АНОТАЦІЯ

УДК 53.08, 535.16

Стародуб Є. А. Волоконний лазер для косметологічної медицини. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 152 – метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка, освітня програма – лазерна техніка та оптоінформатика. Вінниця: ВНТУ, 2022. 99 с.

На укр. мові. Бібліогр.: 27 назв; рис.: 42; табл. 11.

В магістерській кваліфікаційній роботі проведено проектування автоматизованої лазерної косметологічної системи для відновлення шкіри. Здійснено аналіз та класифікацію сучасних методів і засобів лазерної естетичної хірургії та косметології. Удосконалено метод лазерного опромінення для естетичного відновлення шкіри із температурним контролем. Здійснено моделювання характеристик взаємодії лазера із шкірою. Розроблено електричні та оптичні схеми засобу. Проведено розрахунок і проектування оптичних елементів лазерної системи.

Графічна частина складається з 6 плакатів із результатами дослідження.

Ключові слова: ербієвий лазер, лазерна хірургія, шкіра, оптичне волокно, температура, метод лазерного опромінення шкіри .

## ABSTRACT

Starodub Ye.A. Fiber laser for cosmetic medicine. Master's thesis in specialty 152 – metrology and information measurement engineering. Educational program - laser technology and optoinformatics. Vinnitsya: VNTU, 2022. 99 p.

In Ukrainian language. Bibliographer: 27 titles; fig.: 42; tabl. 11.

In the master's qualification work, the design of an automated laser cosmetology system for skin restoration was carried out. The analysis and classification of modern methods and means of laser aesthetic surgery and cosmetology was carried out. The method of laser irradiation for aesthetic restoration of the skin with temperature control has been improved. The simulation of the characteristics of the interaction of the laser with the skin was carried out. Electrical and optical schemes of the tool have been developed. The calculation and design of the optical elements of the laser system were carried out.

The graphic part consists of 6 posters with the results of the study.

Keywords: erbium laser, laser surgery, skin, optical fiber, temperature, laser skin irradiation method.

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП .....</b>	<b>8</b>
<b>1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ЛАЗЕРНОЇ ЕСТЕТИЧНОЇ ХІРУРГІЇ .....</b>	<b>12</b>
1.1 Аналіз сучасних методів і засобів лазерної хірургії.....	12
1.2 Аналіз сучасних апаратів для лазерної естетичної хірургії.....	21
1.3 Висновки до розділу 1 .....	25
<b>2 МОДЕЛЮВАННЯ І ТЕМПЕРАТУРНИЙ КОНТРОЛЬ ПРОЦЕСІВ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ІЗ ШКІРОЮ .....</b>	<b>27</b>
2.1 Аналіз процесів взаємодії лазерного випромінювання зі шкірою.....	27
2.2 Дослідження розподілу температури у шкірі при дії лазерного випромінювання .....	32
2.3 Обґрунтування вибору та удосконалення методу температурного контролю для лазерної косметології шкіри.....	46
2.4 Висновки до розділу 2.....	51
<b>3 РОЗРОБКА СХЕМ І АНАЛІЗ РОБОТИ ВОЛОКОННОГО ЛАЗЕРА ...</b>	<b>52</b>
3.1 Розробка структурної схеми волоконного лазера для косметології ...	52
3.2 Обґрунтування вибору компонентів і розрахунок характеристик лазерного випромінювача.....	56
3.2.1 Обґрунтування вибору компонентів лазерного випромінювача...	56
3.2.2 Розрахунок характеристик лазерного діодного модуля.....	61
3.3 Обґрунтування вибору елементів блоків керування, індикації та температурного контролю.....	63
3.4 Розрахунок і синтез оптичної системи фокусування.....	67
3.5 Висновки до розділу 3 .....	73
<b>4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....</b>	<b>74</b>
4.1 Проведення наукового аудиту науково-дослідної роботи розробки волоконного лазера для косметологічної медицини .....	74
4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи волоконного лазера для косметологічної медицини .....	76

4.3 Загальні витрати на розробку волоконного лазера для косметологічної медицини .....	82
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки волоконного лазера для косметологічної медицини за її можливої комерціалізації потенційним інвестором.....	83
4.5 Висновки до розділу 4.....	86
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	88
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ</b> .....	90
<b>ДОДАТКИ</b> .....	93
Додаток А Схема структурна лазерної волоконної системи для косметичної медицини (обов'язковий).....	94
Додаток Б Схема методу температурного контролю робочої зони опромінення при лазерній косметології шкіри (обов'язковий).....	95
Додаток В Оптична схема волоконного ербієвого лазерного модуля для системи косметичної медицини (обов'язковий).....	96
Додаток Г Схема електрична функціональна МП блоку температурного контролю та індикації волоконної лазерної системи косметичної медицини (обов'язковий).....	97
Додаток Д Оптична схема фокусувальної системи волоконного лазера (OSLO) (ілюстративний).....	98
Додаток Е Протокол перевірки кваліфікаційної роботи на наявність текстових запозичень (обов'язковий).....	99

## ВСТУП

Створення першого лазера як принципово нового джерела оптичного випромінювання (Т. Майман, 1960 р.) стало подією, яка вплинула на багато напрямків розвитку людського суспільства. Лазер сьогодні є універсальним інструментом для великої кількості застосувань у різних сферах науки і техніки, в тому числі у медицині та інформаційно-вимірjuвальній техніці. До головних факторів, які суттєво відрізняють лазерне випромінювання від світла традиційних джерел є когерентність, висока направленість та монохроматичність. Лазерний пучок має високу точність фокусування і мінімальне розсіювання, що дозволяє мінімально впливати на зони, які не опромінюються.

Унікальність властивостей лазерного випромінювання стала основою для широкого застосування оптичних квантових генераторів у метрології, різних галузях виробництва та наукоємних технологій. Велика кількість робіт присвячені дослідженню різноманіття застосувань лазерів і технологічних конструкцій на їх основі для вимірjuвальної техніки [1-3].

Одним з важливих досягнень квантової електроніки є розробка оптоволоконних лазерів. У першому з таких, розробленому Е. Снітцером у 1963 р., в якості активного елемента використовувався кварцовий волоконний світловод із легованими домішками іонів неодиму. Створення ефективних і компактних волоконних лазерів стало можливим завдяки розробці волоконних світловодів з низькими оптичними втратами ( $\leq 0,5$  дБ/км у ближній ІЧ-області спектра пропускання волокна) і бурхливого розвитку волоконно-оптичних систем передачі інформації. Це також зумовило розробку і промислове виробництво малогабаритних високояскравих лазерних діодів та спеціальних волоконних світловодів [2-4].

У медицині лазери понад півстоліття тому замінили ряд традиційних хірургічних інструментів, що дозволило підвищити точність та ефективність оперативних утручань. Сучасні автоматизовані лазерні прилади і системи широко використовуються для лікування та діагностики багатьох захворювань в



онкології, офтальмології, дерматології, для проведення естетичних та відновлювальних процедур. Лазерні системи використовуються для лікування раку та видалення пухлин, проведення операцій на головному мозку, лікування епілепсії, для літотрипсії, ліполізу та інших операцій. Актуальним є використання лазерів для омолодження та відновлення шкіри [3-7].

Для традиційних технологій діодних, твердотілих та CO<sub>2</sub>-лазерів у естетичній хірургії та терапії шкіри характерним є значне поглинання випромінювання у меланіні, яке може призвести до небажаної абляції здорових шарів епідермісу шкіри. Тому є потреба у індивідуальному підборі потужності, спектру та режиму роботи таких лазерних систем. Вони переважно не здатні забезпечити неабляційне шліфування шкіри без ускладнень.

Отже, існує потреба в необхідності удосконалення методів і засобів лазерної естетичної хірургії шкіри із використанням нових підходів і технологій.

Інтенсивний розвиток оптичних технологій також стимулює інтерес до створення досконалих безконтактних засобів температурного контролю робочої зони при лазерному опроміненні шкіри. Оптичні методи визначення температури поверхні біотканини є наочними, високочутливими і доволі точними при контролі процесів абляції лазерної енергії у шкірі.

Таким чином, розробка й вдосконалення методів, моделей та технічних засобів лазерної косметології шкіри на базі сучасних оптико-електронних технологій є **актуальною** науково-технічною задачею, вирішення якої дозволить розширити функціональні можливості систем лазерної косметології для відновлення шкіри порівняно із традиційними методами.

**Метою** магістерської кваліфікаційної роботи є розширення функціональних можливостей автоматизованої системи на основі волоконного лазера для косметологічного відновлення шкіри.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі задачі:

1. Провести порівняльний аналіз сучасних методів і засобів лазерної хірургії та косметологічної терапії, здійснити класифікацію автоматизованих засобів лазерної косметології шкіри;

2. Провести аналіз і моделювання процесів взаємодії випромінювання лазера із шкірою, розрахувати характеристик такої взаємодії для волоконного ербієвого лазера.

3. Удосконалити метод лазерного косметологічного відновлення шкіри із температурним контролем робочої зони;

4. Розробити структурну схему засобу лазерної косметології, оптичні та електричні схеми основних компонентів і вузлів;

5. Розрахувати функціональні характеристики компонентів схем та обґрунтувати вибір елементної бази засобу лазерної косметології на основі запропонованого методу;

6. Розрахувати і спроектувати схему оптичних модулів і компонентів запропонованого засобу;

7. Розрахувати економічну доцільність та інші техніко-економічні показники розробки.

**Об'єкт дослідження:** процеси взаємодії лазерного випромінювання із шкірою та контролю такої взаємодії.

**Предмет дослідження:** методи і засоби лазерної косметології шкіри, їх фізико-технічні параметри та складові.

**Методи дослідження.** У процесі дослідження застосовувалися теорії: прикладної та волоконної оптики; оптики біотканин; оптичних вимірювань; схемотехніки.

**Наукова новизна:** Подальшого розвитку отримав метод лазерного косметологічного відновлення шкіри, в якому на відміну від існуючих використовується динамічний вимірювальний контроль температури ділянок робочої зони для визначення найбільш оптимального режиму роботи лазерного випромінювача, що дозволило підвищити безпеку та інформативність процесу лазерного відновлення шкіри.

**Практичне значення** одержаних результатів полягає в тому, що на основі отриманих теоретичних результатів:

- Розроблено функціональну схему засобу лазерної косметології

шкіри із розширеними функціональними можливостями за рахунок температурного контролю робочої зони опромінення, електричні та оптичні схеми основних функціональних вузлів, що враховують особливості взаємодії лазера із шкірою під час опромінення;

- Здійснено комп'ютерне моделювання оптичних елементів та характеристик лазерного випромінювача.

**Особистий внесок здобувача.** Всі основні результати магістерської кваліфікаційної роботи отримано особисто.

**Публікації:** за матеріалами МКР опубліковано 1 тези у матеріалах І Науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, факультет комп'ютерних систем і автоматики (2021).

# 1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ЛАЗЕРНОЇ ЕСТЕТИЧНОЇ ХІРУРГІЇ

## 1.1 Аналіз сучасних методів і засобів лазерної хірургії

Сучасна медицина використовує ряд високих технологій, до яких відноситься лазерна косметологія. Вона дозволяє принципово змінити зовнішність людини, усунути дефекти і утворення на шкірі, зробити її омолодженою і відновленою. Порівняно з променевою фототерапією шкіри, лазерні технології пройшли довгий шлях. Лазерне лікування менш небезпечне і практично не призводить до опіків, почервоніння, висипу та інших небажаних шкірних захворювань. Лазерна корекція є безпечною процедурою під наглядом професійного дерматолога [3].

Існує три основних типи лазерних систем для застосування у сучасній естетичній медицині. Перший тип лазерів можна використовувати для боротьби з зморшками або віковими змінами шкіри, другий тип лазерів можуть видалити небажане волосся або епіляцію, а третій тип лазера може видалити старі капіляри. Одне з останніх нововведень у лазерній корекції - це відновлення шкіри після вікових змін, які змінюють мережу кровоносних судин на обличчі [4].

Сучасні автоматизовані лазерні прилади і системи широко використовуються для лікування та діагностики багатьох захворювань в онкології, офтальмології, дерматології, для проведення естетичних та відновлювальних процедур. Лазери замінили ряд традиційних хірургічних інструментів, що дозволило підвищити точність та ефективність оперативних утручань, покращити результати загоєння ран. Основними типами операцій, які використовуються у загальній лазерній хірургії є різання, коагуляція та видалення тканин. У сучасній клінічній медицині також активно застосовуються лазерна фото- та естетична терапія, які є привабливими через мінімальну інвазивність дії, зокрема на тканини шкіри [3-6].

Лазери використовують у безконтактних хірургічних та терапевтичних операціях. У першому випадку лазерне випромінювання нагріває спеціальний хірургічний інструмент, який у свою чергу використовується для фототермічного розсічення тканин. Для цього найчастіше використовують діодні лазери. Як альтернатива, в безконтактному режимі довжина хвилі лазерного випромінювача вибирається відповідно для максимального поглинання води у більшості м'яких тканин. Для такої мети застосовують волоконні лазери, леговані тулієм або ербієм, деякі гібридні лазери середнього ІЧ-діапазону.

Лазерні системи використовуються у багатьох областях медицини, зокрема для лікування раку та видалення пухлин, операції на головному мозку, лікування епілепсії, кардіологія та фібриляція передсердь, літотрипсія, дерматологія, омолодження шкіри та ліполіз. Основні області застосування лазерів у хірургії наведено на рис. 1.1 [4].

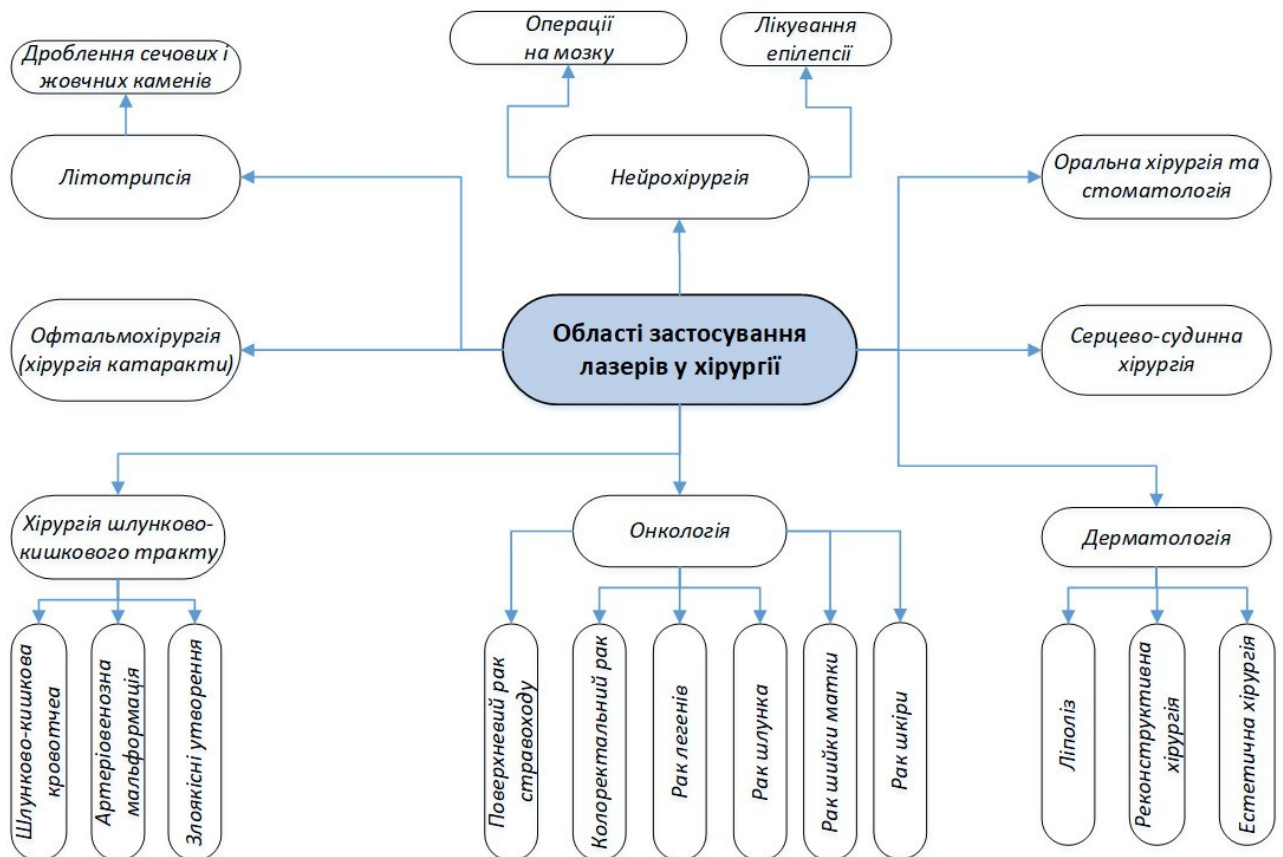


Рисунок 1.1 – Області застосування лазерних пристроїв і систем у хірургії

Розглянемо основні застосування лазерів у хірургії, наведені на рис. 1.1, більш детально.

Сучасні лазерні системи – це безпечні інструменти лікування різних видів раку. Методи лазерної абляції успішно та широко використовуються для лікування поверхневого раку шлунково-кишкового тракту, зокрема поверхневого раку стравоходу та раку шлунка на ранніх стадіях, колоректальної аденоми та стравоходу Баррета [5].

Лазерна фотодинамічна терапія є ефективним засобом лікування деяких типів раку легенів. Пряма лазерна абляція за рахунок фотохімічних та фототермічних ефектів використовується для безпосереднього знищення ракових клітин. Фотохімічні реакції зрештою виробляють токсичні радикали і викликають загибель тканин, викликають навантаження на тканини та фрагментацію, а також викликають нагрівання, згортання крові та загибель клітин. Майже століття тому фотодинамічний метод терапії був розроблений для точного впливу на пухлинні клітини. Це лікування включає використання фотосинтетичного препарату з подальшим освітленням ураженої області видимим світлом, відповідним довжині хвилі поглинання фотосинтетичного препарату. Фотосинтез спочатку формує один збуджений, а потім триплетний стан кисню, в результаті чого генерується реактивний кисень, деструктивний для неопластичних клітин. Селективна фототермічна терапія використовує найкращі світлопоглинальні барвники для посилення лазерного руйнування пухлинних клітин [6].

Серцево-судинна хірургія. Трансміокардіальна лазерна реваскуляризація (TMLR), лазерний судинний анастомоз та лазерна ангіопластика при захворюваннях периферичних артерій – це нові методи, що покращують приплив крові до областей серця, які не лікуються ангіопластиком або хірургічним втручанням. У серцево-судинній хірургії застосування лазера зустрічається рідко. TMLR виконується як метод при ішемічній хворобі серця з ділянками, які не можна обійти через невеликий розріз у лівій частині грудної клітки між ребрами під загальною анестезією з операцією коронарного шунтування чи

самостійно. Це єдиний метод лікування важкої стенокардії і використовується як додатковий метод коронарного шунтування (АКШ). У TMLR CO<sub>2</sub> лазер або Nd:YAG-лазер направляється безпосередньо в цільові області серцевого м'яза [7].

Лазерна ангіопластика з використанням аргонного лазера відкриває непрохідний просвіт артерії. Лазерна ангіопластика периферичних артерій під місцевою анестезією виконується у нижній частині під ангіоскопічним контролем. Лазерна коронарна ангіопластика також виконується одночасно з АКШ для пацієнта з коронарним стенозом. Відмінні довгострокові клінічні результати без ускладнень були отримані для периферичних артерій та при коронарній лазерній ангіопластиці. Таким чином, можливість застосування лазера була підтверджена, і лазерна ангіопластика рекомендується пацієнтам з атеросклеротичними змінами, особливо для дрібних судин. При цьому використовувались різні лазери: Nd: YAG, діодний лазер та CO<sub>2</sub>-лазер [8].

Лазерний ендоскопічний метод абляції використовується для лікування фібриляції передсердь. Діодний лазер із довжиною хвилі 980 нм, розташований у центральному просвіті, виконує абляцію тканини. Енергія лазера випромінюється під кутом 90° до кришки стрижня катетера та забезпечує кругову абляцію навколо легеневої вени. Оксид дейтерію не поглинає лазерне випромінювання, проникаючи через тканину за ендотелієм, а молекули води поглинають, викликаючи тепловий шок та коагуляційний некроз. Відповідну енергію формують шляхом зміни потужності лазера (до 5,5 Вт) на декількох заздалегідь визначених рівнях. Залежно від того, яка серцева стінка націлена, рівні енергії змінюються. Зазвичай використовуються лазери Nd: YAG [9].

Щелепно-лицьова хірургія. Останні розробки в галузі лазерних технологій розширили клінічне використання лазерів у стоматології, а також у косметичних операціях на ротовій порожнині та обличчі. CO<sub>2</sub>, Er: YAG, діодний та Nd: YAG лазери – найбільш поширені в хірургічних операціях на порожнині рота [10].

Слизова оболонка порожнини рота, доброякісні новоутворення в ротовій порожнині, рак порожнини рота та ексцизійна біопсія – це ряд захворювань

порожнини рота, які успішно лікуються за допомогою лазерних технологій. Лікування пацієнтів з ураженням слизової оболонки порожнини рота є терапевтичною проблемою. Лазерна терапія є ефективним альтернативним лікуванням для полегшення ряду симптомів захворювання.

Дерматологія, ліполіз та реконструктивна хірургія. Особливі властивості лазерів у структурах-мішенях та шарах тканин зробили їх важливим методом реконструктивної хірургії та лікування проти старіння шляхом створення нових систем освіти колагену з використанням лазерів CO<sub>2</sub> та Er: YAG для націлювання на певні ділянки дерми. Ці системи значно руйнують епідерміс та викликають такі побічні ефекти, як інфекція та еритема. Лазери Nd: YAG та діоди, що випромінюють в основному інфрачервоне світло, найкраще підходять для вирішення цих проблем. Ці системи націлені на воду в дермі, яка нагріває колаген у процесі та змушує його регенерувати. Система, що охолоджує епідерміс, запобігає випаровуванню води і, як наслідок, утворенню зовнішніх рубців [11].

Лазерний ліполіз стає все більш популярним методом косметичної хірургії, в якому використовується оптичне волокно, оскільки менша канюля дає менші розрізи, що призводить до меншої кровотечі та меншої освіти рубців. Лазери з довжиною хвилі 920 нм мають найнижчий коефіцієнт поглинання в жировій тканині і тому проникають у глибші шари тканини, але лазери з довжиною хвилі в діапазоні 1320-1444 нм мають найвищий коефіцієнт поглинання в жировій тканині і таким чином забезпечують більше проникнення.

Nd: YAG-лазери широко використовуються в ліполізі, тому що застосування цих типів лазерів змінює поглинання енергії та середню температуру на різну величину коефіцієнта поглинання жиру в порівнянні з іншими тканинами. У цьому методі; Повідомляється про менше пошкодження тканин, а також коагуляцію дрібних кровоносних судин та значне зменшення крововтрати (54%) порівняно з традиційними методами [12].

Здатність лазерів вибірково впливати на патологічні судини робить їх основним джерелом для лікування судинних дефектів. В даний час



використовуються лазери, випромінювання яких переважно поглинається гемоглобіном, а не меланіном, частково травмуючи епідерміс.

Лазери використовуються для полегшення кровотечі чи обструкції при деяких захворюваннях, для зменшення або руйнування поліпів товстої кишки та пухлин, що створюють кишкову або шлункову непрохідність. Лазерна терапія може використовуватись окремо, але часто вона пов'язана з хірургічним втручанням, хіміотерапією чи променевою терапією. Лазери можуть «запаювати» нервові закінчення (для зменшення післяопераційного болю) та лімфатичні судини (для зменшення набряків та росту пухлинних клітин).

