

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


**МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**

на тему:

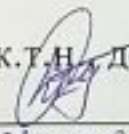
**«Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин»**

Виконав: студент 2 курсу групи ЛТО-22м  
спеціальності 152 – Метрологія та  
інформаційно-вимірювальна техніка  
освітньої програми «Лазерна техніка та  
оптоінформатика»

 Нємков Н.С.


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

« 05 » 12 2023 р.

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

« 06 » 12 2023 р.

**Допущено до захисту**

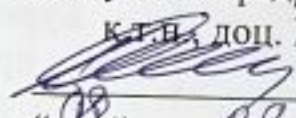
 Завідувач кафедри БМІОЕС

к.т.н., доц. Коваль Л.Г.

(прізвище та ініціали)

« 05 » 12 2023 р.

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.  
  
«08» 09 2023 р.

## ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Немкову Никіті Сергійовичу

1. Тема роботи: Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин  
Керівник роботи Тужанський Станіслав Євгенович, к.т.н., доцент каф.  
БМІОЕС, затверджені наказом ВНТУ від 18.09.2023 р., №247

2. Строк подання студентом магістерської дипломної роботи: 10.12.2023  
р.


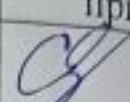
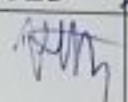
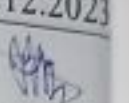
3. Вихідні дані до роботи:

Метод дії – лазерна фотокоагуляція судин через волоконний світловод, склад системи: випромінювач – діодний лазер 1 (довжина хвилі 810 нм, оптична потужність 20 Вт), діодний лазер 2 (довжина хвилі 980 нм, оптична потужність 20 Вт); система доставки випромінювання - оптичний об'єднувач, багатомодове волокно із світловодним інструментом; блок візуалізації та контролю - інфрачервоний (або ультразвуковий) сканер, мікроконтролер.

4. Зміст текстової частини: вступ, аналіз сучасних методів і засобів лазерної хірургії судин, аналіз технічних засобів візуалізації судин; моделювання теплової дії хірургічного лазера на біотканину, удосконалення методу лазерної хірургії судин із візуальним контролем операційної зони, розрахунок електричних і оптичних характеристик лазерів та інших складових засобу; проектування оптико-електронних вузлів та волоконного блоку узгодження випромінювання; аналіз лазерної безпеки; висновки




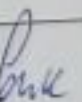
5. Перелік ілюстративного матеріалу: узагальнена структурна схема засобу лазерної волоконної хірургії судин (E1); блок-схема методу лазерної хірургії судин (E1); електричні функціональні схеми драйверів лазерних діодів (E1); оптична схема узгодження випромінювача (E1); структурна електрична схема блоку керування і візуалізації (E1)

### 6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
1-3	Тужанський С.Є., к.т.н., доцент каф. БМІОЕС	 04.09.2023	 05.12.2023
4	Буреннікова Н.В, д.е.н, проф. каф. ЕПВМ	 02.11.2023	 04.12.2023

7. Дата видачі завдання « 04» вересня 2023 р.

### 8. КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

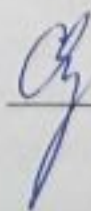
№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Приміт
1	Розробка ТЗ. Аналіз сучасних методів і засобів лазерної хірургії судин, засобів візуалізації судин	05.09.2023- 01.10.2023	
2	Моделювання теплової дії лазера при коагуляції судин, удосконалення методу лазерної хірургії судин із візуалізацією операційної зони	02.10.2023- 01.11.2023	
3	Обґрунтування елементної бази, розрахунок та проектування електричних та оптичних схем. Розробка та аналіз роботи схем засобу	02.11.2023- 15.11.2023	
4	Економічна частина	16.11.2023- 04.12.2023	

Студент



Н.С. Немков

Керівник магістерської кваліфікаційної роботи



С.Є. Тужанський

## АНОТАЦІЯ

УДК 53.08, 535.16

Немков Н. С. Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка, освітня програма – Лазерна техніка та оптоінформатика. Вінниця: ВНТУ, 2023. 105 с.

На укр. мові. Бібліогр.: 26 назв; рис.: 31; табл. 17.

В магістерській кваліфікаційній роботі проведено розробку і проектування автоматизованого засобу лазерної волоконної хірургії судин. Виконано аналіз методів і засобів лазерної хірургії судин. Удосконалено метод лазерної волоконної хірургії судин із візуальним контролем операційної зони. Розроблено електричні та оптичні схеми засобу. Здійснено модельний розрахунок лазерних випромінювачів та комп'ютерне проектування оптичних та волоконних компонентів засобу.

Графічна частина складається з 6 плакатів із результатами дослідження.

Ключові слова: лазер, судина, волокно, коагуляція, контроль.

## **ABSTRACT**

Nemkov N.S. Method and means of laser fiber vascular surgery. Master's thesis in specialty 152 Metrology and information measurement engineering. Educational program - Laser technology and optoinformatics. Vinnitsya: VNTU, 2023. 105p.

In Ukrainian language. Bibliographer: 26 titles; fig.: 31; tabl. 17.

In the master's thesis, the development and design of an automated means of laser fiber surgery of blood vessels was carried out. An analysis of methods and means of laser vascular surgery was performed. The method of laser fiber surgery of blood vessels with visual control of the operating area has been improved. Electrical and optical circuits of the tool have been developed. A model calculation of laser emitters and computer-aided design of optical and fiber components of the facility were carried out.

The graphic part consists of 6 posters with research results.

Keywords: laser, vessel, fiber, coagulation, control.

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП .....</b>	<b>4</b>
<b>1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ЛАЗЕРНОЇ ХІРУРГІЇ СУДИН .....</b>	<b>7</b>
1.1 Аналіз характеристик і режимів роботи засобів лазерної хірургії.....	7
1.2 Аналіз оптичних методів і засобів судинної хірургії .....	11
1.3 Аналіз ультразвукових систем візуалізації для лазерної хірургії .....	13
1.4 Аналіз сучасних систем лазерної судинної хірургії .....	18
1.5 Висновки до розділу 1.....	25
<b>2 МОДЕЛЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ВИПРОМІНЮВАЧА ТА ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ .....</b>	<b>26</b>
2.1 Моделювання теплових процесів лазерної коагуляції судин .....	26
2.2 Розрахунок параметрів лазерного випромінювача .....	33
2.3 Розрахунок характеристик оптичної системи та світловода .....	33
2. Розробка методу лазерної хірургії судин .....	42
2.5 Висновки до розділу 2.....	43
<b>3 ПРОЕКТУВАННЯ ЗАСОБУ ЛАЗЕРНОЇ ХІРУРГІЇ СУДИН .....</b>	<b>44</b>
3.1 Розробка структурної схеми засобу .....	45
3.2 Розробка схем лазерних модулів випромінювача .....	47
3.3 Розробка схем блоку візуального контролю .....	57
3.4 Аналіз лазерної безпеки .....	63
3.5 Висновки до розділу 3 .....	66
<b>4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА .....</b>	<b>67</b>
4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки .....	67
4.2 Визначення рівня конкурентоспроможності розробки .....	71
4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи .....	72
4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором .....	85
4.5 Висновки до розділу 4.....	89

<b>ВИСНОВКИ</b> .....	89
<b>ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ</b> .....	91
<b>ДОДАТКИ</b> .....	94
Додаток А Технічне завдання на магістерську кваліфікаційну роботу (обов'язковий).....	95
Додаток Б Протокол перевірки кваліфікаційної роботи на наявність текстових запозичень (обов'язковий).....	98
Додаток В Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин. Графічна частина (обов'язковий).....	99

## ВСТУП

Сучасний розвиток лазерних і оптоелектронних приладів пов'язаний із новими можливостями технологій фотоніки, електроніки та комп'ютерної техніки. Застосування лазерів як універсальних інструментів для вимірювань і контролю, а також для енергетичного впливу на об'єкт дозволило вирішити багато прикладних задач автоматизації та медичного приладобудування. Особливі якості випромінювання, зокрема монохроматичність, висока направленість і велика щільність енергії разом із можливостями точного цифрового керування параметрами імпульсів та енергії зумовили ефективність використання лазерів у інформаційно-вимірювальній техніці [1], [2].

Активне впровадження лазерних комп'ютеризованих технологій у медицину пов'язано з різноманіттям їх можливих застосувань (лікувальна, діагностична, хірургічна, косметологічна та ін.) Важливим при застосуванні лазера є урахування фотобіологічних ефектів дії лазерного випромінювання на відповідну біотканину для можливості вибору оптимальних енергетичних, часових і спектральних параметрів відповідного випромінювача [2].