Таблиця 1.1. Основні типи лазерів для хірургії

<i>Лазер</i>	<i>Довжина хвилі, нм</i>	<i>Абсорбційний хромофор</i>	<i>Глибина проникнення, мм</i>	<i>Застосування</i>
<i>Er:YAG</i>	2940	Вода	0,05	Дерматологія, косметологія
<i>Ho:YAG</i>	2100	Вода, білки	0,4	Малоінвазивна ендоскопія
<i>Діодний</i>	630–980	Пігмент, вода	2-5	Гінекологія, офтальмологія, косметологія
<i>Аргоновий</i>	350–514	Пігмент, гемоглобін	1-3	Дерматологія, косметологія
<i>Nd:YAG</i>	1064	Пігмент, білки	8	Урологія, гінекологія, видалення пухлин
<i>CO<sub>2</sub></i>	10600	Вода	0,1	Загальна хірургія, гінекологія, дерматологія, косметологія, хірургія лор-органів
<i>Ексимерний</i>	157-353	Вода, гемоглобін	0,1	Хірургія ока

Як показано в таблиці 1.1, до найбільш поширених хірургічних лазерів відносять лазер на ітрій-алюмінієвому гранаті, легованому ербієм (Er: YAG), діодний лазер, аргонний лазер, твердотільний лазер на легованому неодимом ітрій-алюмінієвому гранаті (Nd: YAG), газовий лазер на CO<sub>2</sub>. Ці лазери проникають у тканини лише на певну глибину і призводять до тонких та точних розрізів у хірургії.

Лазерні медичні технології широко використовуються в клінічній медицині як при високій інтенсивності випромінювання, де використовуються методи ефективною виборчої деструкції патологічно змінених тканин, так і при низькоінтенсивному випромінюванні, коли використовуються процеси стимуляції обмінних процесів в клітинах людини. Ряд досліджень з використанням середньо-інтенсивних значень лазерної енергії показали, що лікувальний ефект виявляється у цьому діапазоні, актуальності набувають такі характеристики лазера, як довжина хвилі, сумарна доза, час імпульсу [14].

Лазерні хірургічні апарати для сучасних систем естетичної медицини можна характеризувати за такими ознаками:

- довжина хвилі випромінювання;
- метод доставки випромінювання;
- тип активного середовища;
- область використання;
- режим генерації;
- ефект дії на тканину;
- потужність;
- ступінь автоматизації.

Сьогодні випускається багато типів хірургічних лазерів з широким діапазоном функціональних можливостей, як мають різні довжини хвилі випромінювання (від ультрафіолетового до середнього інфрачервоного діапазону), високу потужність та щільність енергії, здатність фокусування пучків у плями малих розмірів.

На рис. 1.2 наведено класифікацію сучасних автоматизованих лазерних систем для косметологічної медицини. Кольором на рисунку виділено ознаки, які відповідають лазерній системі, що розробляється у МКР.

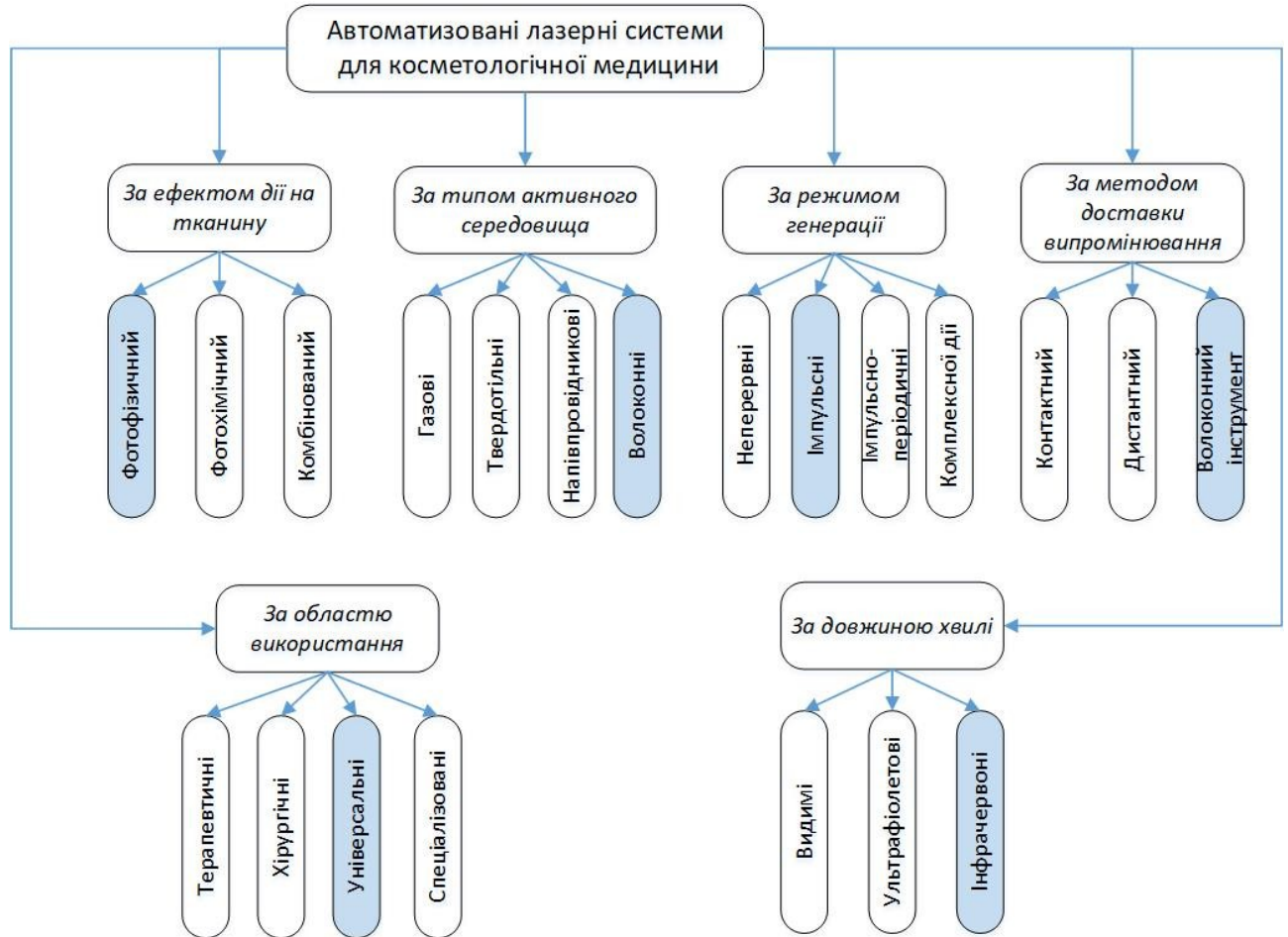


Рисунок 1.2 – Класифікація автоматизованих лазерних систем для косметологічної (естетичної) медицини

Більшість автоматизованих систем лазерної естетичної хірургії і терапії не використовує додаткового контролю за процесом опромінення, параметри процедури встановлює лікар за відповідними методиками і протоколами.

Разом з тим існують ряд неруйнівних методів контролю температури поверхні біотканини, що опромінюється під час процедури, зокрема термоелектричний, оптичний, тепловий та радіохвильовий.

Серед різноманіття методів контролю температури окремо слід відзначити методи, засновані на використанні електромагнітних коливань

оптичного діапазону. Вони засновані на реєстрації параметрів оптичного випромінювання, що взаємодіє з тканиною. Оптичні методи мають високу роздільну здатність, наочність та чутливість. Вони дозволяють автоматизувати обробку одержуваних зображень [9]. Крім того, оптичні методи дозволяють проводити контроль температури поверхні тканини одночасно на поверхнях складної форми. З врахуванням викладеного вище задача розширення функціональних можливостей засобу лазерної косметології за допомогою оптичних методів є актуальним технічним завданням.

Теплові методи контролю засновані на вимірі теплопровідності покриття в залежності від його товщини і фізико-хімічних характеристик. Вони використовуються у тих випадках, коли теплопровідність, теплоємність або інші теплотехнічні властивості матеріалів покриття і основи суттєво відрізняються. При однакових властивостях матеріалу покриття та умов контролю, чим більше товщина покриття, тим більше час падіння температури на контрольованій ділянці, що нагрівається спеціальним пристроєм. При контролі аналізується поширення теплових полів у тканині за допомогою пірометра, тепловізора та інших пристроїв загального призначення [17].

Основні недоліки теплових методів – тривалість кожного циклу контролю і контактність.

Перевагами оптичних методів є висока роздільна здатність і чутливість, можливість проведення безконтактного контролю, застосовність практично для будь-яких речовин. Крім того, вони дозволяють порівняно просто автоматизувати процес контролю. Основними недоліками оптичних методів є залежність результатів контролю від правильного вибору геометричних, спектральних, світлотехнічних і часових характеристик.

Враховуючи такі переваги оптичних методів як висока точність, висока придатність для автоматизації процесу контролю, у тому числі, безконтактного, актуальним завданням стає пошук підходів, які б дозволили розширити можливість застосування оптичних методів для температурного контролю біотканини при опроміненні лазером.

## 1.2 Аналіз сучасних апаратів для лазерної естетичної хірургії

Асортимент лазерних апаратів, які використовуються для естетичної хірургії, є дуже широким. Кожен виробник намагається представити власні моделі лазерних апаратів в найвигіднішому світлі, гарантуючи ефективність і безпеку процедури для клієнтів і персоналу. Від обраної довжини хвилі залежить глибина проникнення (коефіцієнт поглинання) випромінювання у біотканину, що значною мірою визначає ефективність процедури. Усі типи лазерів мають свої переваги і недоліки, тому для оптимального вибору апарату лазерної естетичної хірургії потрібно враховувати особливості конструкції та технічні характеристики засобу (потужність, довжини хвиль, тип доставки випромінювання, режим роботи, характеристики вихідного пучка тощо).

Розглянемо їх більш детально на прикладі апаратів окремих виробників.

Неодимовий лазер WHITESHEL (рис. 1.3). Відрізняється принципом дії на тканину: за рахунок дуже глибокого проникнення промінь діє на судини, що живлять волоски. Вплив виявляється на всі сусідні тканини в оброблюваній зоні, що може викликати хворобливі відчуття і травмувати судини, шкіру [11].



Рисунок 1.3 – Неодимовий лазер WHITESHEL (Україна)

LUMENIS RESUR FX (рис. 1.4) – ербієвий лазер для фракційного неаблятивного шліфування шкіри, в результаті якого відбувається руйнування епідермісу й подальша регенерація шкіри. Ефективно застосовується для поліпшення зовнішнього вигляду шкіри, усунення шрамів, рубців і розтяжок, розгладжування зморшок, а також освітлення та омолодження інтимних зон.



Рисунок 1.4 – Ербієвий лазер LUMENIS RESUR FX (США)

Апарат LUMENIS RESUR FX розроблений американською компанією «LUMENIS» - одним з кращих виробників лазерних систем для косметології. Ербієвий лазер ResurFX – економічний та ефективний апарат. Випромінювання лазера проникає у шкіру на мінімальну глибину (до 1 мкм), не травмуючи її. Робоча довжина лазера 1565 нм. Енергія імпульса – від 10 до 70 мДж на мікропромінь. Поверхнева щільність лазерного пучка - до 500 мікропроменів на 1 см<sup>2</sup>. Частота повторення імпульсів. 0,5-2 Гц. Розмір лазерної плями змінюється до 18 мм. Лазер має безперервне контактне охолодження. Понад 600 комбінацій форми, розміру та щільності фракційної плями дозволяють проводити процедури

на різних ділянках шкіри. Автоматичні налаштування забезпечують прицільний та безпечний розподіл енергії у робочій зоні. Сучасний сканер CoolScan дозволяє застосовувати індивідуальний підхід до кожного клієнта.

Однією з високоякісних лазерних систем для виконання дробового неабляційного шліфування шкіри є фракційний лазер GIGAA LASER (BeautyScan™). Лазерна система використовує найсучасні технології, волоконний Er-Glass лазерний модуль Er-Glass з довжиною хвилі 1550 нм забезпечує найкращий результат при неінвазивній обробці шрамів, розтяжок і зморшок (рис. 1.5.). Розміри оброблюваної зони: 1-16 мм. Розмір плями: 100нм. Ширина імпульсу  $T_{on}$ : 1-50 мс  $T_{off}$ : 1-5000 мс . Частота повторення імпульсу: 0-500 Гц. Спосіб передачі енергії - волокно із коліматором. Використовується пілотний діодний лазер з довжиною хвилі 635 нм потужність до 5 мВт. Система відображення інформації - 10.2" кольоровий сенсорний LCD монітор. Охолодження лазера повітряне.



Рисунок 1.5 – Фракційний ербієвий лазер GIGAA LASER (Китай)

Фракційний лазер CarbonFrax CO<sub>2</sub> (рис.1.6) належить до новітнього покоління газовий лазерних апаратів, який дозволяє виконувати безпечні та ефективні дерматологічні, естетичні та гінекологічні процедури.

Carbon Frax CO<sub>2</sub> створений для видалення новоутворень, фракційного абляційного омолодження шкіри та її підтяжки. Лазер відновлює шкіру в обраних зонах, залишаючи навколишні ділянки недоторканими. Цей метод дозволяє домогтися видимої підтяжки шкіри, поліпшення мікроциркуляції, активізації генезу нових клітин, відновлення шкіри та слизової оболонки. Апарат має просте інтуїтивне управління, стильний дизайн, виконаний з високоякісних, міцних матеріалів.



Рисунок 1.6 – Фракційний CO<sub>2</sub> лазер Carbon Frax CO<sub>2</sub> (США)

Порівняльний аналіз технічних характеристик наведених вище лазерних систем для естетичної хірургії наведено у таблиці 1.1.



Таблиця 1.1 - Технічні характеристики лазерних апаратів естетичної хірургії

Назва апарату (країна-виробник)	Lumenis RESURFX (США)	WHITESHEL (Українські медичні системи)	Gigaa Laser BeautyScan (Китай)	Adonyss CarbonFrax CO2 (США)
Тип випромінювача	ербієвий	неодимовий	волоконний ербієвий	CO <sub>2</sub>
Вихідна оптична потужність, Вт	10	50	10	40
Густина потоку випромінювання, Дж/см <sup>2</sup>	10-70	110	15	100
Довжина хвилі, нм	1565	532/1064/1320	1550	10600
Тривалість імпульсів, мс	н/д	30	1-50	0,1-2,6
Частота повторення імпульсів, Гц	0,5-2	12	0-500	Сw
Розмір плями мм	0,5-18	1×6	0,1-1	0,1-1

З наведеної таблиці та характеристик видно, що сучасні лазерні апарати для естетичної хірургії за функціональними можливостями є подібними. Однак найбільш доступними за ціною на світовому ринку є апарати китайського та українського виробництва.

### 1.3 Висновки до розділу 1

У розділі 1 МКР проведено порівняльний аналіз методів і засобів лазерної хірургії та косметології. Здійснено аналіз основних областей застосування лазерних пристроїв у хірургії. Виконано узагальнену класифікацію автоматизованих засобів лазерної косметології шкіри з урахуванням особливостей їх роботи. Виконано порівняльний аналіз характеристик найбільш поширених типів лазерних випромінювачів для естетичної хірургії.

Проведено порівняльний аналіз сучасних лазерних апаратів для лазерної естетичної хірургії шкіри за технічними характеристиками та функціональними можливостями.

Для ефективного аналізу розподілу температурного поля на поверхні шкіри у пристрої лазерної косметології, що розробляється у МКР, рекомендується застосування автоматизованої системи, яка включає періодичний вимірювальний контроль температурного поля під час процедур лазерного опромінення з використанням стандартних методів метрології та інформаційно-вимірювальної техніки.

## 2 МОДЕЛЮВАННЯ І ТЕМПЕРАТУРНИЙ КОНТРОЛЬ ПРОЦЕСІВ ВЗАЄМОДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ІЗ ШКІРОЮ

### 2.1 Аналіз процесів взаємодії лазерного випромінювання зі шкірою

Шкіра є захисним бар'єром людського тіла і одним з найбільших органів людського тіла. Її вага становить близько 6% маси тіла, а площа - близько 1,5-1,6 м<sup>2</sup>. Шкіра та її підшкірна клітковина містять багато рецепторів (рисунок 2.1) [13].

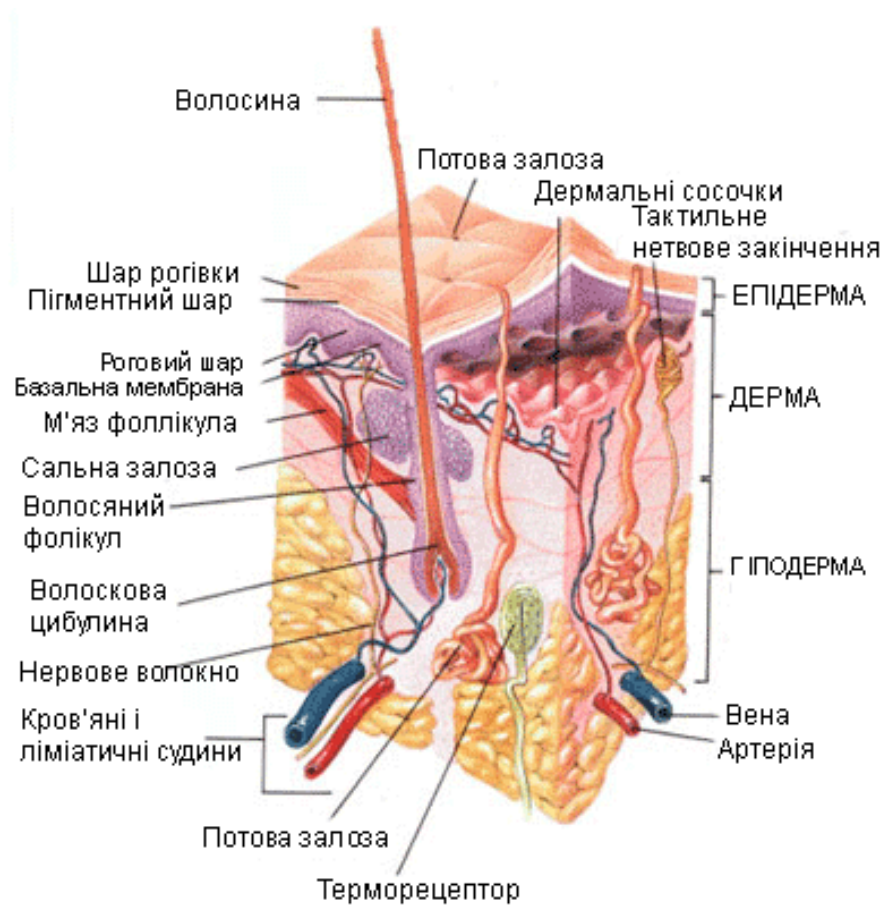


Рисунок 2.1 - Будова шкіри людини [13]

Шкіра складається з трьох основних шарів:

- Епідерміс;
- Дерма, або власне шкіра;
- Гіподерма, або підшкірно-жирова клітковина.

Епідерміс має товщину 0,07-2,5 мм та представлений множинними шарами плоского епітелію рогівки. Його глибокий шар складається з проліферуючих клітин, які називаються репродуктивним епітелієм [14].

Близько до поверхні шкіри клітини сплющуються, роговіють, відшаровуються і відпадають. Роговий шар захищає шкіру від механічних та хімічних пошкоджень. В організм потрапляють вода та мікроорганізми для забезпечення регенерації та очищення шкіри.

В епідермісі міститься пігмент меланін, який надає шкірі колір і поглинає ультрафіолетові промені, бере участь у синтезі вітаміну D. Епідерміс містить чутливі нервові закінчення [14].

Дерма (власне шкіра) являє собою щільну сполучну тканину товщиною 4 мм. В ній розрізняються сосочковий шар і сітчастий шар.

Сосочковий шар складається з пухкої сполучної тканини і утворює сосочки, які впинаються в епідерміс. Відповідно їм на поверхні шкіри утворюється рельєфний малюнок з ліній різної конфігурації. Сполучна тканина цього шару крім клітин містить галогенові і еластичні волокна, які зумовлюють міцність і пружність шкіри. Шар пронизаний кровоносними і лімфатичними судинами, нервовими волокнами і закінченнями. Тут розташовані клітини з пігментом, м'язові клітини. Вони беруть участь у підніманні волосся, у виділенні секретів шкірних залоз, підтримують пружність шкіри. Сосочковий шар здійснює живлення епідермісу, в якому немає кровоносних капілярів [14].

Сітчастий шар - еластичні і колагенові волокна, створюють переплетення. Завдяки своїй еластичності шкіра не перешкоджає рухам людини. У цьому шарі залягають сальні і потові залози, волосяні сумки, рецептори [14].

Сальні залози розміщені біля коренів волосся, виділяють жир, який змазує волосся і шкіру - попереджуючи тим самим від пересихання, надмірному випаровуванню води і мікроорганізмів [14].

Взаємодія між лазером і тканиною базується на оптичних властивостях тканини та фізичних характеристиках лазерного випромінювання.

Основними фізичними параметрами лазера, що визначають вплив квантової енергії на ту або іншу біологічну мішень, є довжина хвилі і щільність потоку енергії. Довжина хвилі лазера як правило є близькою до спектрів максимального поглинання найважливіших тканинних хромофорів. При її виборі обов'язково слід враховувати глибину розташування структури-мішені (хромофора), розсіювання світла в дермі залежить від довжини хвилі. Необхідно враховувати також і неоднорідність спектрального поглинання тканинних хромофорів. Наприклад, гемоглобін має велику кількість піків поглинання, а поглинання меланіну поступово зменшується при збільшенні довжини хвилі світла (рисунок 2.2).

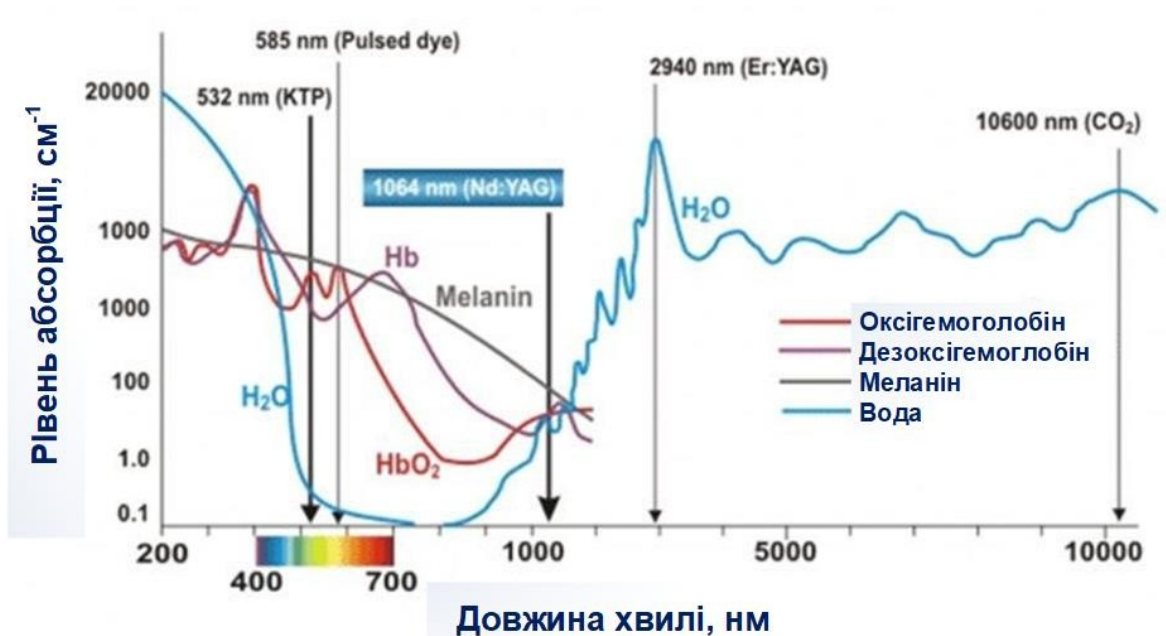


Рисунок 2.2 - Спектральний коефіцієнт абсорбції лазерного випромінювання хромофорами шкіри

Якщо довжина хвилі світла впливає на глибину, на якій відбувається його поглинання тих чи інших хромофорів, то для безпосереднього пошкодження структури-мішені важлива величина енергії лазерного випромінювання і потужність, яка визначає швидкість її надходження.