В лазерній хірургії судин (зокрема варикозу нижніх кінцівок) використовують твердотільні (Nd:YAG,  $\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$ ), барвникові або напівпровідникові (діодні) лазери. Однією з методик лікування варикозу є ендovasкулярна коагуляція судин, при якій лазерне випромінювання вводять у відповідну судину через одноразовий кварцовий світловод. Такий спосіб відноситься до мінімально інвазивних, однак його ефективність залежить як від професійності хірурга, так і від функціональних можливостей лазерного апарату (довжина хвилі, оптична потужність, частота і тривалість імпульсів, метод доставки випромінювання тощо). Візуальний контроль за ефективністю такої процедури хірург часто здійснює за допомогою додаткових засобів, робота яких потребує окремої уваги при операційному втручанні. Контроль за ефективністю процедури можна здійснювати за допомогою ультразвукових сканерів або інфрачервоних систем (тепловізорів). Однак більшість з них є доволі складними і дорогими апаратними комплексами [3].



Отже, розробка методів та засобів лазерної волоконної хірургії судин із розширеними функціональними можливостями, автоматизацією та візуальним контролем робочої зони коагуляції є актуальною та важливою задачею медичної інформаційно-вимірною техніки.

Неповною мірою також використовуються можливості комбінованої дії за допомогою декількох лазерів різного спектрального складу при поєднанні у волоконному світловоді [4].

Таким чином, розробка та удосконалення методів і засобів лазерної волоконної хірургії судин із візуальним контролем їх зображень в операційній зоні під час процедури є актуальною задачею лазерної та медичної інженерії.

**Метою** магістерської кваліфікаційної роботи є підвищення ефективності коагуляції при комбінованій дії лазерів різного спектрального складу та точності візуального контролю зображень судин під час опромінення.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі задачі:

1. Здійснити порівняльний аналіз методів і засобів фотонної і лазерної коагуляції судин, аналіз засобів візуального контролю зображень судин для застосування у системах лазерної хірургії,
2. Виконати моделювання теплових процесів лазерної коагуляції кровоносних судин та модельний інженерний розрахунок основних характеристик лазерів у складі випромінювача,
3. Удосконалити метод і автоматизований засіб двохвислової лазерної волоконної хірургії судин із візуальним контролем операційної зони,
4. Спроекувати загальну структурну схему засобу, електричні схеми драйверів керування випромінювачами, оптичні схеми об'єднувального модулю та волоконної системи узгодження, змоделювати оптичну схему об'єктива
5. Обґрунтувати заходи лазерної безпеки системи.
6. Виконати економічне обґрунтування та розрахувати техніко-економічні показники розробки.

**Об'єкт дослідження:** процеси взаємодії лазерного випромінювання і судин, процеси контролю і візуалізації судин при коагуляції.

**Предмет дослідження:** інструментальні методи і засоби автоматизованої лазерної хірургії судин.

**Методи дослідження.** У процесі виконання роботи застосовано теорії: прикладної оптоелектроніки, волоконної оптики, термодинаміки, електроніки та схемотехніки.

**Наукова новизна:** Удосконалено метод лазерної волоконної хірургії судин, в якому на відміну від існуючих використовується комбінована дія двох лазерів в одному волоконному світловоді, а також візуальний контроль зображення судин в операційній зоні під час процедури, що дозволяє збільшити ефективність поглинання випромінювання та враховувати індивідуальні особливості пацієнта.

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

- Розроблено функціональну схему, конструкцію і склад засобу лазерної волоконної хірургії судин із розширеними функціональними можливостями, схеми його основних оптичних та оптоелектронних компонентів та вузлів, що враховують особливості візуального контролю.

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

**Апробація.** Результати досліджень обговорювались на LI науково-технічній конференції підрозділів ВНТУ, факультет інформаційних електронних систем (м. Вінниця, 2022).

**Публікації.** За матеріалами МКР опубліковано 1 тези у матеріалах LI Науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, факультет інформаційних електронних систем (2022) .

# 1 АНАЛІЗ СУЧАСНИХ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ЛАЗЕРНОЇ ХІРУРГІЇ СУДИН

## 1.1 Аналіз характеристик і режимів роботи засобів лазерної хірургії

При лазерній терапії випромінювання не наносить пошкоджень тканинам організму через низьку потужність вживаних лазерів. При хірургічних утручаннях використовують лазерні апарати, здатні генерувати випромінювання з високою енергією, що є необхідним для видалення, механічного руйнування або термічного некрозу клітин, тканин або інших об'єктів, які що підлягають ліквідації. Високоенергетичним лазерним випромінюванням здійснюється фотодеструктивний вплив. У цьому випадку тепловий, гідродинамічний та фотохімічний ефекти викликають незворотні зміни у тканинах, а саме їх деструкцію, які і використовується в лазерній хірургії.

Енергетичні характеристики при лазерній хірургії є головними складовими, їх значення визначають відповідну ефективність коагуляції тканини.

До основних енергетичних характеристик відносять:

- потужність випромінювання  $P$  [Вт];
- інтенсивність (щільність потужності випромінювання,  $J$  [Вт/см<sup>2</sup>]);
- енергетична експозиція (доза опромінювання, [Дж]),
- щільність енергії  $W$  [Дж/см<sup>2</sup>]).

Ефективність коагуляції визначається не абсолютними величинами енергії і потужності, а їх поверхневою щільністю (з урахуванням об'ємного поглинання і розсіяння).

Тому однією з важливих характеристик лазерного пучка є направленість випромінювання. Розбіжність лазера обмежує потужність, яку можна сфокусувати і ввести у оптичне волокно. Висока розбіжність випромінювання ускладнює конструкцію оптичних систем, що сполучаються з лазером, вимагаючи застосування високоапертурної оптики.

У колімованому пучку випромінювальна щільність потужності практично

однакова по всій його довжині, в розбіжному пучку вона зменшується пропорційно куту розбіжності, а в збіжному вона максимальна в точці фокусу. На форму пучка впливає геометрія оптичного резонатора лазера (каустика). Хірургічні лазери, до яких відносяться напівпровідникові, волоконні та CO<sub>2</sub>-лазери є багатопучковими системами, в яких для отримання великої потужності лазерного пучка об'єднують багато пучків меншої. При фокусуванні оптичними системами складних пучків формуються різні радіуси горловини сфокусованого лазерного пучка та його інтенсивності. При цьому глибина чіткості сфокусованого пучка лазера є тим більшою, чим більший радіус горловини і менший кут збіжності (чим більша стала перетворення) (рис. 1.1) [3].

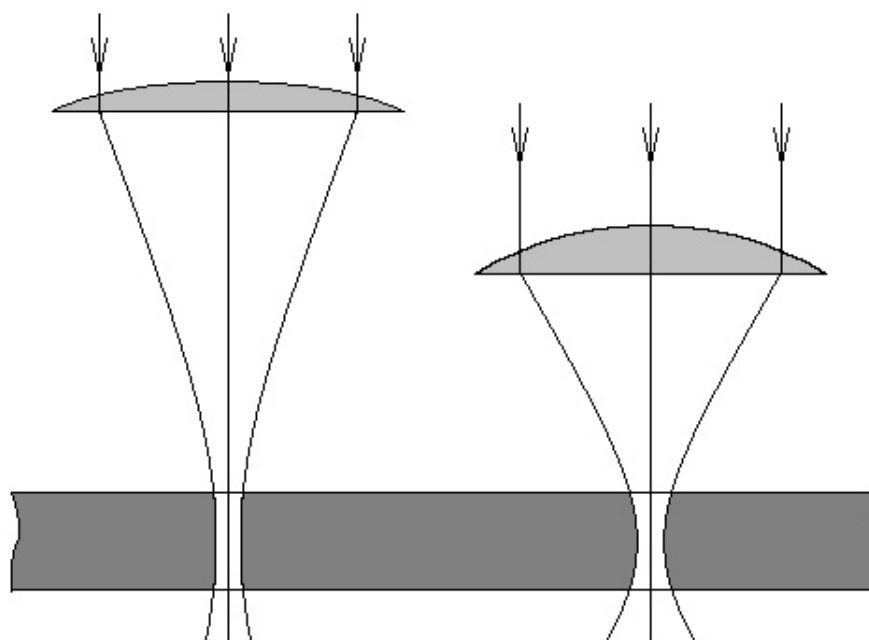


Рисунок 1.1 – Фокусування лазерних пучків з різними сталими перетворення при рівних діаметрах горловини [3]

Важливим для апарату лазерної коагуляції судин є вибір режиму роботи. Схематичне представлення основних режимів лазерів представлено на рис. 1.2.