Поширення світла у на шкірі можна розділити на чотири оптичні процеси, взаємопов'язані між собою:

1. Відбиття. Близько 5 - 7% світла відбиваються на рівні рогового шару.

2. Поглинання (абсорбція). Інтенсивність світла певної довжини хвилі, що проходить крізь тканину, залежить від його вихідної інтенсивності, а також від глибини проникнення і глибини згасання. Якщо світло не поглинається, ніякого його впливу на тканини не відбувається. Коли фотон поглинається молекулою-мішенню, вся його енергія передається цій молекулі. Найважливішими ендogenousними хромофорами є меланін, гемоглобін, вода і колаген [15]. Меланін в нормі міститься в епідермісі і волосяних фолікулах. Спектр його поглинання лежить в ультрафіолеті (УФ) і видимому світлі. Ослаблення поглинання настає в ближній інфрачервоній області. Максимуми поглинання гемоглобіну лежать в області УФ-А (320-400 нм), синіх (400 нм), зелених (541 нм) і жовтих (577 нм) хвиль. До спектру поглинання колагену відносяться область видимого світла і ближньої інфрачервоної частини спектра. Взаємодія з водою відбувається в середній і далекій інфрачервоній області спектра. До екзогенних хромофорам відносяться чорнило для татуювань, а також частки бруду, насичені при травмі.

3. Розсіювання. Цей процес обумовлений головним чином колагеном дерми. Важливість явища розсіювання в тому, що воно швидко зменшує щільність потоку енергії, доступної для поглинання хромофорів-мішенню, а, отже, і клінічний вплив на тканини. Розсіювання знижується з збільшенням довжини хвилі, роблячи більш довгі хвилі ідеальним засобом доставки енергії для ураження глибоких шкірних структур, таких як волосяні фолікули. Діапазон 600-1200 нм - це оптичне вікно шкіри, оскільки при цих довжинах хвиль спостерігається не тільки низька розсіювання, але і знижене поглинання ендogenousними хромофорами.

4. Проникнення. Певна частина світла потрапляє в підшкірні структури. Процес проникнення також залежить від довжини хвилі. Так, короткі хвилі (300-400 нм) інтенсивно розсіюються і не проникають глибше 100 мкм. Хвилі діапазону 600-1200 нм проникають глибше, оскільки мають менше розсіювання.

При дії лазерного світла на шкіру відбуваються такі реакції [15]:

- Фотостимуляція. Використовуються низькоінтенсивні лазери для прискорення загоєння ран;
- Фотодинамічна реакція. Принцип заснований на взаємодії фотосенсибілізатора і відповідного джерела світла, результатом чого є цитотоксичний ефект на патологічну тканину. У дерматології фотодинамічний вплив використовується для лікування вугрів, псоріазу, червоного плоского лишая, пігментної кропивниці та ін.;
- Фототермоліз і фотомеханічні реакції. Принцип селективного фототермоліза (СФТ) можна прикласти до видалення вад розвитку поверхнево розташованих судин, деяких пігментних захворювань шкіри, волосся, татуювань.

Ступінь поглинання лазерного випромінювання у значній мірі залежить від виду біологічної тканини. Різні тканини мають різні коефіцієнти поглинання лазерного випромінювання тієї самої довжини хвилі. Так, у червоній та ближній інфрачервоній областях спектру ( $\lambda = 620-1300$  нм) шкіра поглинає 25-40 % лазерного випромінювання, м'язи та кісткова тканина – 30-80 %, паренхімні органи (серце, печінка, нирки, підшлункова залоза, селезінка) – до 100 % [16].

Спектр поглинання лазерного випромінювання визначається типом домінуючих поглинальних центрів із вмістом води у клітині та тканині. Характер дії лазерного випромінювання на клітину визначається її складом та коефіцієнтом поглинання різних довжин хвиль випромінювання [16].

Теплова дія лазерного випромінювання на біотканину ґрунтується на поглинанні випромінювання і перетворенні його енергії в тепло. Ефект залежить як від температури, так і від тривалості дії. У таблиці наведена класифікація реакцій на шкіри на її нагрів залежно від температури [15].

Таблиця 2.1– Лазерна дія на шкіру залежно від температури

Температура, С°	Реакція шкіри
37	без змін
40-45	активація ферментів, утворення набряків, зміна мембран, загибель клітин (залежно від часу)
60	денатурація білків, початок коагуляції і некрозу
80	денатурація колагену, дефекти мембрани
100	зневоднення
>150	обвуглювання
>300	випаровування

## 2.2 Дослідження розподілу температури у шкірі при дії лазерного випромінювання

Одним з найбільш поширених методів для аналізу і моделювання розподілу оптичного випромінювання у біотканинах є дифузійне наближення теорії переносу теорія переносу випромінювання, яке дає досить точні розв'язки при відносно простій геометрії задач [13].

Стационарна теорія передачі випромінювання (ТПВ) описується наступним інтегрально-диференціальним рівнянням, яке описує розповсюдження світла у непрозорому середовищі:

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



де  $I(r,s)$  - відбиття від точки  $r$  у напрямку  $s$ ,  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  - абсолютний коефіцієнт послаблення,  $\mu_a$  - коефіцієнт поглинання,  $\mu_s$  - коефіцієнт розсіювання,  $f(s,s')$  - функція розсіювання фази,  $\Omega'$  - тілесний кут.

Загальну просторову і часову характеристики температурного розподілу в опромінену об'ємі тканини можна визначити за рівнянням теплопровідності [12]

$$\frac{dT}{dt} = \frac{q}{\rho \cdot c} + \frac{\lambda_s \cdot \nabla^2 T}{\rho \cdot c}, \quad (2.2)$$

де  $\Delta = \nabla^2$  – оператор Лапласа;  $\rho$  – густина тканини;  $\lambda_s$  – теплопровідність матеріалу;  $c$  – питома теплоємність;  $T$  – температура;  $q$  – щільність просторово-часового температурного розподілу у БТ.

Аналітичне розв'язання рівняння (2.2) у тривимірному об'ємі БТ в конкретному випадку є дуже складним. Розглянемо випадок розповсюдження тепла тільки вздовж напрямку поширення лазерного пучка.

Для того, щоб визначити потрібні вихідні параметри лазерного випромінювача, необхідно провести моделювання теплових процесів у шкірі під час роботи приладу.

Основними вихідними фізичними параметрами є:

- глибина проникнення;
- критична густина потоку лазерного випромінювання;
- швидкість нагрівання та охолодження поверхні;
- градієнт температури .

При лазерному нагріванні твердих тіл до критичної температури можуть відбуватися зміни у структурі без зміни фазового стану. Дія лазерного випромінювання великої потужності за певних умов може привести до ініціації структурно–фазових змін.

При швидкому охолодженні, яке характерне для лазерного впливу, зворотний перехід, як правило, встигає відбутися не повністю, відбувається «заморожування» високотемпературних станів. Лазерний пучок, що падає на

поверхню поглинаючого непрозорого матеріалу, викликає на поверхні, або в деякому обмеженому об'ємі зразка, появу локалізованого теплового джерела. Знання термічних циклів нагрівання та охолодження дозволяє прогнозувати хід структурних та фазових перетворень в речовині і, врешті решт, спрогнозувати результат лазерної термічної обробки. Традиційний шлях вирішення цього завдання – розв'язок прямої задачі.

Для визначення щільності потужності об'ємного джерела тепла  $q(x, t)$  для одновимірної теплової моделі необхідно задати початкові умови:

$$T_{x,0} = T_p; \quad (2.3)$$

$$T_{x=\infty,t} = T_p; \quad (2.4)$$

$$dT/dx_{0,t} = 0; \quad (2.5)$$

$$q = q_0(1 - R)ae^{-ax}, \quad (2.6)$$

де  $T_p$  – початкова температура.

Температура при заданих умовах та для круглого джерела випромінювання буде дорівнювати [17]:

$$T = \frac{2q_0(1-R)\sqrt{\alpha\tau}}{k} \left( \frac{1}{\sqrt{\pi}} - ierfc \left( \frac{r_0}{2\sqrt{\alpha\tau}} \right) \right), \quad (2.7)$$

де  $k = \lambda_s/\rho c$  – теплофізичний коефіцієнт БТ,  $\tau$  - тривалість дії.

Якщо  $r_0 = \sqrt{\alpha\tau}$ , то отримаємо порогову щільність потужності:

$$q_{imp} = \frac{Tk\sqrt{\pi}}{2A\sqrt{\alpha\tau}} \quad (2.8)$$

Побудуємо графік залежності щільності потужності випромінювання від тривалості імпульсу і представимо графік на рисунку 2.3.

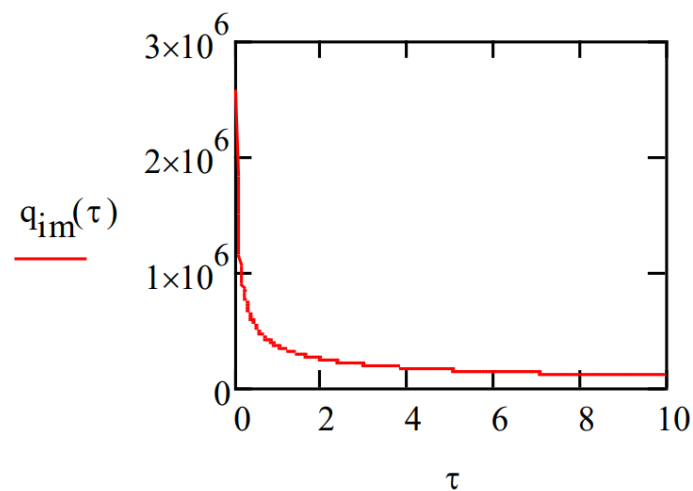


Рисунок 2.3 – Залежність щільності потужності випромінювання лазера від тривалості імпульсу

Як видно з графіка залежності, найбільші значення щільності потужності маємо при найменших значеннях тривалості імпульсу. Проведемо розрахунок (вважаємо температуру на поверхні шкіри  $T=50^{\circ}\text{C}=323^{\circ}\text{K}$ ):

$$q_{imp} = \frac{323 \cdot 0,238 \cdot \sqrt{3,14}}{2 \cdot 0,8 \sqrt{4,857 \cdot 10^{-8} \cdot 10^{-3}}} = 1,22 \cdot 10^6 \left( \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2} \right). \quad (2.9)$$

Умова неперервної роботи лазера  $r_0 \ll \sqrt{a\tau}$ , тоді:

$$q_{nep} = \frac{Tk}{Ar} = \frac{323 \cdot 0,238}{0,8 \cdot 10^{-3}} = 96092,5 \left( \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2} \right) \quad (2.10)$$

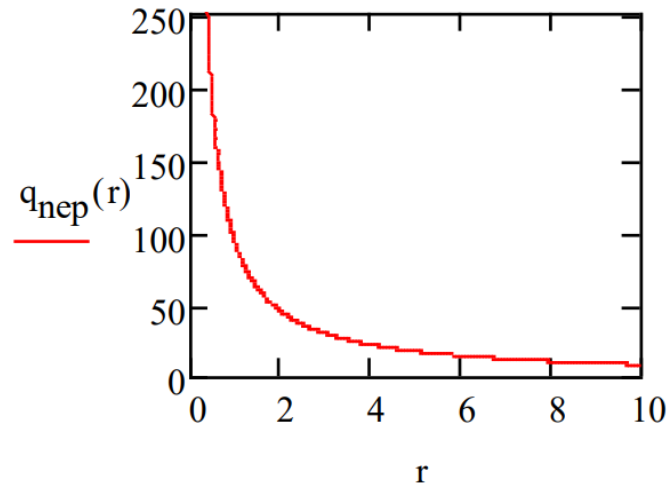


Рисунок 2.4 – Залежність щільності потужності лазера від радіусу плями лазерного пучка (cw режим)

Залежність на рисунку 2.4 показує, що гіпербола розріджена. Це свідчить про те, що при малому радіусі області дії ми отримаємо більшу потужність випромінювання.

Потужність лазера

$$P = qS \text{ [Вт]}, \quad (2.11)$$

де  $S$  – площа плями опромінення.

Побудуємо графік залежності потужності лазера у неперервному режимі роботи.

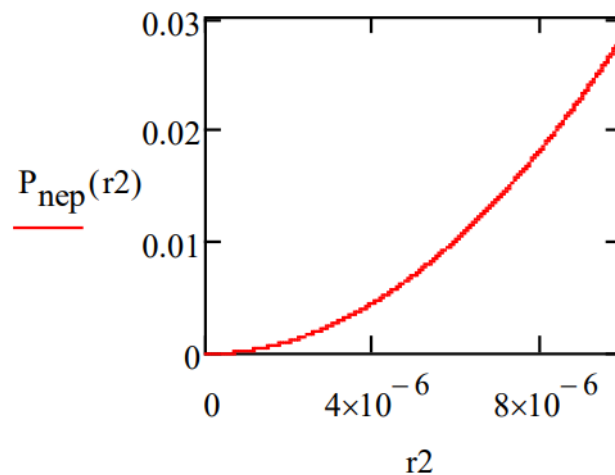


Рисунок 2.5 - Залежність потужності випромінювання лазера від радіуса сфокусованої плями у неперервному режимі

Тепер проведемо розрахунки враховуючи режим роботи лазера ( $\tau=1$  сек). Розв'яжемо рівняння  $r_0 = \sqrt{\alpha\tau} \approx 10^{-3}$  (м). За формулою 2.10 розрахуємо потужність лазера, яку необхідно мати для досягнення потрібної температури ( $50^\circ\text{C}$ ):

$$P = 96092.5 \cdot 3.14 \cdot (10^{-3})^2 = 3.0188 \text{ (Вт)}. \quad (2.12)$$

За допомогою основних закономірностей розглянемо рівняння теплопровідності для напівнескінченного тіла в одновимірному випадку та граничними умовами:

$$T(x, t) = \frac{2q\sqrt{\alpha t}}{K} \left( \text{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{\alpha t}} \right) - \text{ierfc} \left( \frac{\sqrt{x^2 - r^2}}{2\sqrt{\alpha t}} \right) \right), \quad (2.13)$$

Де функція  $\text{ierfc}(x)$  – інтеграл від функції інтегралу ймовірності  $\text{erfc}(x)$ .

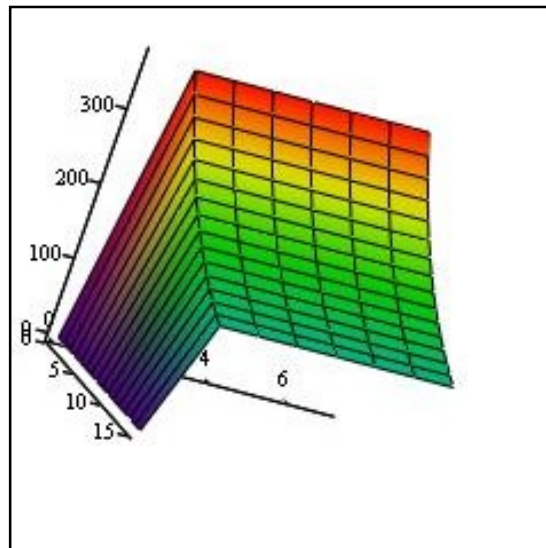


Рисунок 2.6 – Температурна дія лазерного випромінювання для одновірної моделі поглинання (неперервний режим)

На рисунку можемо спостерігати, що шкіра нагрівається пропорційно.

Імпульсний режим роботи не дасть такого ефекту, через те що використовується велика потужність за малотривалий імпульс та через це він переважає у порівнянні з неперервним режимом.

Розглянемо квазістаціонарний режим роботи імпульсного лазера. Його рівняння, при початковій температурі, матиме вигляд [18]:

$$T(x, t) = \frac{2q\sqrt{at}}{K} \operatorname{ierfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{at}}\right). \quad (2.14)$$

Перед тим, як будувати графік, розрахуємо зону термічного впливу – це частина тканини, яка була не розрізана випромінюванням, а змінена. Вона має таке рівняння:

$$h_t = 2\sqrt{at} \text{ [м]}. \quad (2.15)$$

Розрахуємо швидкість розповсюдження теплового фронту за час дії лазерного випромінювання:

$$v_t = \sqrt{\frac{a}{\tau}} \text{ [м/с]}. \quad (2.16)$$

З формул 2.15-2.16, при  $\tau=1$  мс, маємо:

$$h_t = 2\sqrt{1.16 \times 10^{-7} \times 10^{-3}} = 2.84 \times 10^{-6} \text{ (м)} \quad (2.17)$$

$$v_t = \sqrt{\frac{4.86 \times 10^{-8}}{10^{-3}}} = 0.022 \text{ (м/с)} \quad (2.18)$$

Графік зміни температури у шкірі при дії на неї імпульсним лазерним випромінюванням зображено на рисунку 2.7, а зміна значень температурного поля у початковий і кінцевий момент на рисунку 2.8.

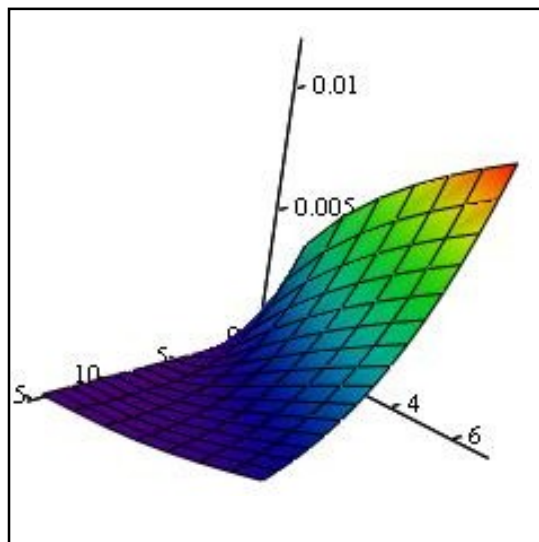


Рисунок 2.7 – Зміна температури у тканині при дії імпульсним лазерним випромінюванням

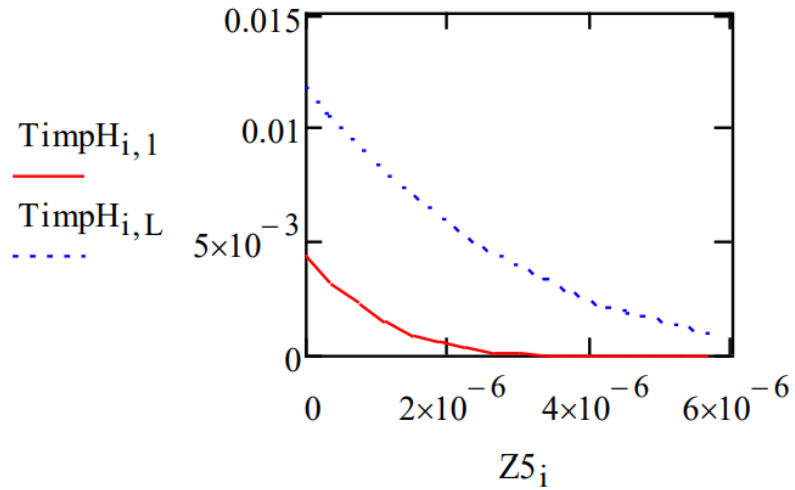


Рисунок 2.8 – Зміна температури на стадії нагріву у початковий (–) та кінцевий (–) моменти імпульсу

Швидкість зміни температури продемонстровано у наступному рівнянні:

$$V_T = \frac{dT(x,t)}{dt} = \frac{Aq}{K} \left( \sqrt{\frac{a}{\tau}} \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{a \times t}} \right) + \frac{x}{2\tau} \cdot \operatorname{erfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{a \times t}} \right) \right) \quad (2.19)$$

У рівнянні 2.19 спостерігаємо лінійне зростання швидкості температури.

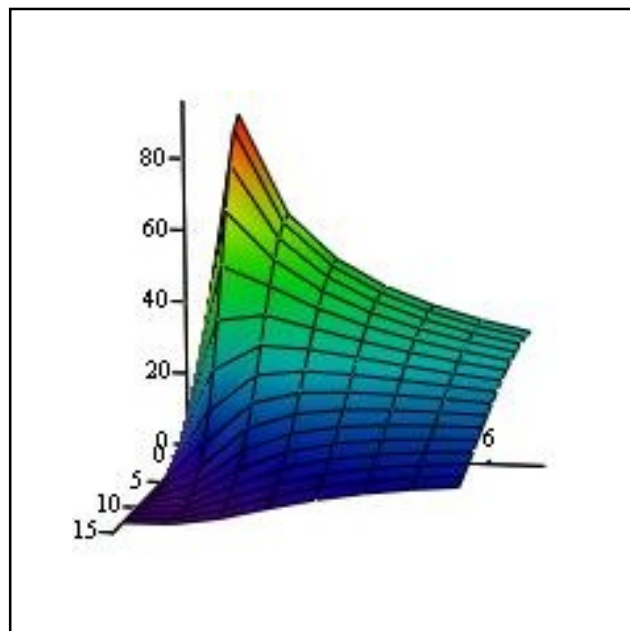


Рисунок 2.9 – Швидкість зміни температурного поля у шкірі на стадії нагріву



На рисунку бачимо, що на початкових проміжках часу швидкість нагріву може досягати великих значень. Це підтверджує наступний графік швидкості нагріву на початку і в кінці тривалості імпульсу.