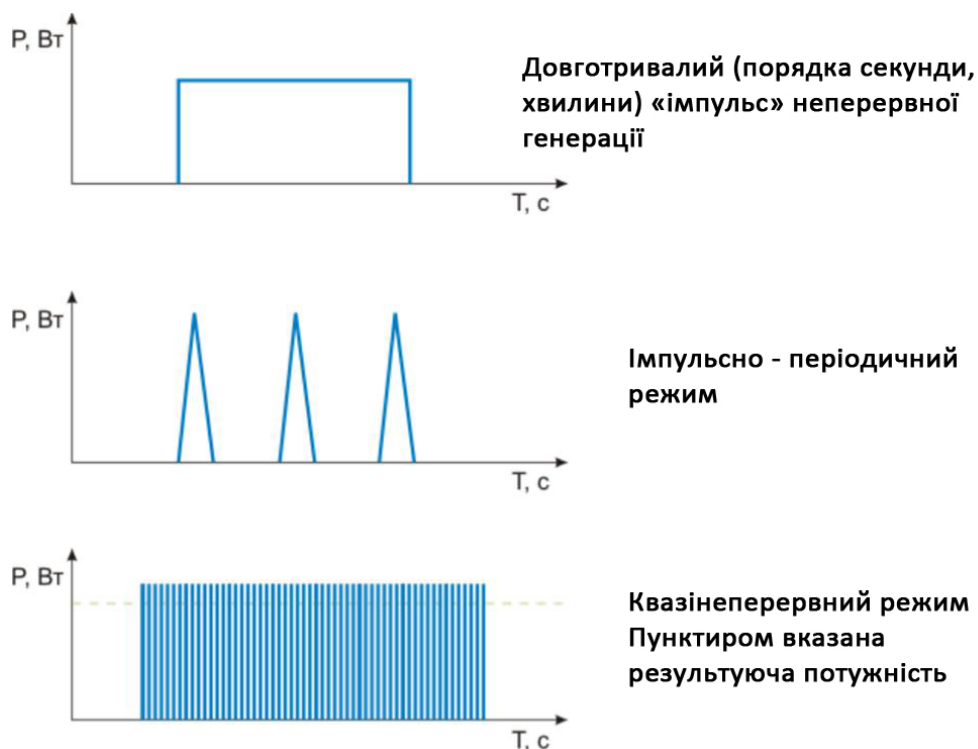


Рисунок 1.2 – Основні режими роботи хірургічних лазерів

Режим роботи лазера визначається характером дії джерела накачування лазера та особливостями добротності оптичного резонатора. Для резонатора із сталим рівнем втрат (з постійною добротністю) лазер працюватиме в режимі вільної генерації. При цьому режим лазера визначається часовим типом накачування. При неперервному накачуванні випромінювання буде постійним (cw-режим), а при імпульсному – матиме імпульсний характер (qW- режим).

Модуляція лазерного випромінювання розширює можливості його дії на об'єкт. Найчастіше для модуляції лазера використовуються прямокутні імпульси з шпаруватістю  $Q=2$ , коли середня потужність зменшується вдвічі та не залежить від частоти (рис. 1.3,а). Для регулювання потужності при модуляції лазерного випромінювання можна змінювати тривалість часового інтервалу  $\tau$  (рис. 1.3,б).

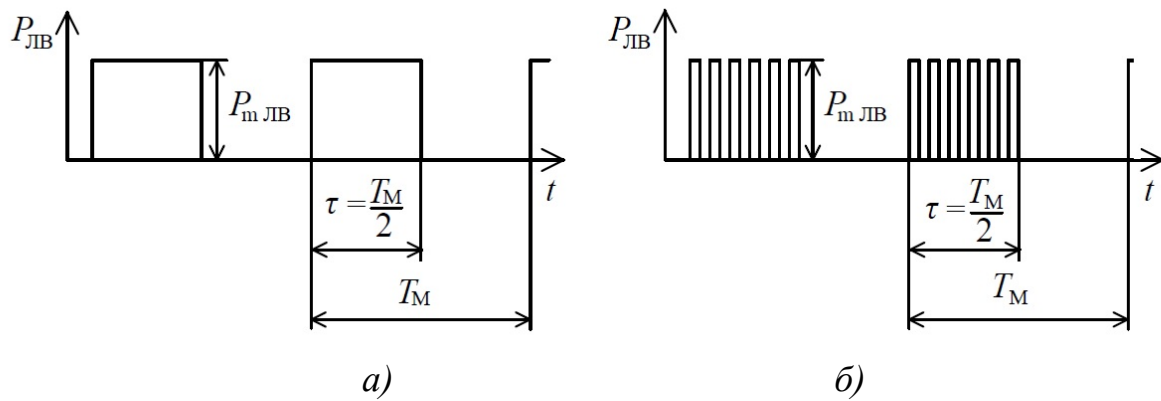


Рисунок 1.3 – Режими модуляції лазерів

При коротких імпульсах з високою щільністю енергії відбувається механічне пошкодження тканини майже за відсутності термічного навантаження. За короткий час у фокусі пучка відбувається іонізація молекул, формується плазмова порожнина, миттєве розширення і спад якої призводить до генерації акустичних хвиль. Потужність, достатня для оптичного пробою, досягається за рахунок скорочення тривалості імпульсу [2].