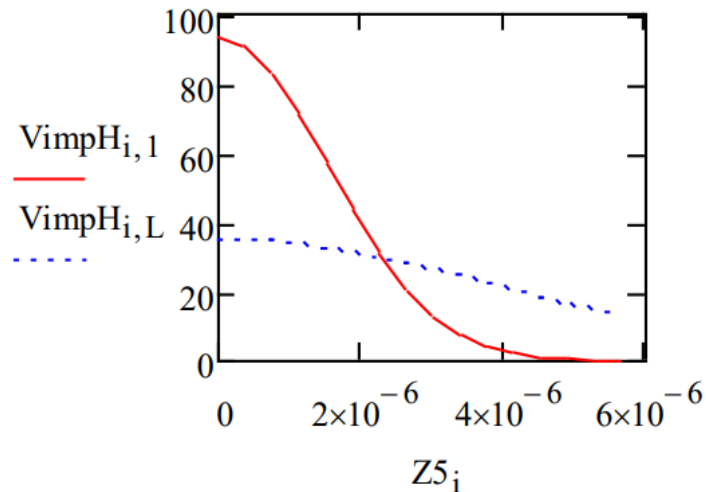


Рисунок 2.10 – Швидкість нагріву тканини у початковий (—) та кінцевий (--) момент тривалості імпульсу

Продиференціювавши вираз 2.14 за координатою  $x$ , отримуємо формулу для градієнта температури при нагріві джерелом тепла з постійною щільністю потоку:

$$grad_T = \frac{dT(x,t)}{dx} = \frac{-Aq}{k} \operatorname{erfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{axt}} \right) \quad (2.20)$$

Наступною дією розглянемо процес охолодження. Стік – це джерело тепла з відтік – це джерело тепла з від’ємною щільністю потоку. Використання стоку теплоти, дає можливість написати формулу температури поля для моменту часу  $t \geq \tau$ . Тоді запишемо наступну формулу для розрахунку температурного

поля напівнескінченного тіла від дії джерела тепла з постійною щільністю потоку тривалістю  $\tau$  на стадії охолодження [20]:

$$T(x, t) = \frac{2q}{K} \left( \sqrt{a \cdot t} \cdot \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{a \cdot t}} \right) - \sqrt{a \cdot (t - \tau)} \cdot \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{a \cdot (t - \tau)}} \right) \right). \quad (2.21)$$

На рисунку 2.11 представимо графік зміни температури на поверхні шкіри на стадії охолодження:

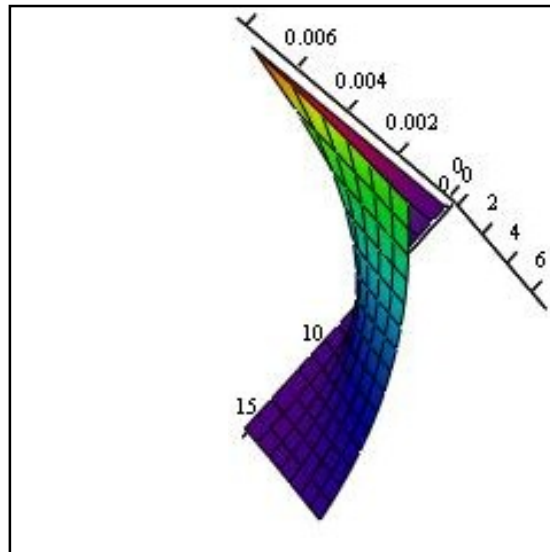


Рисунок 2.11 – Зміна температури у тканині на стадії охолодження

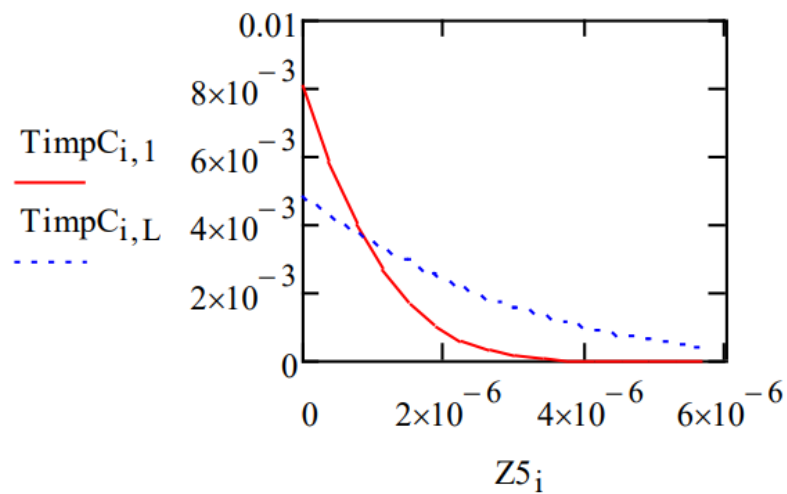


Рисунок 2.12 – Розподіл температури у тканині на стадії охолодження на початку та у кінці проходження імпульсу

Щоб отримати швидкість охолодження продиференціюємо рівняння 2.21 та покажемо розв’язок цього рівняння на рисунку 2.13-2.14.

$$V_T = \frac{dT(x,t)}{dt} = \frac{Aq}{K} \left( \sqrt{\frac{a}{t}} \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{axt}} \right) + \frac{x}{2\tau} \times \operatorname{erfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{axt}} \right) - \sqrt{\frac{a}{t-\tau}} \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{ax(t-\tau)}} \right) - \frac{x}{2(t-\tau)} \times \operatorname{erfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{ax(t-\tau)}} \right) \right) \quad (2.22)$$

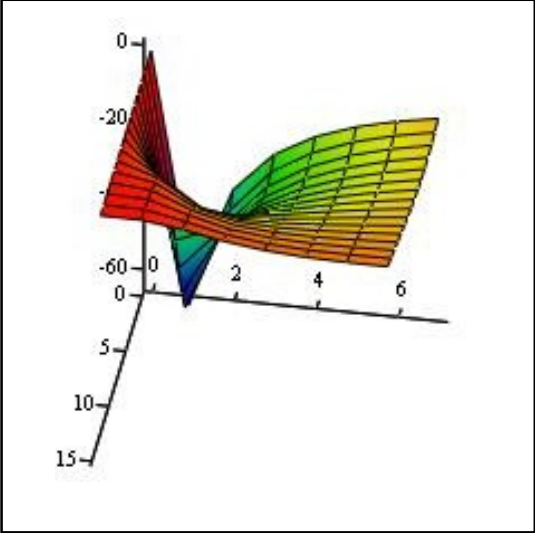


Рисунок 2.13 – Швидкість зміни температури тканини на стадії охолодження

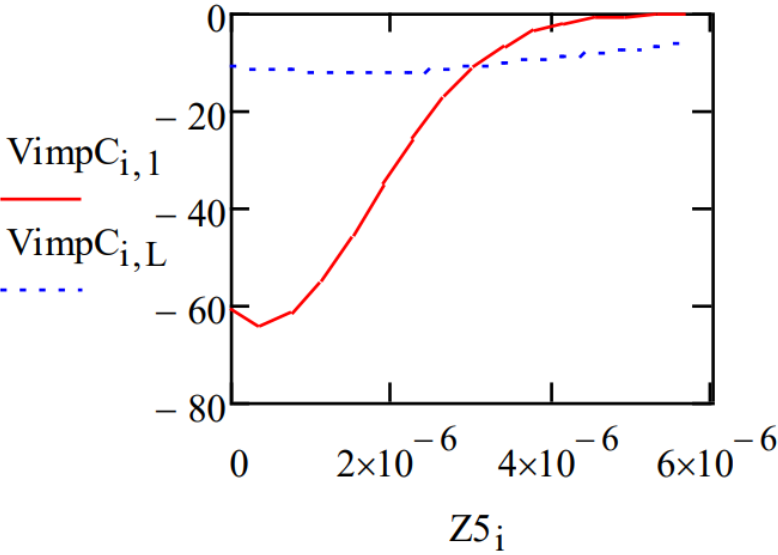


Рисунок 2.14 – Швидкість охолодження тканини у початковий (—) та кінцевий (--) момент тривалості імпульсу

Проаналізувавши рисунок, можна сказати, що максимальна реакція на лазерне випромінювання відбувається на початку, а в кінці переходить у стан насичення.

Ще одним важливим процесом є процес в центрі плями в залежності від тривалості температурного впливу джерела випромінювання. Формула визначення температури нагріву у центрі плями:

$$T_{c1}(t) = \frac{2Aq}{K} \sqrt{\frac{at}{\pi}} \quad (2.23)$$

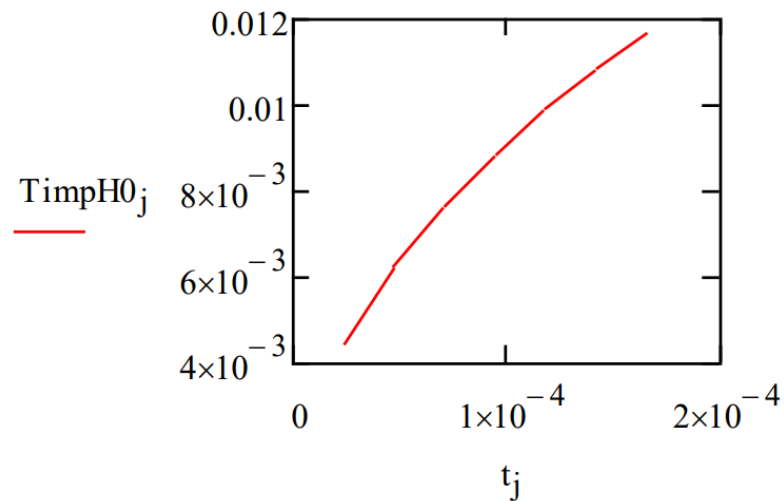


Рисунок 2.15 – Температура у центрі сфокусованої плями на стадії нагріву

Формула обчислення температури на стадії охолодження:

$$T_{c1}(t) = \frac{2Aq}{K\sqrt{\pi}} (\sqrt{at} - \sqrt{a(t - \tau)}) \quad (2.24)$$

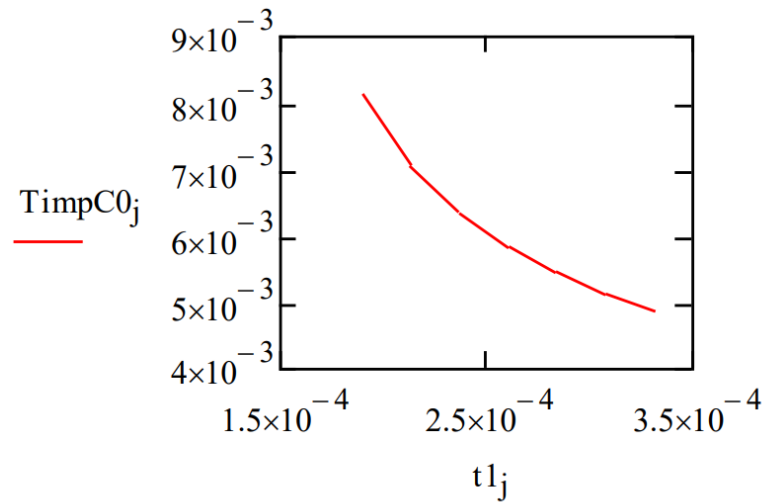


Рисунок 2.16 – Температура у центрі сфокусованої плями на стадії охолодження

Останнім параметром є швидкість зміни температурного поля на стадії нагріву і охолодження і дорівнює:

$$V_c(t) = \frac{Aq}{k} \sqrt{\frac{a}{t\pi}}, \quad (2.25)$$

$$V_{c1}(t) = \frac{Aq}{\sqrt{k\pi\rho c}} \left( \sqrt{\frac{1}{t}} - \sqrt{\frac{1}{t-\tau}} \right). \quad (2.26)$$

Представимо графіки цих функцій на рисунку 2.17.

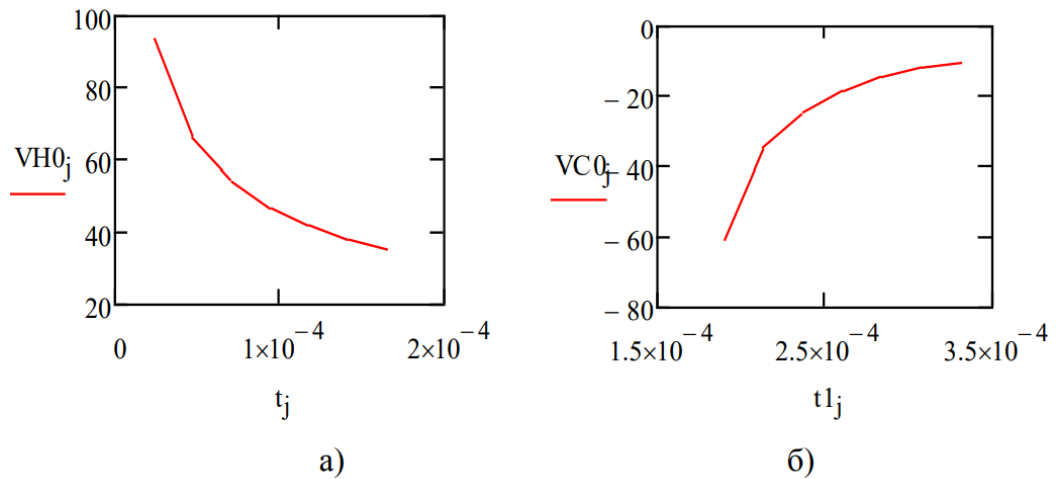


Рисунок 2.17 – Швидкість зміни температури у центрі тканини під час нагрівання(а) та охолодження (б)

### 2.3 Обґрунтування вибору та удосконалення методу температурного контролю для лазерної косметології шкіри

Основними безконтактними методами дистанційного контролю температури поверхні у робочій зоні, що їх використовують при лазерному опроміненні, є тепловізійні та пірометричні методи. Перша група методів характеризуються високою точністю, наочністю і чутливістю, проте їх складно застосовувати для динамічного вимірювання температури робочої поверхні шкіри безпосередньо в процесі лазерного опромінення через деякі технічні та фізіологічні обмеження. Крім того, вартість таких приладів доволі висока.

Ще одну групу методів, що можуть бути використані для безконтактного контролю температури шкіри, складають фотометричні методи, засновані на дослідженні процесів взаємодії оптичного випромінювання з матеріалом. Одним з таких методів є метод інфрачервоної дистанційної термометрії (пірометричний), який забезпечує широкий діапазон вимірювань, високу роздільну здатність і точність [18]. Розділяють радіаційні пірометри (або радіометри, працюють у вузькому ІЧ діапазоні), та оптичні (ІЧ+видимий діапазон).

Ще одним підходом до дистанційного температурного контролю поверхні

є фототермічні методи, які об'єднують підходи, що використовуються у методах теплового та оптичного контролю. Основним фототермічним методом є метод лазерної термографії, заснований на збудженні теплових хвиль в зразку модульованим лазерним випромінюванням. Зміна температури об'єкта контролю при оптичному нагріванні залежить від потужності джерела і поглинаючих властивостей контрольованого матеріалу. Створена лазерним променем теплова хвиля (імпульсна або періодична) поширюється внаслідок теплової дифузії згідно диференціального рівняння теплопровідності 2.2. [29]:

На основі аналізу за допомогою інфрачервоного фотодетектора поширення створюваного таким чином теплового поля, можна визначати температурний розподіл в усій робочій зоні [31]. Такий контроль є можливим через те, що межа розділу будь-яких матеріалів характеризується значною зміною властивостей, у тому числі, теплових.

Головним недоліком фототермічного контролю є те, що для отримання значення робочих характеристик треба знати хоча б одну з таких характеристик шкіри, як теплопровідність, теплоємність, щільність [30]. Крім того, оскільки нагрівання здійснюється оптичним шляхом за допомогою лазерного променя, на результат вимірювання впливають коефіцієнти поглинання та відбивання речовини. Тобто кількість параметрів, які треба враховувати при інтерпретації отримуваних результатів контролю набагато більша, ніж в традиційних оптичних методах. Крім того, можливості застосування методу лазерної термографії обмежуються контролем параметрів покриттів, що мають гарну теплопровідність. У зв'язку з цим вони можуть ефективно використовуватися лише для дослідження параметрів покриттів на основі металів.

З проведеного аналізу випливає, що не існує універсального методу, який можна було б одночасно застосовувати для дистанційного швидкісного контролю параметрів шкіри у лазерній косметології. Тому у роботі обмежимося задачею удосконалення функціональних характеристик засобу лазерної косметології шкіри з періодичним температурним контролем її поверхні. Як було зазначено вище, для такого застосування може бути використаний метод оптичної пірометрії. Його застосування дещо обмежується інерцією

вимірювального процесу порівнянно з тривалістю лазерних імпульсів (час вимірювання від 1 сек), однак при періодичному температурному контролі поверхні шкіри, наприклад через кожні 10 сек. в процесі опромінення, може бути доволі ефективним, зручним і недорогим.

Пропонується оптичний пірометричний сенсор із матрицею 8\*8 або 16\*16 для контролю градієнту поверхневої температури шкіри у різних зонах її лазерного опромінення.

Основною складовою оптичного температурного контролю є процес вимірювання.

В процесі такого вимірювання виділяють основні етапи (рис. 2.18) [29]:

1. Створення оптичного зображення температурного поля, пов'язаного з параметрами об'єкта, що вимірюються (оптико-вимірювального зображення).
2. Визначення (зчитування) координат елементів зображення шляхом вимірювальних наведень та установок.
3. Обробка даних, отриманих в результаті вимірювальних наведень на зображення та отримання результатів вимірювання для визначення параметрів температурного поля об'єкта.
4. Аналіз похибок вимірювань для визначення точності отриманих результатів.



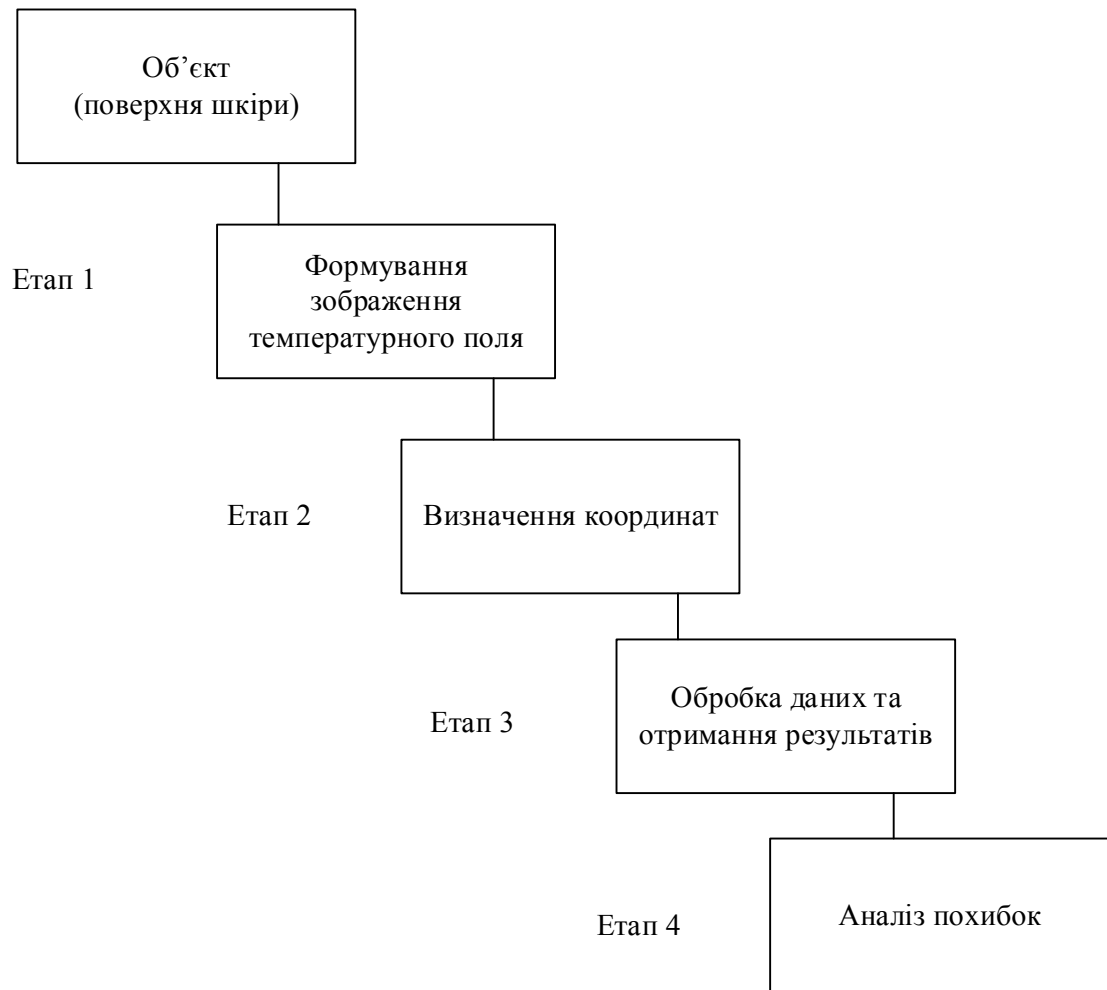


Рисунок 2.18 – Етапи оптичного вимірювання температурного поля

Для розширення функціональних можливостей методу лазерного косметологічного відновлення шкіри з автоматизованим вимірювальним контролем температурного поля робочої зони опромінення, зокрема інформативності і безпеки попонується принципова схема, наведена на рисунку 2.19.

На етапі 1 вимірювального контролю спочатку виконується встановлення датчика, далі відбувається встановлення режиму генерації лазерних імпульсів з узгодженням періоду часу для вимірювального контролю температурного поля (10 сек – лазерний імпульс опромінення, 1 сек – вимірюваний контроль температури, під час якого лазер вимикається) .

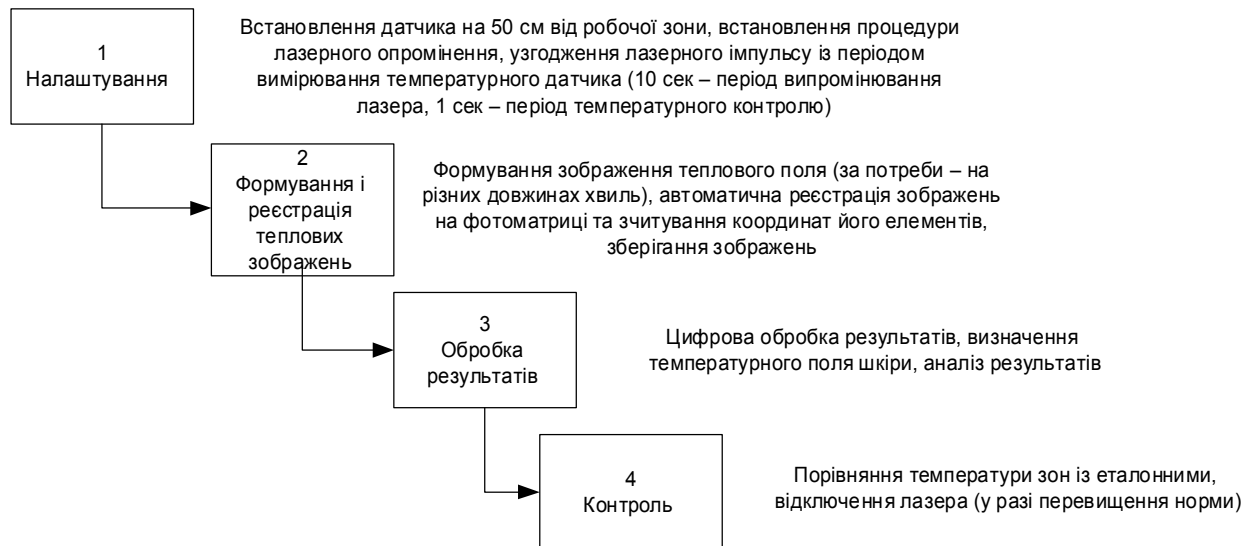


Рисунок 2.19 – Удосконалена схема методу вимірювального контролю температурного поля у робочій зоні при лазерному опроміненні шкіри

На етапі 2 відбувається формування зображення теплового поля (за потреби – на різних довжинах хвиль пірометра), автоматична реєстрація зображень на фотоматриці та зчитування координат його елементів, зберігання зображень.

На 3 етапі проводиться цифрова обробка результатів, визначення температурного поля шкіри, аналіз похибки вимірювань засобами математичної статистики, аналіз отриманих результатів.

На 4 етапі відбувається безпосередньо вимірювальний контроль. Для цього виконують порівняння температури кожної із відповідних зон поля зображення із пороговим (еталоном) та відключення лазера (у разі у разі перевищення норми для відповідної процедури).

У запропонованому методі використано адаптивний підхід до формування зображень температурних розподілів у оптичному діапазоні, підвищено інформативність методу вимірювального контролю, розширено функціональні можливості методу лазерної косметології шкіри для різних типів процедур.

## 2.4 Висновки до розділу 2

Отже, в другому розділі роботи було проаналізовано процеси взаємодії лазерного випромінювання зі шкірою. В цьому розділі проведено аналіз будови шкіри людини, процеси оптичної взаємодії світла із компонентами шкіри з урахуванням спектральних особливостей проникнення випромінювання у біологічній тканині.

Проведено моделювання розподілу температури у шкірі під дією лазерного випромінювання. Було обчислено основні вихідні параметри такої взаємодії, зокрема критична густина потоку лазерного випромінювання, швидкість нагріву та охолодження поверхні, градієнт температурного поля у глибині тканини. Побудовано графіки залежностей розрахованих параметрів лазера. Отримані значення узгоджуються з експериментальними і дозволять сформулювати умови функціонування лазерного пристрою косметичного відновлення шкіри.

Обґрунтовано вибір оптичного пірометричного методу для температурного контролю поверхні тканини при опроміненні лазером. Подальшого розвитку отримав метод лазерного косметологічного відновлення шкіри, в якому на відміну від існуючих використовується періодичний вимірювальний контроль температури ділянок робочої зони для визначення найбільш оптимального режиму роботи лазерного випромінювача, що дозволило підвищити безпеку та інформативність процесу лазерного опромінення шкіри.

## **3 РОЗРОБКА СХЕМ І АНАЛІЗ РОБОТИ ВОЛОКОННОГО ЛАЗЕРА**

### **3.1 Розробка структурної схеми волоконного лазера для косметології**

Волоконний лазер для косметології складається з таких схем і елементів:

- Лазерний волоконний модуль 1;
- Лазерний діодний модуль 2;
- Блок індикації;
- Блок живлення і термостабілізації;
- МП блок формування імпульсів та керування сигналами;
- ДТК – інфрачервоний пірометричний датчик температурного контролю;
- Таймер;
- Волоконно-оптичний блок узгодження (Y-сплітер з коліматором);
- Блок лазерної розгортки (сканер);
- Об'єкт опромінення.

Структурна схема волоконного лазера наведена на рисунку 3.1.

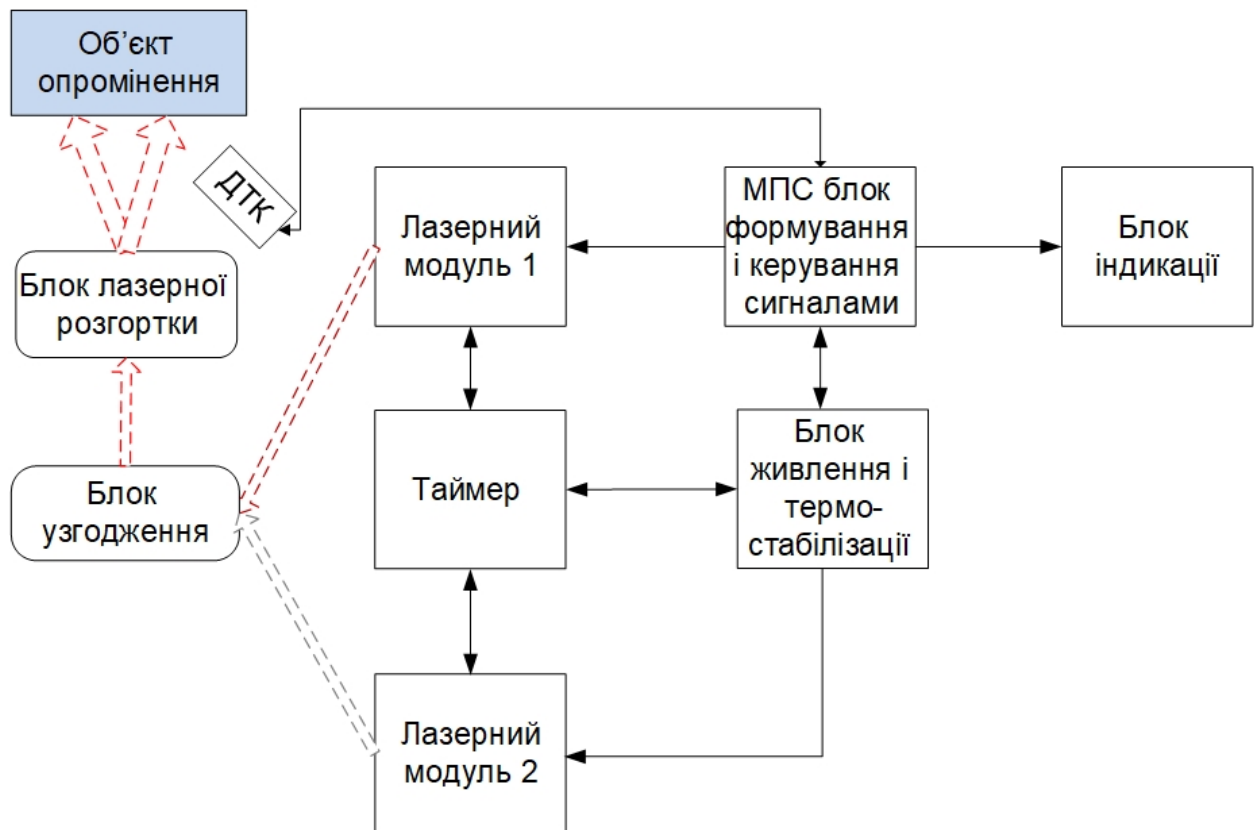


Рисунок 3.1 - Структурна схема лазерного пристрою для косметичної медицини

Таким чином, випромінювання лазерних модулів 1 і 2 передається через оптичний блок узгодження за допомогою волоконно-оптичного сплітера із колімаційною насадкою на блок розгортки, який формує обробку робочої зони шкіри під наглядом лікаря. Контроль за параметрами процедури здійснює мікропроцесорний блок керування. Стабільність параметрів лазерних випромінювачів забезпечується блоком живлення і термостабілізацією. Контроль за параметрами температури здійснюється за допомогою інфрачервоного датчику температури. Характеристики випромінювання лазерів і часу опромінення відображаються на світлодіодному блоці індикації.

Одним з важливих вузлів лазерної косметологічної системи є блок розгортки (сканування).

Метод сканування полягає в дії сфокусованим лазерним пучком без втрат щодо нерівномірності енергії на поверхні шкіри. Опромінення спрямованим

пучком дає можливість рівномірно впливати дозовано на кожну точку ураженої поверхні, тобто використовуючи режим сканування можна обробити зону будь-якої складної конфігурації.

За рахунок просторового переміщення пучка неперервний (cw) режим роботи лазера перетворюється у імпульсний режим опромінення для кожної окремої точки поверхні. Завдяки сканувальному пристрою (рефлектору) можна опромінювати відповідну робочу зону залежно від площі і стану поверхні, яка підлягає лікуванню.

Одними з провідних виробників гальванометрів для лазерних скануючих систем є Cambridge Technology (Британія), GSI Lumonics та RayLaser (Німеччина), Pangolin Laser Systems (США) та інші.

Центральне місце в скануючих лазерних пристроях займають оптико-механічні дефлектори - двохкоординатні (2D) електромагнітні пристрої управління лазерному променем у просторі. Відповідний резонансний 2D дефлектор конструктивно виконаний як два спільно працюючі модулятори, орієнтовані у просторі таким чином, щоб відповідні обертальні осі дзеркальних поверхонь були розташовані перпендикулярно. Кожен окремо взятий модулятор включає в себе статор з двома обмотками управління і постійними магнітами та порожнистий ротор із закріпленням на його кінці дзеркалом. Ротор виконаний у вигляді циліндра з центральним отвором.

Загальний вигляд типового оптико-механічного дефлектора від компанії Pangolin Laser Systems для систем розгортки лазерних променів наведено на рис. 3.2.

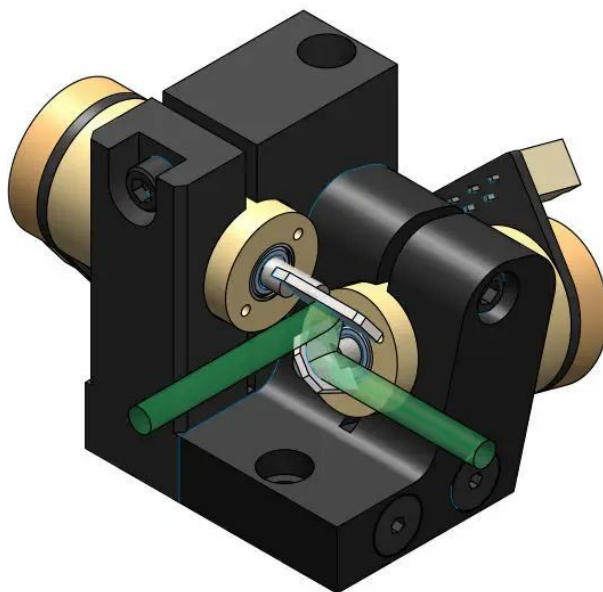


Рисунок 3.2. Конструкція дефлектора Pangolin Laser Systems [19]

Структурна схема типової сканувальної системи у складі лазерної косметологічної системи представлена - на рис. 3.3.

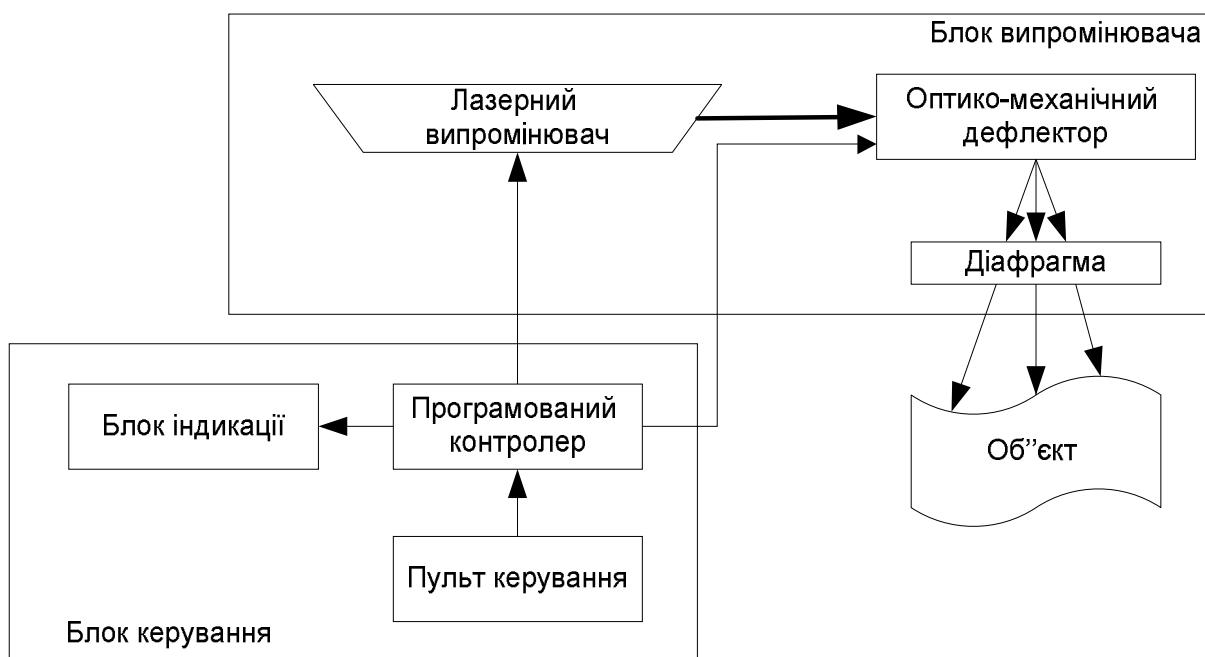


Рисунок 3.3. Структурна схема лазерного сканувального пристрою

## **3.2 Обґрунтування вибору компонентів і розрахунок характеристик лазерного випромінювача**

### **3.2.1 Обґрунтування вибору компонентів лазерного випромінювача**

Серед потужних лазерів з оптичним накачуванням найпопулярнішим є волоконний лазер (FiberLaser). Розробка таких лазерів є результатом багаторічного розвитку фотонних технологій. Сьогодні лазери такого типу досягли характеристик (потужність, надійність, якість пучка), що дозволяють успішно їх використовувати для вирішення різних завдань у лазерній медицині та при обробці матеріалів. Волоконні лазери сьогодні замінюють інші типи лазерів (наприклад Nd: YAG) у багатьох сферах застосування. У порівнянні з твердотільними лазерами вони є дуже ефективними перетворювачами світлової енергії діодів накачки у лазерне випромінювання [2, 23].

Варто звернути увагу на деякі конструктивні, технічні та експлуатаційні переваги волоконно-лазерної системи.

Перш за все, звернемо увагу на технічні характеристики волоконних лазерів з діодною накачкою. На рисунку 3.4 показана оптична схема функціонування волоконного лазера з накачуванням лазерними діодами.

Головною особливістю цього лазера є те, що випромінювання тут зароджується в тонкому волокні діаметром серцевини 6-8 мкм (наприклад, з активними іонами ітербію), та 400-1000 мкм у внутрішньому діаметрі кварцового волокна. Випромінювання діода лазерної накачки вводиться в кварцове волокно і поширюється вздовж усього складного композитного волокна, яке має довжину в десятки метрів. Серцевина волокна при оптичному накачуванні, забезпечує фізичні перетворення на атомі ітербію (Yb), які створюють вихідне лазерне випромінювання.



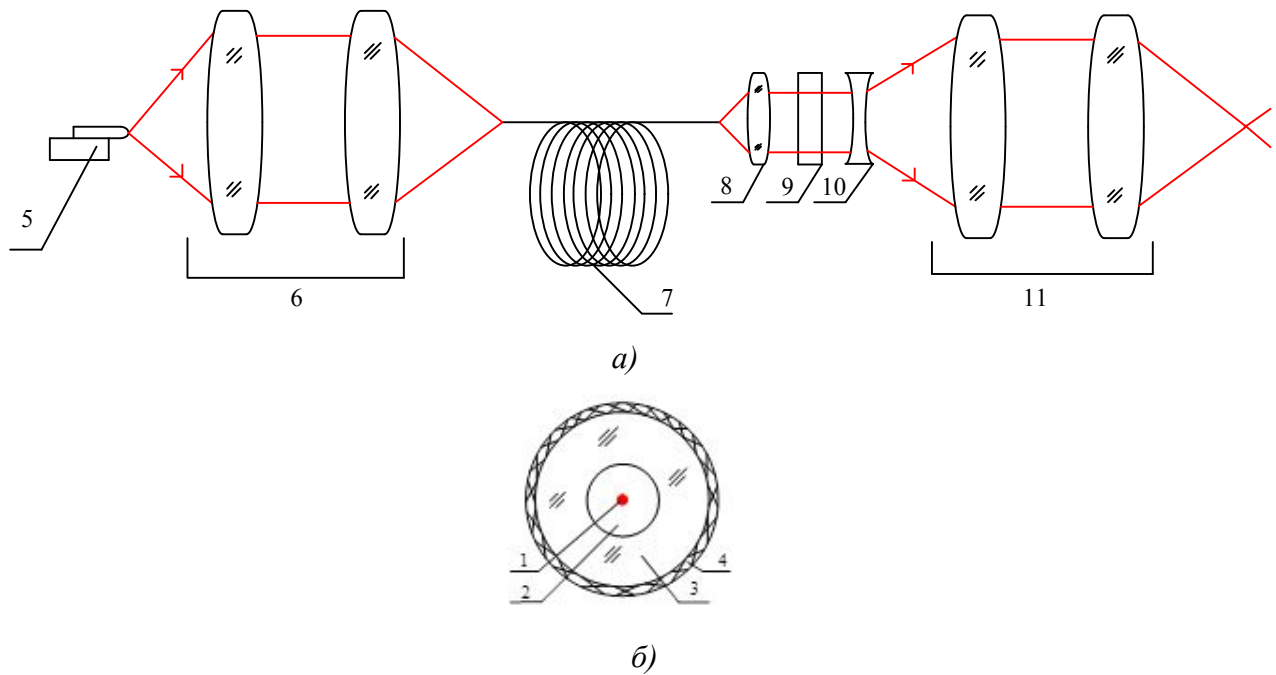


Рисунок 3.4 - Оптична схема волоконного лазера (а) та переріз активного волокна (б): 1 - активна серцевина (6-8 мкм); 2 - кварцова серцевина (400-1000 мкм); 3 - полімерна оболонка; 4 - захисне покриття; 5 - лазерний діод; 6 - оптична система накачування; 7 – активне волокно (до 40 м); 8 - коліматор; 9 - модулятор; 10 - фокусуєча система

Біля кінців волокна у серцевині виконані два дифракційних дзеркала (дифракційні решітки, сформовані у вигляді надрізів на циліндричній поверхні ядра), які утворюють оптичний резонатор волоконного лазера. Загальну довжину волокна та кількість лазерних діодів встановлюють відповідно до необхідної потужності та ефективності. На виході формується якісний одномодовий лазерний пучок з рівномірним розподілом потужності. У порівнянні з потужним твердотільним лазером Nd: YAG він дозволяє сфокусувати випромінювання у невеликій плямі і має більшу глибину різкості, що є важливою характеристикою лазерної системи, особливо для багатопроменевих оптичних систем. Слід також зазначити, що багато характеристик волоконного лазерного випромінювання, таких як характер поляризації випромінювання, роблять більш зручним і надійним використання акустичних оптичних компонентів для управління цим випромінюванням, дозволяє застосовувати схеми запису багатопроменевих

зображень. Підвищується надійність лазерної системи. Оскільки оптична накачка відбувається вздовж всієї довжини волокна, вона не формує таких ефектів, як у звичайних твердотільних лазерах (такі як теплові промені в кристалі, спотворення хвильового фронту через дефекти кристала та відповідні відхилення пучка). Ці ефекти були перешкодою для досягнення максимальних можливостей твердотільних систем. У волоконних лазерах його обладнання та принципи роботи забезпечують високі показники надійності та роблять цей лазер майже ідеальним перетворювачем оптичного випромінювання.

Для розроблюваного пристрою пропонується у якості випромінювача використати комбінацію двох лазерних модулів – ітербієвого волоконного лазера (для неабляційної косметології шкіри) та лазерного діода з волоконним виходом, який виконуватиме роль пілотного лазера (на потужності  $p < 5 \text{ мВт}$ ) та лазера поверхневої дії ( $p > 100 \text{ мВт}$ ) для лікування низки дерматологічних захворювань.

В результаті аналізу компонентів різних виробників зроблено вибір таких лазерних модулів:

1. CYFL-MEGA (Keopsys)
2. Пілотний лазер FC650DL140

Основні характеристики модулів наведено у таблицях 3.1 та 3.2.

Таблиця 3.1 – Характеристики лазерного ітербієвого модуля CYFL-MEGA

Параметри	Значення	Розмірність
Максимальна вихідна оптична потужність (cw режим)	1-20	Вт
Довжина хвиль	1064	нм
Стабільність спектральної лінії (1 год. роботи, $\pm 1^\circ\text{C}$ )	10	пм
Напівширина спектру	4 (20 - max)	МГц
Модуляція частоти лазера (опційно)	1-1000	Гц
Діаметр волокна	1	мм
Оптоволоконний вихід (конектор)	FC/APC	

Таблиця 3.2 – Характеристики лазерного діода FC650DL140

Параметри	Значення	Розмірність
Максимальна вихідна оптична потужність (режим CW)	140	мВт
Довжина хвиль	650	нм
Напівширина спектру	10	нм
Робоча температура	10 ~ +40	°C
Гранична температура	-20 ~ +70	°C
Граничний струм	100	мА
Робочий струм	300	мА
Робоча напруга	2,4	В
Діаметр серцевини волокна	105	мкм
Оптоволоконний вихід (конектор)	FC/APC	

Загальний вигляд лазерних модулів наведено на рис. 3.5, 3.6.



Рисунок 3.5 - Лазерний волоконний модуль CYFL-MEGA фірми Keopsys (загальний вигляд)



Рисунок 3.6 - Лазерний модуль під волокно FC650DL140  
(загальний вигляд)

З конструкторської точки зору, доцільно об'єднати лазерні випромінювачі в одному функціональному вузлі (рис. 3.7), який безпосередньо з'єднати з оптико-механічним дефлектором (гальванометричним сканером).

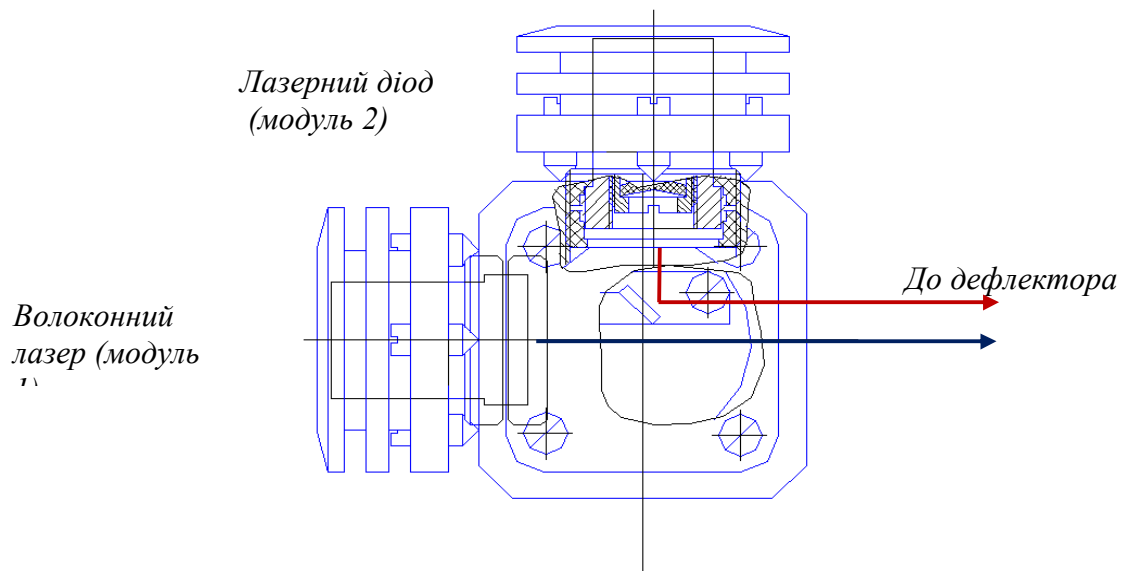


Рисунок 3.7 – Вузол об'єднання лазерних випромінювачів

### 3.2.2 Розрахунок характеристик лазерного діодного модуля

Активний кристал напівпровідникового лазерного діода модуля 2 являє собою гетероструктуру з активним шаром на основі сполуки GaAs.

Для наступних розрахунків знаходимо характеристики зазначеної напівпровідникової сполуки: борівський радіус  $a_b=5,69$ , діелектрична проникність  $\epsilon_o=12,5-12,9$  питома провідність  $\sigma=10^3-10^4$  См/м, показник заломлення  $n=3,53-3,59$ .