Застосування імпульсно-періодичний режиму із повторенням імпульсів дозволяє прискорити процес руйнування об'єкта та підвищити його ефективність. З ростом частоти імпульсів можна отримати зміну якості впливу, при якій імпульсний лазер працюватиме майже як неперервний (qсv - квазінеперервний режим). Висока частота проходження імпульсів створює розріз з дуже вузькою зоною термічного ураження. При тривалості імпульсу  $\gg 0,6$  мсек відбувається значна дифузія енергії з зони опромінення [2].

Глибина проникнення лазера через шкіру залежить як від інтенсивності, так і від довжини хвилі. Проникна здатність випромінювання від ультрафіолетового до оранжевого діапазону постійно збільшується від 1–20 мкм до 2,5 мм, з різким збільшенням глибини проникнення в червоному діапазоні до 20–30 мм. Найбільша проникна здатність відповідає ближньому ІЧ діапазону при довжині хвилі від 950 до 1070 нм і становить до 50–70 мм. Залежність глибини проникнення  $l$  лазерного випромінювання в живі тканини від довжини хвилі приведено на рис. 1.4 [3].

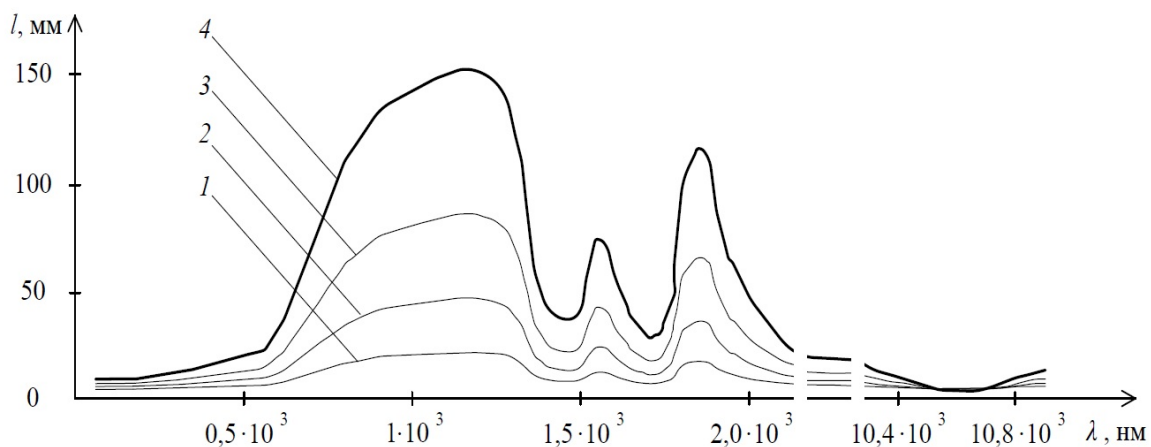


Рисунок 1.4 – Залежність глибини проникнення лазерного випромінювання у шкірі від довжини хвилі

Криві 1–3 на рис.1.4 відповідають проникненню потужності лазерного випромінювання на 75, 50 і 25 % від потужності, поданої на поверхню тканини. Крива 4 показує порогове значення потужності, менше за яке лазерне випромінювання впливу на біотканини не робить [3].

## 1.2 Аналіз оптичних методів і засобів судинної хірургії

За способом доставки випромінювання до зони дії розрізняють декілька способів лазеротерапії. У загальному випадку всі способи дії можуть бути класифіковані на контактні і дистантні [4].

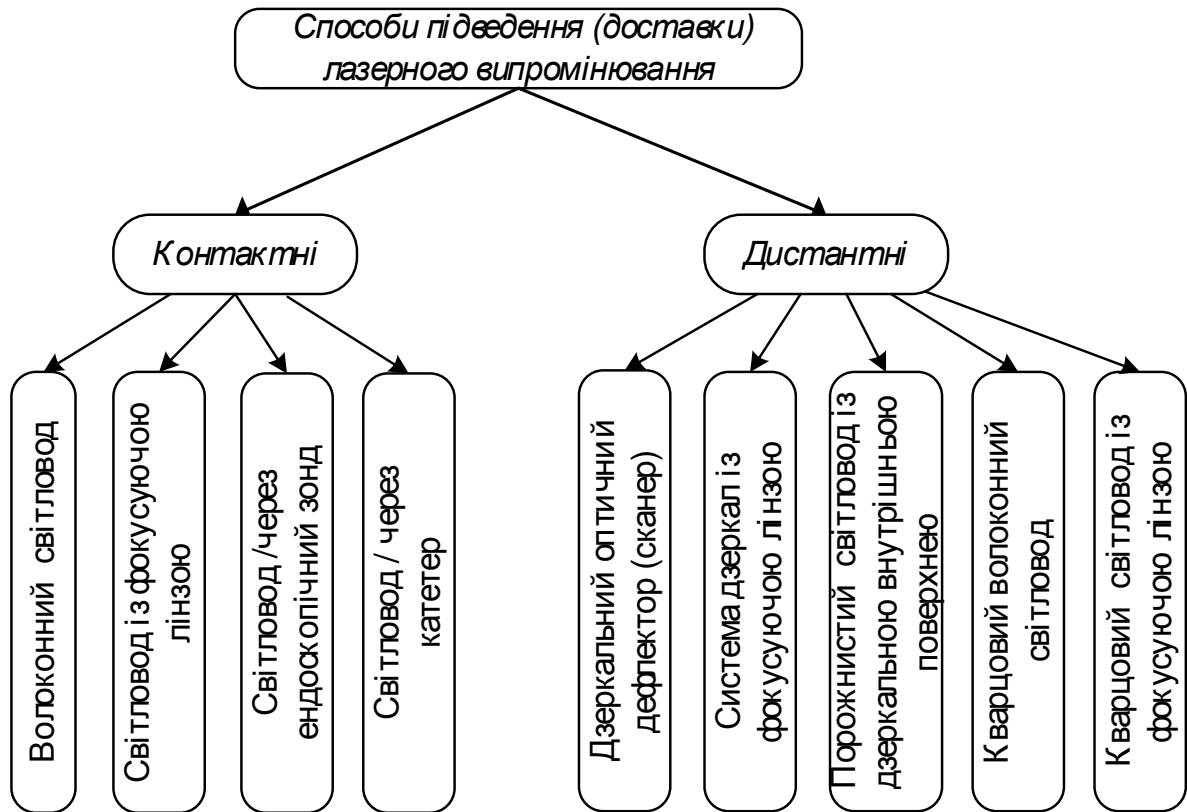


Рисунок 1.5 – Класифікація способів підведення лазерного випромінювання

У свою чергу, контактні способи можуть бути розділені на три групи. До першої групи належать способи дії з проникненням світловода [4]:

- внутрішньоорганне (внутрішньопорожнинне) опромінювання – підводиться до ураженого органу за допомогою ендоскопічної апаратури (світловода або оптичних насадок-наконечників) в порожнини органів;
- внутрішньосудинне опромінювання крові – НЕЛВ проводиться за допомогою світловода, введеного через ін'єкційну голку або катетер у вену, артерію або прямо в серце;
- внутрішньотканинне (внутрішньокісткове, періостальне або міофасціальне) опромінювання – доставка проводиться через світловод, введений у порожнисту голку.

Методи хірургічних лазерних втручань базуються на різних техніках підведення лазерного випромінювання до об'єкта (рис. 1.6).