Ширина забороненої зони для інжекційного лазера на основі GaAs:

$$E_g \approx 1.5eV \quad (3.1)$$

Як відомо, центральна довжина хвилі випромінювання лазерного діода пов'язана із шириною забороненої зони співвідношенням

$$\lambda_0 = \frac{hc}{E_g} \approx \frac{1.24}{E_g} [eV] = 0.83 [\text{мкм}] \quad (3.2)$$

Відповідне значення добротності оптичного резонатора лазера:

$$Q \approx \frac{2\pi l}{\alpha_{mir} \lambda_p} = \frac{6,283 \times 50}{0,89} \times \frac{1}{0,249} = 1941,62 \quad (3.3)$$

Добротність оптичного резонатора пов'язана із спектральною шириною лінії генерації лазерного випромінювання:

$$\Delta\nu_p = \frac{\nu_0}{Q} = \frac{c}{\lambda Q} = 4,7785 \times 10^{11} [\text{Гц}]. \quad (3.4)$$

Для отримання лазерної генерації необхідно, щоб коефіцієнт підсилення активного середовища був більшим за втрати у резонаторі.

Порогове значення коефіцієнта підсилення інжекційного напівпровідникового лазера (беремо експериментальне значення внутрішніх втрат для лазера із ОГС  $50\text{см}^{-1}$ ):

$$g_{\text{пор}} = \alpha_i + \frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}} = 57,1 \text{ [см}^{-1}\text{]}. \quad (3.5)$$

Густина порогового струму інжекційного лазера:

$$J_{\text{пор}} = g_{\text{пор}} \frac{8\pi n^2 \Delta\nu D}{\eta_q \lambda_0^2}, \quad (3.6)$$

де  $\eta_q$  - внутрішня квантова ефективність лазерного діода (беремо типове оціночне значення при  $T=300\text{К}$   $\eta_q = 0,75$  ;

$D$  – ширина світловипромінювального шару (2мкм);

$\Delta\nu = 1,5 \cdot 10^{13} \text{ с}^{-1}$  - ширина спектру спонтанного випромінювання (експ.)

$$J_{\text{пор}} = 57,1 \frac{8 \times 3,141 \times 1,6 \times 10^{-19} \times 1,5 \times 10^{13} \times 3,56^2 \times 2 \times 10^{-4}}{0,75 \times 0,4^2 \times 10^{-8}} = 727367. \quad (3.7)$$

Диференційний квантовий ККД, виражений через параметри лазерного резонатора:

$$\eta_d = \frac{1-R_1}{\left(1+\sqrt{\frac{R_1}{R_2}}\right)\left(1-\sqrt{R_1 R_2}\right)} \times \frac{\frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}}{\alpha + \frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}} = \frac{1-0,748}{(1+1,066)(1-0,702)} = 0,051 \approx 5,1\%. \quad (3.8)$$

Ефективна площа р-n –переходу:  $S = h \cdot l = 2 \cdot 10^{-4} \cdot 50 \cdot 10^{-4} = 10^{-6} \text{ [cm}^2 \text{]}$

Відповідно струм накачки лазерного діода [mA]:

$$I_H = J_{\text{пор}} S = 127,3. \quad (3.9)$$

Вихідна потужність напівпровідникового лазера у лінійному режимі для  $\lambda_1$  (робочий струм 0,3A):

$$P_{out} = h\nu [I_{\text{роб}} - I_H] \frac{1}{e \left( k \frac{l}{\ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}} \right)} \approx 146 \text{ [мВт]}. \quad (3.10)$$

### 3.3 Обґрунтування вибору елементів блоків керування, індикації та температурного контролю

Керування параметрами випромінювання волоконного лазера здійснюється за допомогою блоком мікропроцесорного керування.

В якості мікропроцесора було обрано мікроконтролер типу ATmega128.

ATmega128 - малопотужний 8-розрядний мікроконтролер, заснований на розширеній AVR RISC-архітектурі. За рахунок виконання більшості інструкцій за один машинний цикл ATmega128 досягає продуктивності 1 млн. операцій в секунду/МГц, що дозволяє проектувальникам систем оптимізувати співвідношення енергоспоживання і швидкодії. Його особливостями є:

- Високопродуктивний, малопотужний 8-розрядний AVR-мікроконтролер;

- Розвинена RISC-архітектура:

1. 133 потужних інструкцій, більшість з яких виконуються за один машинний цикл;

2. 32 8-разр. регістрів загального призначення + регістри управління вбудованою периферією;
3. Повністю статична робота;
4. Продуктивність до 16 млн. Операцій в секунду при тактовій частоті 16 МГц;
5. Вбудований множити пристрій виконує множення за 2 машинних циклу.
  - Незалежна пам'ять програм і даних;
  - Внутрішньо-системне програмування вбудованої завантажувального програмою.

Гарантована двоопераційність:

1. можливість читання під час запису;
2. Зносостійкість 4 кбайт ЕСППЗУ: 100000 циклів запис/стирання;
3. Вбудований статичний ОЗУ ємністю 4 кбайт;
4. Опційна можливість адресації зовнішньої пам'яті розміром до 64 кбайт;
5. Програмований захист коду програми;
6. Інтерфейс SPI для внутрішньо системного програмування, інтерфейс JTAG (сумісність зі стандартом IEEE 1149.1);
7. Граничне сканування відповідно до стандарту JTAG;
8. Велика підтримка функцій вбудованої налагодження;
9. Програмування флеш-пам'яті, ЕСППЗУ, біт конфігурації та захисту через інтерфейс JTAG;

Відмінні риси периферійних пристроїв:

1. Два 8-разр. таймера-лічильника;
2. Два розширених 16-разр. таймера-лічильника;
3. Лічильник реального часу з окремим генератором;
4. Два 8-разр. каналів ШІМ;
5. 6 каналів ШІМ з програмованим дозвілом від 2 до 16 розрядів;
6. Модулятор виходів порівняння;



## 7. 8 мультиплексованих каналів 10-розрядного аналогово-цифрового перетворення.

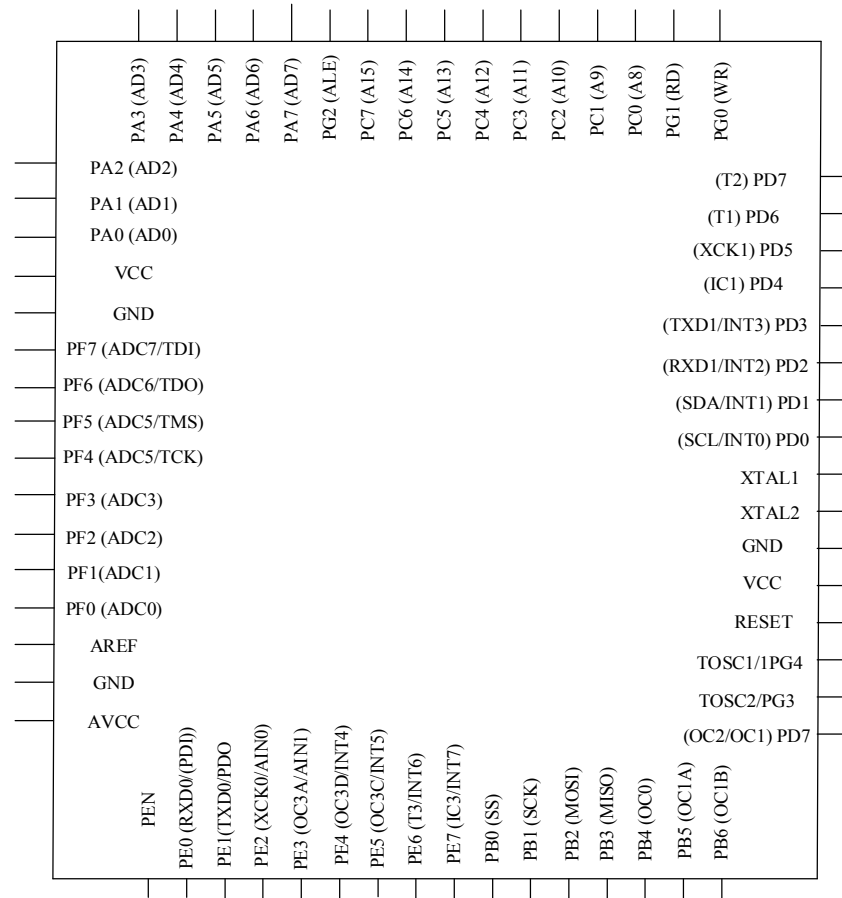


Рисунок 3.8 – Схема мікропроцесора ATmega128

Для індикації параметрів випромінювання та часу процедури використовується світлодіодний індикатор TM1637.

TM1637 - це світлодіодний контур управління з інтерфейсом сканування клавіатури, він внутрішньо інтегрований з цифровим інтерфейсом MCU, фіксатором даних, світлодіодом високого тиску.

Функціональні особливості світлодіодного індикатора

Застосовується силова методика CMOS

1. Режим відображення (8 сегментів × 6 біт) підтримує вихід через загальний анодний світлодіод.
2. Клавіатура сканування (8 × 2bit), з поліпшеною схемою ідентифікації з ключами для усунення неполадок
3. Схема регулювання освітленості (регульоване 8 коефіцієнт заряду)

4. Двопровідний послідовний інтерфейс (CLK, DIO)
5. Коливальний тип: вбудований RC-генератор
6. Вбудована схема скидання при включенні
7. Вбудований контур автоматичного гасіння
8. Тип корпусу: DIP20 / SOP20

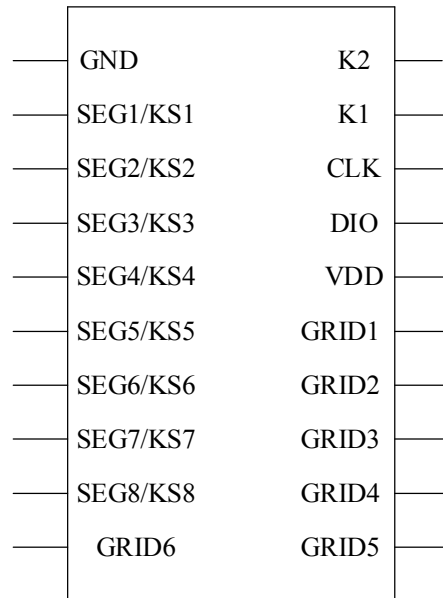


Рисунок 3.9 - Схема виводів індикатора TM1637

В якості бесконтактного пірометричного датчика теплового контролю у робочій зоні в процесі лазерного опромінення (під час косметологічної процедури) обираємо інфрачервоний температурний перетворювач D6T-32L-01A компанії OMRON OCB, загальний вигляд якого наведено на рис. 3.10.



Рисунок 3.10 Датчик температури серії D6T OMRON OCB

Основні технічні характеристики перетворювача D6T-32L-01A:

Робочий діапазон температур об'єкта- 0°C-80°C;

Напруга живлення – 4,5-5,5 В;

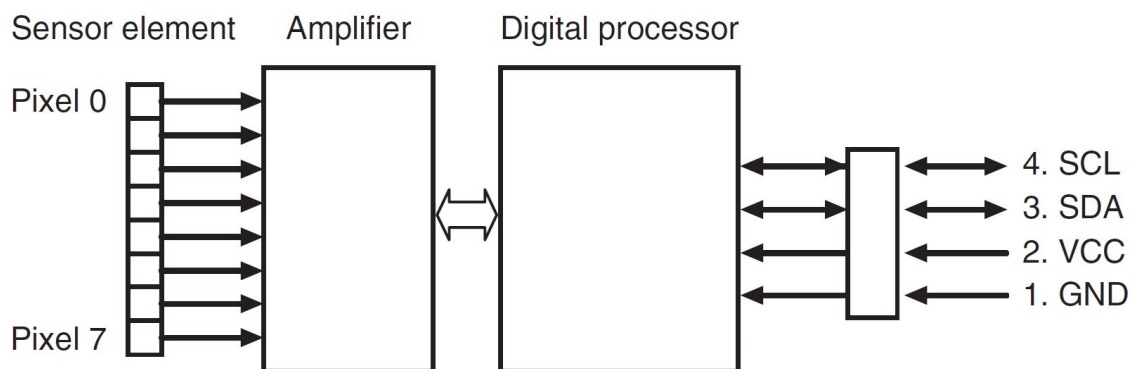
Робочий струм – 19 мА;

Кут огляду (по кожній з координат) - 90°;

Кількість елементів матриці – 1024 (32×32);

Роздільна температурна здатність (NEDT) – 0,33°C (цикл вимірювань 0,2 сек, для 4 центральних пікселів).

Схему підключення елементів сенсора наведено на рис. 3.11



Note: The D6T-44L-06/06H has pixels 0 to 15.

The D6T-1A-01/02 has pixel 0.

The D6T-32L-01A has pixel 0 to 1023.

Рисунок 3.11 Схема конфігурації датчиків температури серії D6T OMRON OCB

### 3.4 Розрахунок і синтез оптичної системи фокусування

Для наступних розрахунків необхідно визначити різницю даного лазера. Характеристики випромінювання інжектваного лазера значною мірою залежать від відповідної поперечної та бічної структури кристала лазера, малих розмірів та специфіки хвилеводу лазерної порожнини.

Для напівпровідникових гетероструктур через малу ширину активного шару (з урахуванням площі дифузії заряду 2 мкм) зазначена довжина хвилі (для

0,89 мкм) у напрямку, перпендикулярному до кристалічної площини (вертикальному), в основному обумовлена дифракційною розбіжністю [23]:

$$\theta_{\perp} = \theta_{\text{диф}}^{\perp} = \frac{1,22\lambda}{nh} \approx \frac{1,22 \cdot 1,064}{3,56 \cdot 2} = 0,1823 \text{ рад.}$$

Дифракційна різниця в горизонтальному напрямку незначна:

$$2\theta_{\parallel} = \theta_{\text{диф}}^{\parallel} = \frac{1,22\lambda}{nd_n} \approx \frac{1,22 \cdot 1,064}{3,56 \cdot 20} = 0,0182 \text{ рад.}$$

Для подальших розрахунків необхідно врахувати максимальну (вертикальну) різницю.

Обчислити конфокальні параметри даного резонатора для конкретної різниці:

$$R_e = \frac{2\lambda}{\pi\theta^2} = \frac{2 \cdot 1,064 \cdot 10^{-6}}{3,1416 \cdot 0,1823^2} = 20,38 \cdot 10^{-6} \text{ м.}$$

Для фокусування пучка лазера у пляму малих розмірів можливо застосувати тонку короткофокусну збиральну лінзу (рис. 3.12).

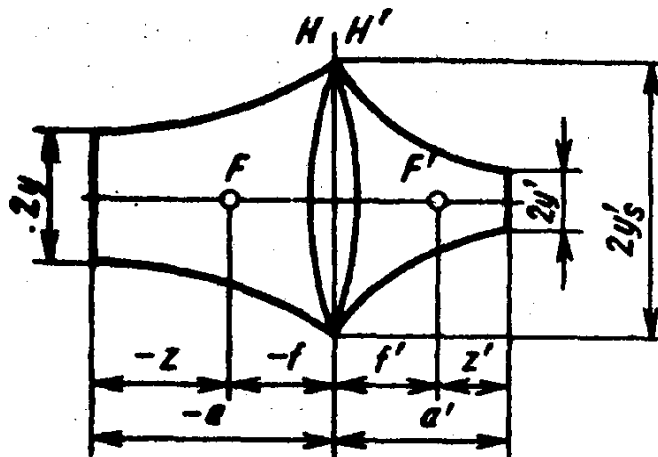


Рисунок 3.12. Перетворення лазерного пучка тонкою збиральною лінзою

Конфокальний параметр пучка, перетвореного лінзою із фокусною відстанню 1см, встановленою встик із лазером (відстань від лінзи до перетяжки  $a=25\text{мкм}$ , оскільки перетяжка у резонаторі в центрі):

$$R'_e \approx \frac{R_e}{(1 + a/f')^2 + (\frac{R_e}{2f'})^2} \approx 23,19 \cdot 10^{-6} \text{ м}.$$

Дифракційне та абераційне збільшення діаметра пучка при фокусуванні лазера у пучок із малим поперечним перерізом визначається за формулою [19]:

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

де  $D$  - діаметр вхідної зіниці системи (враховуємо  $20\text{мкм}$ ),  $\Delta y'$  - 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:

$$2y' = \sqrt{\frac{2 \cdot 0,89 \cdot 24,36}{3,141}} \cdot 10^{-6} \text{ м} + 1,22 \frac{0,89 \cdot 10^{-6} \cdot 10 \cdot 10^{-6}}{20 \cdot 10^{-6}} \approx 4,258 \text{ мкм}.$$

Тобто, дифракційне та абераційне збільшення плями є досить малим.

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

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

Задана оптична система забезпечить фокусування на відстані  $50\text{ см}$  у пляму:

$$\delta = 2 \cdot 0,5 \cdot \text{tg} 0,1843 = 0,184 \text{ м}.$$

Бачимо, що однокомпонентна система з тонкої позитивної лінзи ніяк реально не може забезпечити фокусування плями вказаних розмірів у волокно діаметром 1мм на такій відстані.

Для фокусування випромінювання можливо використати систему, яка складається з послідовно розташованих за лазером двохкомпонентної афокальної насадки та об'єктива з фокусною відстанню  $f_3$  (труба Галілея у зворотньому ході - рис.6). Така система дозволяє отримати великі відстані від останньої компоненти до площини перетяжки перетвореного пучка при збереженні малої еквівалентної фокусної відстані  $f_e$  всієї системи [23].

Оскільки збільшення діаметру пучка пропорційне поперечному кутовому збільшенню, необхідна для поставленої задачі афокальна насадка повинна забезпечити зменшення розбіжності лазера у  $\gamma_0 = \frac{1}{\beta_0} = -\frac{f_1'}{f_2'}$ , тобто забезпечити кутове збільшення  $\gamma_0 = \frac{\delta'}{\delta} = 5,43 \cdot 10^{-3}$ .

Конфокальний параметр пучка, перетвореного такою системою:

$$R_e' = \frac{R_e}{\gamma^2} = \frac{24,36 \cdot 10^{-6}}{5,43^2 \cdot 10^{-6}} = 0,8247 \text{ м}.$$

Діаметр вихідної зіниці телескопічної системи

$$D' = \frac{D}{\gamma} = \frac{20 \cdot 10^{-6}}{5,434 \cdot 10^{-3}} = 3,683 \text{ мм}.$$

Діаметр другого компонента приймаємо рівним діаметру вхідної зіниці внаслідок малого кута розбіжності, тобто  $D_2 = D_1$ .

Фокусну відстань першого компонента  $f_1'$  обираємо із розрахунку, що відносний отвір  $D_1/f_1'$  із абераційних міркувань не повинен бути більше 1/3. Тобто

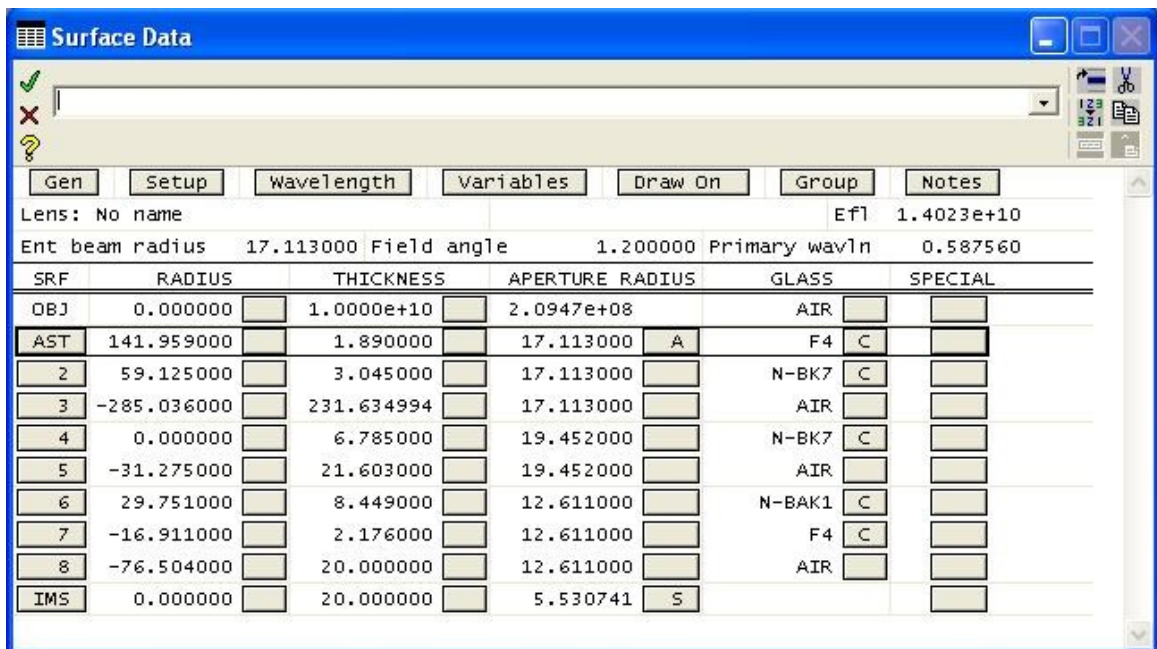
$$f_1' = 3D = 60 \text{ мкм}.$$

Фокусна відстань другого компонента  $f_2'$ :

$$f'_2 = -\frac{f'_1}{\gamma_0} = \frac{60 \cdot 10^{-6}}{5,43 \cdot 10^{-3}} = 11,05 \text{ мм} .$$

Отже, при використанні волокна діаметром серцевини 1мм, діаметр сфокусованої плями при застосуванні афокальної насадки із вказаними параметрами дозволяє забезпечити передачу енергії лазерного випромінювання без додаткових втрат при введенні у волокно.

Використовуючи результати, отримані вище, об'єднаємо системи фокусууючої лінзи і афокальної насадки, створивши файл вхідних даних для системи у цілому. Вхідні дані для розрахунку оптичних параметрів системи у програмі OSLO зображені на рис. 3.13.



The screenshot shows the 'Surface Data' window in OSLO. It contains a table with columns: SRF, RADIUS, THICKNESS, APERTURE RADIUS, GLASS, and SPECIAL. The table lists surfaces from OBJ to IMS. The 'AST' surface is highlighted in blue.

SRF	RADIUS	THICKNESS	APERTURE RADIUS	GLASS	SPECIAL
OBJ	0.000000	1.0000e+10	2.0947e+08	AIR	
AST	141.959000	1.890000	17.113000	F4	C
2	59.125000	3.045000	17.113000	N-BK7	C
3	-285.036000	231.634994	17.113000	AIR	
4	0.000000	6.785000	19.452000	N-BK7	C
5	-31.275000	21.603000	19.452000	AIR	
6	29.751000	8.449000	12.611000	N-BAK1	C
7	-16.911000	2.176000	12.611000	F4	C
8	-76.504000	20.000000	12.611000	AIR	
IMS	0.000000	20.000000	5.530741	S	

Рисунок 3.13 – Вхідні дані для параксіального аналізу системи

Оптична схема системи, побудована за цими даними наведена на рис.

3.14.

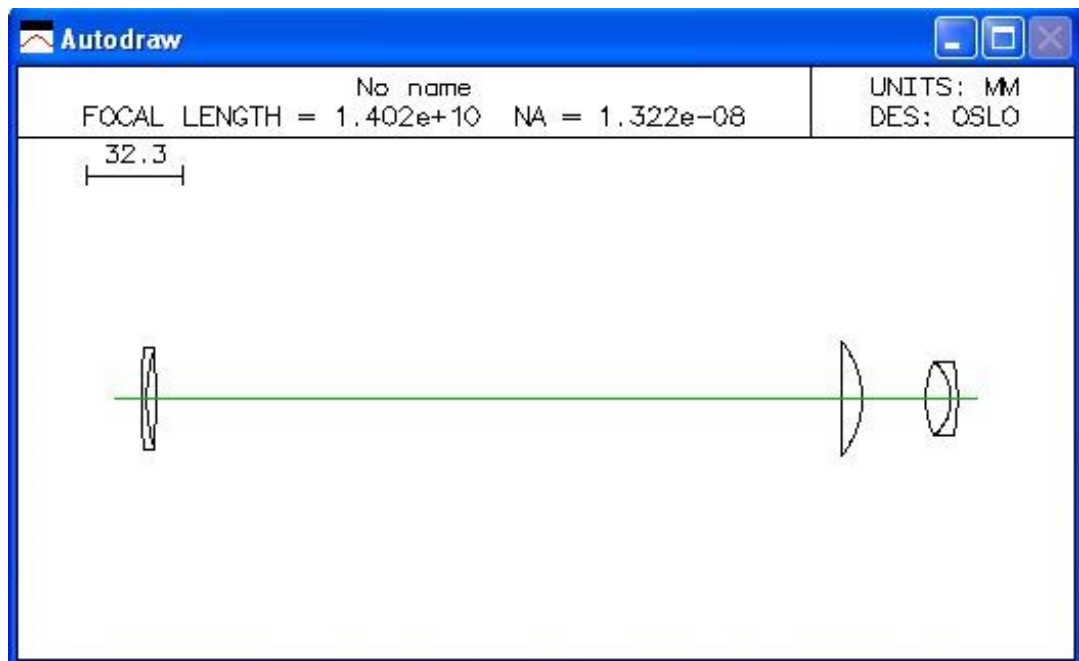


Рисунок 3.12 – Оптична схема фокусувальної системи

Результати розрахунку основних оптичних параметрів системи наведені на рис. 3.13.

*PARAXIAL SETUP OF LENS			
<b>APERTURE</b>			
Entrance beam radius: *	17.113000	Image axial ray slope:	-1.1999e-05
Object num. aperture:	1.7113e-06	F-number:	4.0972e+08
Image num. aperture:	1.1999e-05	Working F-number:	4.1670e+04
<b>FIELD</b>			
Field angle: *	1.200000	Object height:	-2.0947e+05
Gaussian image height:	1.4686e+06	Chief ray ims height:	-2.937181
<b>CONJUGATES</b>			
Object distance:	1.0000e+07	Srf 1 to prin. pt. 1:	1.1234e+11
Gaussian image dist.:	-2.0340e+05	Srf 8 to prin. pt. 2:	-1.6023e+10
Overall lens length:	275.582994	Total track length:	1.0000e+07
Paraxial magnification:	-7.010977	Srf 8 to image srf:	38.960409
<b>OTHER DATA</b>			
Entrance pupil radius:	17.113000	Srf 1 to entrance pup.:	--
Exit pupil radius:	2.440886	Srf 8 to exit pupil:	18.960409
Lagrange invariant:	-0.358466	Petzval radius:	-33.019428
Effective focal length:	1.4023e+10		
<b>SPOT DIAGRAMS</b>			
Aperture divisions:	17.030000	Gaussian apod. spec.:	Off

Рисунок 3.13 – Основні оптичні параметри системи



### **3.5 Висновки до розділу 3**

У розділі було запропоновано структурну схему лазерної системи для косметології, до неї входять: випромінювач з двома лазерними модулями, які з'єднані волоконним Y-розгалужувачем, мікропроцесор, блок індикації, оптична система, блок живлення, датчик температурного контролю. Обґрунтовано вибір елементної бази лазерної косметологічної системи. Проаналізовано характеристики запропонованих лазерних модулів CYFL-MEGA (Keopsys) і FC650DL140. Розраховано характеристики оптичної системи фокусування та лазерних модулів випромінювача. Проведено параксіальний та конструктивний аналіз фокусувальної системи з використанням пакету прикладних програм OSLO.

Реалізація запропонованого засобу на конструктивно та функціонально завершених модулях дозволяє скоротити час розробки, зменшити витрати на неї та спростити процес лазерного опромінення.

## 4. ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

### 4.1 Проведення наукового аудиту науково-дослідної роботи розробки волоконного лазера для косметологічної медицини

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації.

В даному випадку розробка волоконного лазера для косметологічної медицини характеризується відносно новим рівнем, що передбачає наявність елементів новизни в постановці задачі і методах дослідження; результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; знайдено новий зв'язок між явищами. В принципі, відомі положення поширено на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення; розроблено більш прості способи для досягнення відомих результатів; проведено часткову раціональну модифікацію (з ознаками новизни) і становить – 30%.

Рівень теоретичного опрацювання за темою дослідження становить – 60%.

Показник, який характеризує науковий ефект, визначається за формулою:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}} = 0,6 \cdot 0,3 + 0,4 \cdot 0,6 = 0,42,$$

де  $k_{\text{нов}}$ ,  $k_{\text{теор}}$  – показники ступенів новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, бали; 0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

Відповідно до граничних значень показників наукового ефекту розробка характеризується достатнім рівнем новизни.

#### 4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту розробки волоконного лазера для косметологічної медицини

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності, тобто під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи [27].

Таблиця 4.1 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки

Критерії	Експерти		
	Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
	Бали, виставлені експертами		
Технічна здійсненність концепції	2	2	2
Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	3	3
Ринкові переваги (ціна продукту)	4	2	3
Ринкові переваги (технічні властивості)	3	2	2
Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	2	2	2
Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	2
Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	3
Практична здійсненність (наявність фахівців)	2	3	2
Практична здійсненність (наявність фінансів)	3	3	3
Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	3	2
Практична здійсненність (термін реалізації)	3	3	2
Практична здійсненність (розробка документів)	2	2	2
Сума балів	32	30	28
Середньоарифметична сума балів, СБ	30		

Для проведення комерційного та технологічного аудиту залучаємо 3-х незалежних експертів, якими є провідні викладачі кафедри БМІОЕС [27].

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу здійснено із застосуванням п'ятибальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, а результати наведено у таблиці 4.1.

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4. 1 робимо висновок про те, що науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки – середній.

#### **4.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи волоконного лазера для косметологічної медицини**

Витрати на оплату праці

Витрати на основну заробітну плату дослідників ( $Z_0$ ) розраховують відповідно до посадових окладів працівників, за формулою [27]:

$$Z_0 = \frac{M}{T_p} \cdot t,$$

де  $M$  – місячний посадовий оклад конкретного розробника (інженера, дослідника, науковця тощо), грн.;  $T_p$  – число робочих днів в місяці; приблизно  $T_p = (21 \dots 23)$  дні;  $t$  – число робочих днів роботи розробника (дослідника).

Зроблені розрахунки зводимо до таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Витрати на заробітну плату дослідників

Посада	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
Програміст	18000	818	30	16360
Інженер-електронік	17000	773	45	34785
Інженер-оптик	17000	773	15	11595
Всього:				62740

### Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ( $Z_p$ ) за відповідними найменуваннями робіт розраховують за формулою [27]:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i,$$

де  $C_i$  – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;  $t_i$  – час роботи робітника на виконання певної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду  $C_i$  можна визначити за формулою [27]:

$$C_i = \frac{M_m \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{zm}},$$

де  $M_m$  – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи або мінімальної місячної заробітної плати (залежно від діючого законодавства), грн;  $K_i$  – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду;  $K_c$  – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати;  $T_p$  – середня кількість робочих днів в місяці, приблизно  $T_p = 21 \dots 23$  дні;  $t_{zm}$  – тривалість зміни, год.

Таблиця 4.3 – Витрати на заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудомісткість, н-год.	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка	Тариф. коеф.	Величина, грн.
Налагодження	5	4	172	1,27	860
Механічна зборка	4	4	172	1,27	688
Юстування оптичних вузлів	5	4	172	1,27	860
Всього					2408

Додаткова заробітна плата  $Z_d$  всіх розробників та робітників, які брали участь у виконанні даного етапу роботи, розраховується як (10...12)% від суми основної заробітної плати всіх розробників та робітників, тобто:

$$Z_d = 0,1 \cdot (Z_o + Z_p) = 0,1 \cdot (62740 + 2408) = 6515 \text{ грн.}$$

Нарахування на заробітну плату  $N_{zp}$  розробників та робітників, які брали участь у виконанні даного етапу роботи, розраховуються за формулою:

$$\begin{aligned} N_{zp} &= 0,22 \cdot (Z_o + Z_p + Z_d) = \\ &= 0,22 \cdot (62740 + 2408 + 6515) = 15766 \text{ грн.} \end{aligned}$$

де  $Z_o$  – основна заробітна плата розробників, грн.;  $Z_p$  – основна заробітна плата робітників, грн.;  $Z_d$  – додаткова заробітна плата всіх розробників та робітників, грн.;  $\beta$  – ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, % (приймаємо для 1-го класу професійності ризику 22%).

#### Витрати на сировину та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби й предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за прямим призначенням згідно з нормами їх витрачання, а також витрачені придбані напівфабрикати, що підлягають монтажу або виготовленню й додатковій обробці в цій організації, чи дослідні зразки, що виготовляються виробниками за документацією наукової організації.

Витрати на матеріали ( $M$ ) у вартісному вираженні розраховуються окремо для кожного виду матеріалів за формулою [27]:

$$M = \sum_{j=1}^n N_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n V_j \cdot C_{vj},$$

де  $N_j$  – норма витрат матеріалу  $j$ -го найменування, кг;  $n$  – кількість видів матеріалів;  $C_j$  – вартість матеріалу  $j$ -го найменування, грн/кг;  $K_j$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ );  $V_j$  – маса відходів  $j$ -го найменування, кг;  $C_{vj}$  – вартість відходів  $j$ -го найменування, грн/кг.

Таблиця 4.4 – Матеріали, що використовуються при розробці

Найменування матеріалу	Ціна за одиницю, грн.	Витрачено	Вартість витраченого матеріалу, грн.
Флюс ФКСН	4	0,05	0,2
Припій	5	0,05	0,2
Провід МГТФ-0,15	50	4	200
Друкована плата	200	1	200
З врахуванням коефіцієнта транспортування			440

Розрахунок витрат на комплектуючі.

Витрати на комплектуючі  $K$ , що були використані під час виконання даного етапу роботи, розраховуються за формулою [27]:

$$K = \sum_{1}^{n} N_i \cdot C_i \cdot K_i,$$

де  $N_i$  – кількість комплектуючих  $i$ -го виду, шт.;  $C_i$  – ціна комплектуючих  $i$ -го виду, грн.;  $K_i$  – коефіцієнт транспортних витрат,  $K_i = (1, 1 \dots 1, 15)$ ;  $n$  – кількість видів комплектуючих.

Таблиця 4.5 - Комплектуючі, що використані на розробку

Найменування	Ціна, грн.	Витрачено, шт.	Вартість, грн
Лазерний волоконний модуль	25000	1	25000
Коліматор	100	2	200
Сканер	2000	1	2000
Блок керування лазером	2500	1	2500
Блок живлення	1200	1	1200
Оптичне волокно	500	1	500
Роз'єми	50	3	150
Блок індикації	500	1	500
Температурний датчик	350	1	350
Всього, з врахуванням коефіцієнта транспортних витрат			35640

## Амортизація обладнання

Амортизація обладнання, комп'ютерів та приміщень, які використовувались під час (чи для) виконання даного етапу роботи.

У спрощеному вигляді амортизаційні відрахування  $A$  в цілому бути розраховані за формулою [27]:

$$A = \frac{Цб}{Тв} \cdot \frac{t}{12},$$

де  $Цб$  – загальна балансова вартість всього обладнання, комп'ютерів, приміщень тощо, що використовувались для виконання даного етапу роботи, грн.;  $t$  – термін використання основного фонду, місяці;  $Тв$  – термін корисного використання основного фонду, роки.

Таблиця 4.6 – Амортизаційні відрахування за видами основних фондів

Найменування	Балансова вартість, грн.	Строк корисного використання, роки	Термін використання, м.	Сума амортизації, грн.
ПК	25000	5	2	833
Всього				833

## Витрати на електроенергію для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію  $Ve$ , якщо ця стаття має суттєве значення для виконання даного етапу роботи, розраховуються за формулою [27]:

$$Ve = \sum \frac{Wi \cdot ti \cdot Ce \cdot Kвпі}{ККД} = \frac{0,5 \cdot 8 \cdot 4,52 \cdot 0,5}{0,98} = 10 \text{ грн.},$$

$Wi$  – встановлена потужність обладнання, кВт;  $ti$  – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год.;  $Ce$  – вартість 1 кВт електроенергії, грн.;  $Kвпі$  – коефіцієнт використання потужності;  $ККД$  – коефіцієнт корисної дії обладнання.

В даному випадку працює лише ПК із наступними параметрами: потужність ПК – 0,5 кВт, тривалість роботи ПК – 8 годин,  $ККД$  – 0,98,  $Kвпі$  – 0,5. Вартість 1 кВт електроенергії за даними енергопостачальної компанії у 2022 році становить 4,52 грн.

## Службові відрядження



До статті «Службові відрядження» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуються як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$V_{св} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{св}}{100\%} = (62740 + 2408) \cdot \frac{25}{100} = 16287 \text{ грн.},$$

Де  $H_{св}$  – норма нарахування за статтею «Службові відрядження».

#### Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуються як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_v = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{iv}}{100\%} = (62740 + 2408) \cdot \frac{70}{100} = 45604 \text{ грн.},$$

де  $H_{iv}$  – норма нарахування за статтею «Інші витрати».

#### Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуються як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою [27]:

$$\text{Внзв} = (\text{З}_0 + \text{З}_р) \cdot \frac{\text{Ннзв}}{100\%} = (62740 + 2408) \cdot \frac{100}{100} = 65148 \text{ грн.},$$

де Ннзв – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати».

Витрати на проведення науково-дослідної роботи

Витрати на проведення науково-дослідної роботи розраховуються як сума всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$\begin{aligned} \text{Взаг} &= \text{З}_0 + \text{З}_р + \text{З}_{\text{дод}} + \text{З}_м + \text{М} + \text{Кв} + \text{Вспец} + \text{Впрг} + \text{Аобл} + \text{Ве} + \\ &\quad + \text{Всв} + \text{Всп} + \text{Ів} + \text{Внзв} = \\ &= 62740 + 2408 + 6515 + 15766 + 440 + 35640 + 833 + 10 + 16287 \\ &\quad + 45604 + 65148 = 251391 \text{ грн.} \end{aligned}$$

### **4.3 Загальні витрати на розробку волоконного лазера для косметологічної медицини**

Загальні витрати ЗВ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховуються за формулою [27]:

$$\text{ЗВ} = \frac{\text{Взаг}}{\eta} = \frac{251391}{0,7} = 359130 \text{ грн.},$$

де  $\eta$  – коефіцієнт, що характеризує етап виконання науково-дослідної роботи. Так, якщо науково-технічна розробка знаходиться на стадії: науково-дослідних робіт, то  $\eta = 0,1$ ; технічного проектування, то  $\eta = 0,2$ ; розробки конструкторської документації, то  $\eta = 0,3$ ; розробки технологій, то  $\eta = 0,4$ ; розробки дослідного зразка, то  $\eta = 0,5$ ; розробки промислового зразка, то  $\eta = 0,7$ ; впровадження, то  $\eta = 0,9$ .

#### 4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки волоконного лазера для косметологічної медицини за її можливої комерціалізації потенційним інвестором

В ринкових умовах узагальнюючим позитивним результатом, що його може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження результатів тієї чи іншої науково-технічної розробки, є збільшення у потенційного інвестора величини чистого прибутку.

В даному випадку відбувається розробка, тому основу майбутнього економічного ефекту буде формувати:  $\Delta N$  – збільшення кількості споживачів, яким надається відповідна інформаційна послуга в аналізовані періоди часу;  $N$  – кількість споживачів, яким надавалась відповідна інформаційна послуга у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки;  $C_b$  – вартість послуги у році до впровадження інформаційної системи;  $\pm\Delta C_o$  – зміна вартості послуги (зростання чи зниження) від впровадження результатів науково-технічної розробки в аналізовані періоди часу.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора  $\Delta\Pi_i$  для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховується за формулою [27]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N_i) \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\vartheta}{100}\right),$$

де  $\pm\Delta C$  – зміна основного якісного показника від впровадження результатів науково-технічної розробки в аналізованому році. Зазвичай, таким показником може бути зміна ціни реалізації одиниці нової розробки в аналізованому році (відносно року до впровадження цієї розробки);  $\pm\Delta C_o$  може мати як додатне, так і від'ємне значення (від'ємне – при зниженні ціни відносно року до впровадження цієї розробки, додатне – при зростанні ціни);  $N$  – основний кількісний показник, який визначає величину попиту на аналогічні чи подібні розробки у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки;

Цо – основний якісний показник, який визначає ціну реалізації нової науково-технічної розробки в аналізованому році; Цб – основний якісний показник, який визначає ціну реалізації існуючої (базової) науково-технічної розробки у році до впровадження результатів;  $\Delta N$  – зміна основного кількісного показника від впровадження результатів науково-технічної розробки в аналізованому році. Зазвичай таким показником може бути зростання попиту на науково-технічну розробку в аналізованому році (відносно року до впровадження цієї розробки);  $\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2022 році ставка податку на додану вартість становить 20%, а коефіцієнт  $\lambda = 0,8333$ ;  $\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту (послуги). Рекомендується брати  $\rho = 0,2 \dots 0,5$ ;  $\vartheta$  – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2022 році  $\vartheta = 18\%$ .

Очікуваний термін життєвого циклу розробки волоконного лазера для косметологічної медицини 5 років, тому:

$$\Delta\Pi_i = (-80000 + 120000) \cdot 0,8333 \cdot 0,3 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) \cdot 10 = 78720 \text{ грн.}$$

Далі розраховують приведену вартість збільшення всіх чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки [27]:

$$\text{ПП} = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t} = \frac{393600}{(1 + 0,1)^{0,5}} = 375283 \text{ грн.,}$$

де  $\Delta\Pi$  – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, грн.;  $T$  – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;  $\tau$  – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні,  $\tau = 0,05 \dots 0,15$ ;  $t$  – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

Далі розраховують величину початкових інвестицій  $PV$ , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки. Для цього можна використати формулу:

$$PV = k_{\text{інв}} \cdot 3B = 1 \cdot 359130 = 359130 \text{ грн.}$$

де  $k$  – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію. Це можуть бути витрати на підготовку приміщень, розробку технологій, навчання персоналу, маркетингові заходи тощо; зазвичай  $k_{\text{інв}}=2\dots 5$ , але може бути і більшим;  $3B$  – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, грн.

Тоді абсолютний економічний ефект  $E_{\text{абс}}$  або чистий приведений дохід для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 375283 - 359130 = 16153 \text{ грн.},$$

де  $\text{ПП}$  – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, грн.;  $PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій, грн.

Оскільки  $E_{\text{абс}} > 0$ , то можемо припустити про потенційну зацікавленість інвесторів у розробці.

Для остаточного прийняття рішення з цього питання необхідно розрахувати внутрішню економічну дохідність  $E_{\text{в}}$  або показник внутрішньої норми дохідності вкладених інвестицій та порівняти її з так званою бар'єрною ставкою дисконтування, яка визначає ту мінімальну внутрішню економічну дохідність, нижче якої інвестиції в будь-яку науково-технічну розробку вкладати буде економічно недоцільно.

Внутрішня економічна дохідність інвестицій  $E_{\text{в}}$ , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки, розраховується за формулою [27]:

$$E_{\text{в}} = \sqrt[T_{\text{ж}}]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} = \sqrt[5]{1 + \frac{16153}{359130}} = 1,009,$$

де  $T_{\text{ж}}$  – життєвий цикл розробки, роки.

Визначимо бар'єрну ставку дисконтування тмін, тобто мінімальну внутрішню економічну дохідність інвестицій, нижче якої кошти у впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію вкладатися не будуть.

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій тмін визначається за формулою:

$$t_{\text{мін}} = d + f = 0,9 + 0,05 = 0,95,$$

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2020 році в Україні  $d = 0,9 \dots 0,12$ ;  $f$  – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій; зазвичай величина  $f = 0,05 \dots 0,5$ , але може бути і значно вищою.

Оскільки  $E_B > t_{\text{мін}}$ , то потенційний інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні впровадження науково-технічної розробки та виведенні її на ринок, тобто в її комерціалізації.

Далі розраховуємо період окупності інвестицій  $T_0$ , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_0 = \frac{1}{E_B} = \frac{1}{1,009} = 0,99 \text{ року.}$$

Оскільки  $T_0 < 3$ -х років, то це свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки волоконного лазера для косметологічної медицини і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження цієї розробки та виведення її на ринок.

#### **4.5 Висновки до розділу 4**

Економічна частина даної магістерської роботи містить розрахунок витрат на розробку та виготовлення нового технічного рішення сума яких складає 359130 гривень. Було прогнозовано орієнтовану величину витрат по кожній з статей витрат. Також обраховано величину приведенного прибутку, який може отримати виробник від реалізації нового технічного рішення, знайдено термін

окупності витрат для виробника, що становить менше 1 року та величину абсолютної ефективності вкладених інвестицій у розробку волоконного лазера для косметологічної медицини, яка склала 16153 грн.

В результаті аналізу розрахунків можна зробити висновок, що розроблений засіб характеризується високими показниками якості та конкурентоспроможності і даний проект є привабливим з точки зору інвестиційної політики.

## ВИСНОВКИ

У магістерській роботі здійснено аналіз методів і засобів лазерної хірургії та косметологічної терапії, проведено класифікацію сучасних автоматизованих засобів лазерної косметології шкіри та порівняльний аналіз лазерів та систем на їх основі для естетичної хірургії (відновлення) шкіри за основними технічними характеристиками та функціональними можливостями. Обґрунтовано вибір оптичного пірометричного методу для контролю температури на поверхні біотканини в процесі опромінення лазером.

Проаналізовано процеси взаємодії лазерного випромінювання зі шкірою з урахуванням спектральних особливостей проникнення випромінювання у біологічній тканині.

Проведено моделювання розподілу температури у шкірі під дією лазерного випромінювання. Розраховані вихідні параметри такої взаємодії, як критична густина потоку лазерного випромінювання, швидкість нагрівання та охолодження поверхні тканини, градієнт температурного поля у глибині шкіри. Побудовано графіки залежностей відповідних параметрів для волоконного ербієвого лазера.

Подальшого розвитку отримав метод лазерного косметологічного відновлення шкіри, в якому на відміну від існуючих використовується періодичний вимірювальний контроль температури ділянок робочої зони для визначення найбільш оптимального режиму роботи лазерного випромінювача, що дозволило підвищити безпеку та інформативність процесу лазерного відновлення шкіри.

Запропоновано структурну схему лазерної системи для косметології, до неї входять: випромінювач з двома лазерними модулями, які з'єднані волоконним Y-розгалужувачем, мікропроцесор, блок індикації, оптична система, блок живлення, датчик температурного контролю. Обґрунтовано вибір елементної бази лазерної косметологічної системи. Розраховано та спроектовано оптичні та електричні схеми основних вузлів пристрою.



Розраховано економічну доцільність розробки та основні економічні показники її впровадження.

Запропоновані рішення дозволяють розширити функціональні можливості та безпеку засобів лазерної косметології шкіри за рахунок комбінації спектрального складу випромінювання двох лазерних модулів у поєднанні з автоматизованою системою температурного контролю робочої зони шкіри з високою роздільною здатністю для відповідних зон.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кульчин Ю.Н., Змеу С.Б., Субботин Е.П., Никиктин А.И. Волоконные лазеры. Учебное пособие. 2015. 67 с.
2. Дианов Е.М. Волоконные лазеры. Учебное пособие. 2004. 114 с.
3. Пихтин А. Н. Физические основы квантовой электроники и оптоэлектроники М.: Высш.шк., 1983. 304 с.
4. Стародуб Є.А., Немков Н.С. Аналіз засобів лазерної епіляції [Електронний ресурс]. НТКП ВНТУ. 2021. Режим доступу до ресурсу: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fksa/all-fksa-2021/paper/view/12284/10223>
5. Павлов С. В., Ошовська Т. Т., Тужанський С. Є. [та ін.] Ефективність застосування лазерних технологій в медичній практиці / Оптико- електронні інформаційно-енергетичні технології. 2001. №2. с. 120-123.
6. Застосування лазерів в косметології. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://studcon.org/zastosuvannya-lazeriv-v-kosmetologiyi?page=1>
7. Лазерна епіляція у Вінниці. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://www.dovidka.com/ua/commodity-base/lazernaya-epilyatsiya/>
8. Лазерная эпиляция. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.skachatreferat.ru/referaty/%D0%9B%D0%B0%D0%B7%D0%B5%D1%80%D0%BD%D0%B0%D1%8F-%D0%AD%D0%BF%D0%B8%D0%BB%D1%8F%D1%86%D0%B8%D1%8F/473791.html>
9. Принцип дії лазерів в косметології. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://medicalaser.com.ua/ua/blog-ua/lazerna-epiljatsija/lazeri-u-suchasnomu-sviti/>
10. Григорук В. І., Коротков П. А., Хижняк А. І. Лазерна фізика: Підручник. К. : «МП Леся», 1997. 480 с.
11. Неодимовий лазер Whiteshel. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://massage-systems.com.ua/ua/product/neodimovyi-lazer-whiteshel-napolniyu/>

12. GPFastDiodeLaser – Діодний лазер для епіляції.[Електронний ресурс]. Режим доступу:  
[https://cosmotrade.com.ua/uk/products/gp\\_fast\\_diode\\_diodniy\\_808nm\\_laser\\_dlya\\_epilacii/](https://cosmotrade.com.ua/uk/products/gp_fast_diode_diodniy_808nm_laser_dlya_epilacii/)
13. Шкіра: будова, функції та значення[Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://ru.osvita.ua/vnz/reports/biolog/23307/>
14. Лазеротерапія [Електронний ресурс]. Режим доступу: <https://www.profiderm.com.ua/ua/laser-therapy>
15. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. Лазерная диагностика в биологии и медицине. – М.: Наука, 1989. – 238 с.
16. Тужанський С. Є., Позднякова Т. Ю., Сахно О. М. Моделювання теплових процесів при дії лазерного випромінювання на біотканину. / Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. 2014. № 1. с. 132-138.
17. Менушенков А.П., Неволин В.Н., Петровский В.Н. Физические основы лазерных технологий: учебное пособие [для студ. высш. учебн. зав.]. М.: НИЯУ МИФИ, 2010. 212 с.
18. Как выбрать датчики температуры. URL: <http://www.aotera.com.ua/list/ru/technology/0/233.html> (дата звернення 01.11.2022).
19. Скворцов Л. А. Основы фототермической радиометрии и лазерной терморграфии. М.: ТЕХНОСФЕРА, 2017. 220 с.
20. Методы оптических измерений. [Електронний ресурс]. Режим доступу: [https://portal.tpu.ru/SHARED/s/STEPANOVSA/Study/UMKD\\_OiSI/Lecture4.pdf](https://portal.tpu.ru/SHARED/s/STEPANOVSA/Study/UMKD_OiSI/Lecture4.pdf).
21. Обзор рынка микроконтроллеров для встраиваемых приложений. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://www.russianelectronics.ru/leader-r/review/optic/349/doc/549/>
22. Кожем'яко В.П., Павлов С.В., Тарновський М.Г. Оптоелектронна схемотехніка. Навчальний посібник. Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. - 189 с.

23. Заказнов Н.П. Теория оптических систем: Учебник для приборостроительных специальностей вузов / Н.П. Заказнов, С.И. Кирюшин, В.Н. Кузичев. М.: Машиностроение, 1992. 448 с.

24. Кожем'яко В.П., Тарновський М.Г. Прикладна оптика: навч. посіб. Ч. 1. Основи теорії оптичних систем. ВНТУ. Вінниця: ВНТУ, 2017. 107 с.

25. Міхеєнко Л.А., Мамута М.С. Оптичні вимірювання: Навчальний посібник. К.: НТУУ «КПІ», 2014. 190 с.

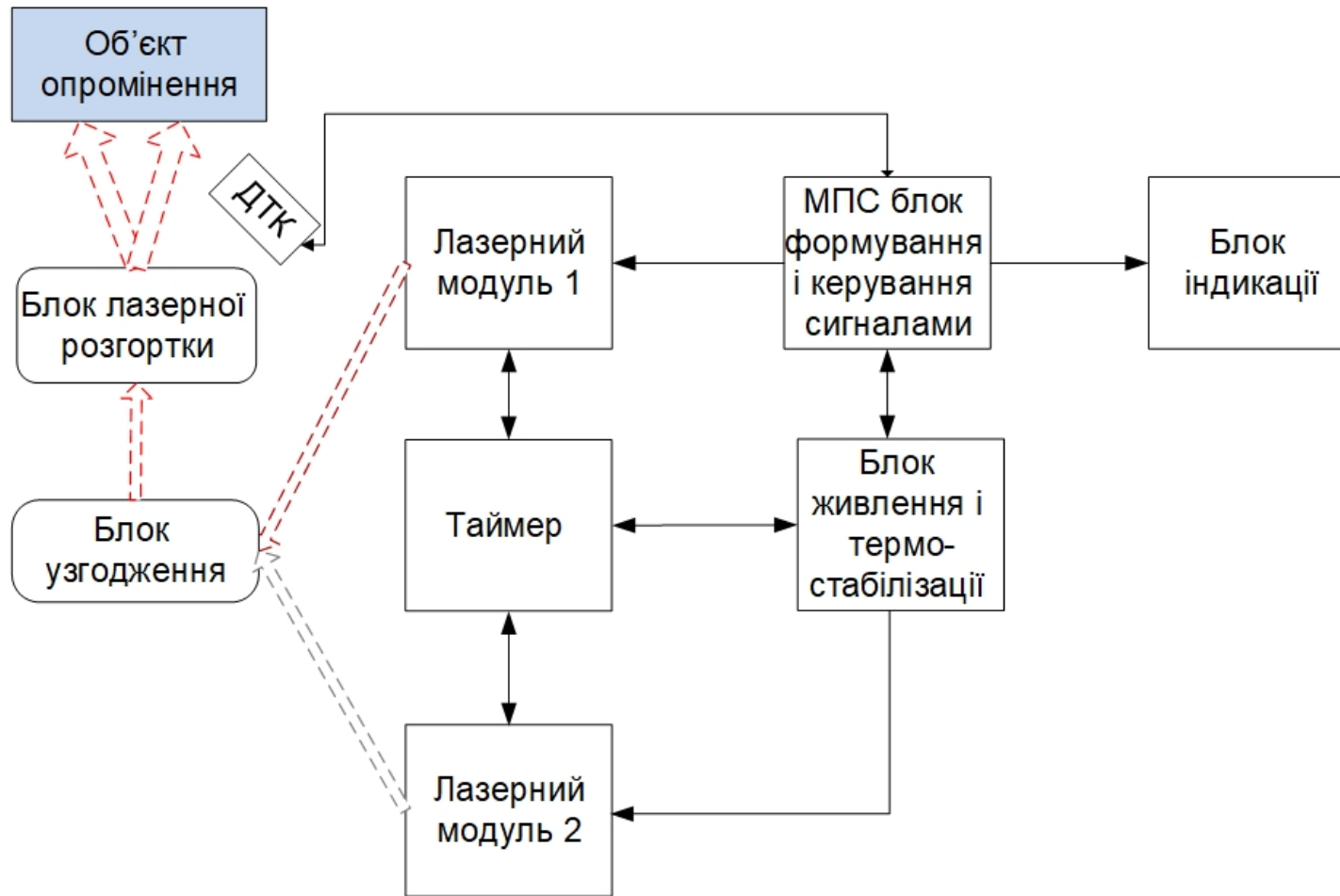
26. Андреев А.Н., Гаврилов Е.В., Ишанин Г.Г. Оптические измерения: Учеб. пособие. М.: Университетская книга; Логос, 2008. 416 с.

27. Козловський В. О. Методичні вказівки до виконання студентами-магістрантами економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. Вінниця: ВНТУ, 2012. 22 с.

## **ДОДАТКИ**

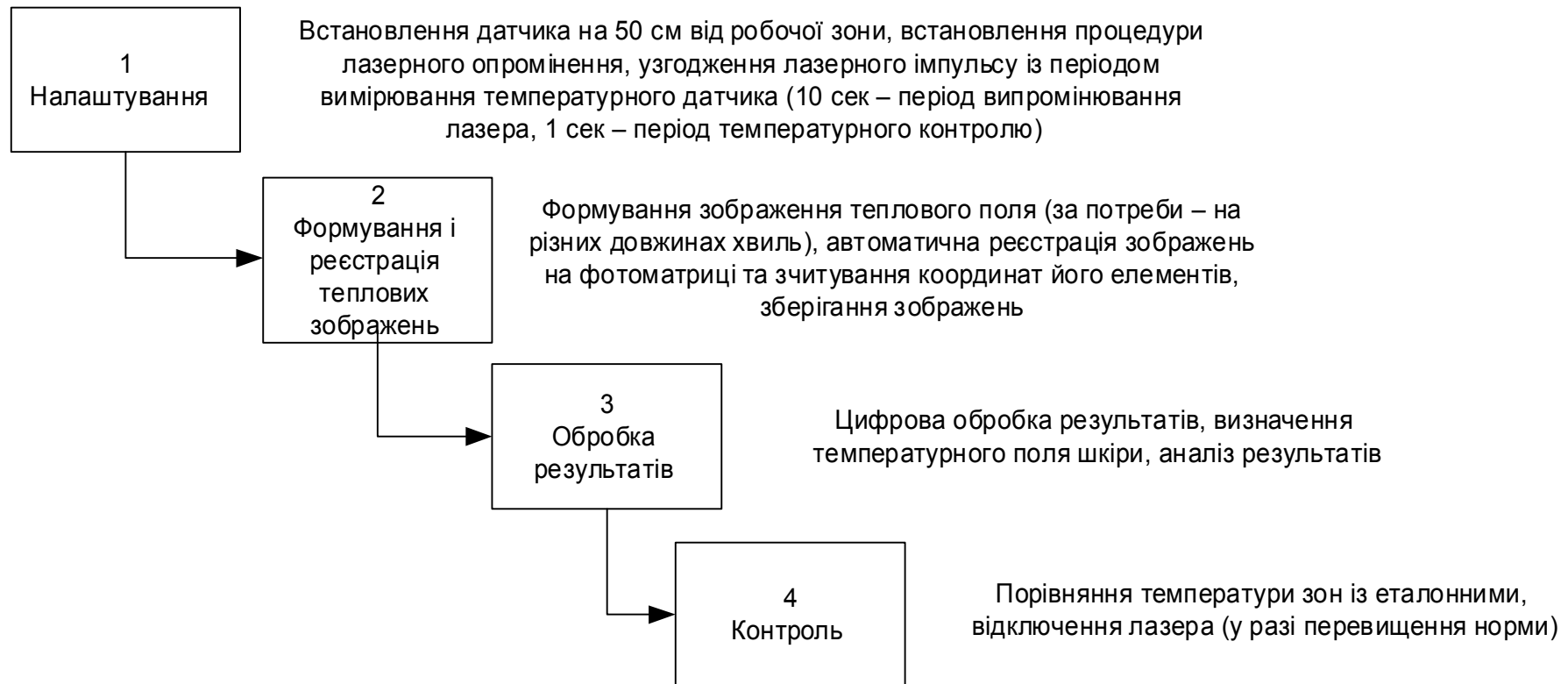
Додаток А  
(обов'язковий)

Схема структурна лазерної волоконної системи для косметичної медицини



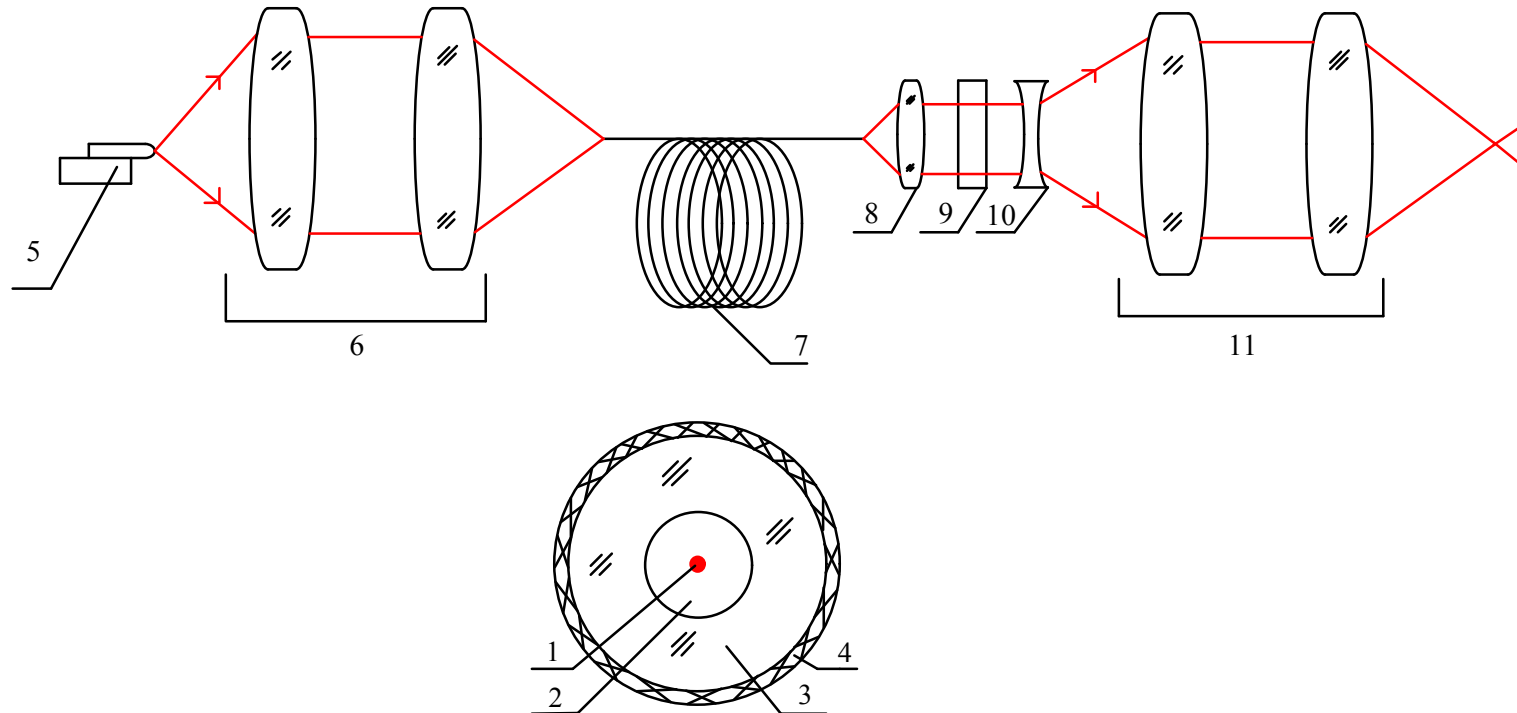
Додаток Б  
(обов'язковий)

Схема методу температурного контролю робочої зони опромінення при лазерній косметології шкіри



Додаток В  
(обов'язковий)

Оптична схема волоконного ербієвого лазерного модуля для системи косметичної медицини

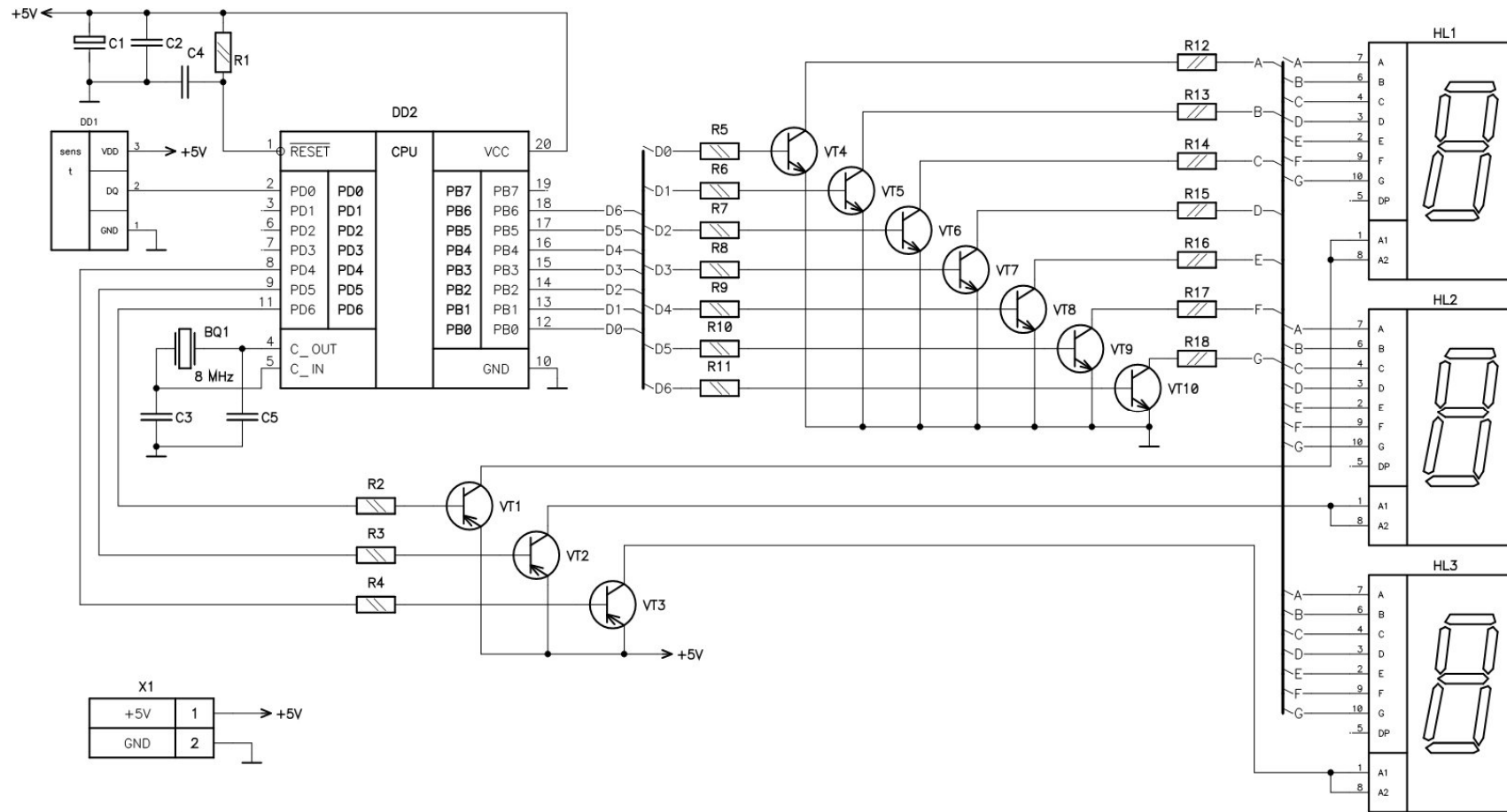


- 1 - активне ядро з Er (8 мкм); 2 - кварцова серцевина (1000 мкм); 3 - полімерна оболонка; 4 - захисне покриття;  
 5 - лазерний діод; 6 - оптична система накачування; 7 – активне волокно (40 м); 8 - коліматор; 9 - модулятор;  
 10,11 - фокусуюча система



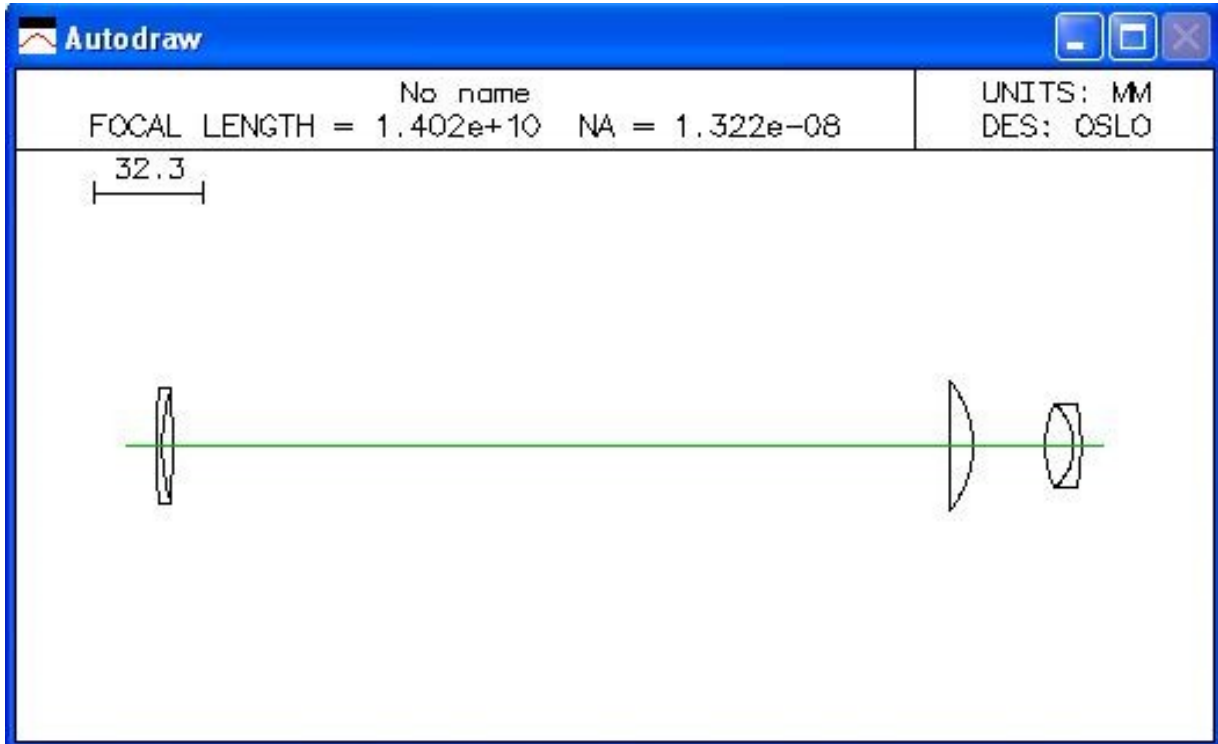
## Додаток Г (обов'язковий)

Схема електрична функціональна МП блоку температурного контролю та індикації  
волоконної лазерної системи косметичної медицини



Додаток Д  
(обов'язковий)

Оптична схема фокусувальної системи волоконного лазера (OSLO)



Додаток Е  
(обов'язковий)

99

ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Волоконний лазер для косметологічної медицини

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота  
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС  
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unischek

Оригінальність 88% Схожість 12%

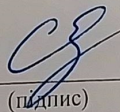
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень

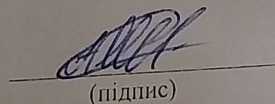
Особа, відповідальна за перевірку

  
(підпис)

Тужанський С.Є.  
(прізвище, ініціали)

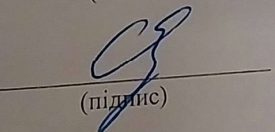
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unischek щодо роботи

Автор

  
(підпис)

Стародуб Є.А.  
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи

  
(підпис)

Тужанський С.Є.  
(прізвище, ініціали)