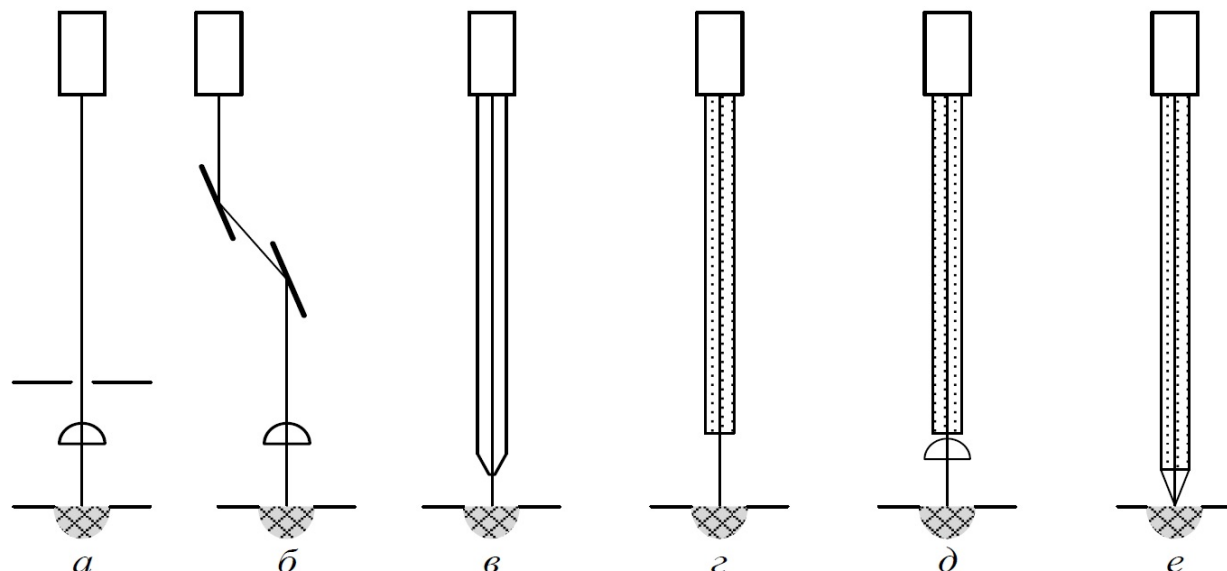


Рисунок 1.6 – Методики підведення лазерного випромінювання до об'єкта

Для ArF ( $\lambda = 193$  нм) і Er:YAG ( $\lambda = 2940$  нм) лазерів використовується спосіб підведення ЕМВ, при якому лазерний промінь націлюється на об'єкт крізь систему діафрагм і лінз, а зміна його напрямку здійснюється за допомогою напівпровідникового дзеркала (рис. 1.6, а). Промінь CO<sub>2</sub> лазера підводиться до об'єкта крізь рухому систему дзеркал і фокусуючу лінзову насадку (рис. 1.6, б).

Для мініатюрних втручань такий підхід виявляється не цілком прийнятним. Тут найдоцільніше здійснювати підведення променя CO<sub>2</sub> лазера по порожнистому світловоду з внутрішньою дзеркальною поверхнею (рис. 1.6, в). Для решти типів лазерів дію на об'єкт зазвичай надають через гнучкі кварцові світловоди діаметром 50–1200 мкм з пластиковим покриттям. Оскільки втрата енергії через кварцове волокно не перевищує 2–5 % на один метр довжини, можливе застосування багатометрових світловодів, що дозволяє розміщувати лазерні апарати на значному віддаленні від операційного стола або навіть в сусідньому приміщенні [6].

Подавати випромінювання від світловода на об'єкт можна як з деякої відстані від торця світловода (дистантна дія, рис. 1.6, г), іноді з фокусуючою оптичною насадкою (рис. 1.6, д), так і в прямому контакті з об'єктом (контактна дія, рис. 1.6, е). Лазерне випромінювання в більшості випадків підводиться до об'єкта через одиночний світловод.

Оптичні властивості, як правило, вважаються постійними характеристиками для вибраної довжини хвилі та не залежать від змін температури.

Завдяки можливості зміни діаметра фокусування лазерного пучка на виході маніпулятора діодного лазера в межах 0,2-3 мм (зокрема для моделі DLS - 980) забезпечується найбільш спрямований енергетичний ефект з високою точністю процедури, що дозволяє уникати теплове пошкодження навколишніх тканин. Лазер може стимулювати зростання шкірного колагену при судинному лікуванні, збільшувати товщину і щільність епідермісу, обмежуючи при цьому розширення небажаних судин. При цьому поліпшується еластичність і стійкість шкіри [7].

Характер взаємодії лазерного випромінювання з середовищем визначається щільністю потужності падаючого світла, оптичними та теплофізичними характеристиками біологічної тканини [5],[6],[7]. Для моделювання проходження лазерного випромінювання через тканини використовують різні моделі [8],[10]. Інколи використовують складну модель, де в розрахунках задіяні роговий шар, епідерміс, верхня дерма, дерма із поверхневим сплетінням судин, нижня дерма, дерма із глибинним сплетінням судин, гіподерма [9].

### **1.3 Аналіз ультразвукових систем візуалізації для лазерної хірургії**

Останні десятиріччя відбувся стрімкий технічний розвиток в області медичного обладнання для ультразвукової діагностики (УЗД). Досягнення в області аналогових та цифрових інтегрованих технологій дозволили виробникам значно зменшити габарити та вартість УЗ пристроїв і систем. Сучасні апарати мають розміри, порівнянні з типовими розмірами стандартного ноутбука. Мобільність і зручність користування такими приладами УЗД мають велике значення як для пацієнтів, так і для медичного персоналу, а зменшення вартості сучасних засобів УЗД призвело до зниження вартості відповідних медичних процедур. Ультразвук сьогодні є доволі доступним навіть для тих, хто проживає

у сільській місцевості. Поширення бюджетних компактних УЗ-пристроїв нового типу справило дуже важливий вплив також і на лазерну судинну хірургію. Нові перспективні технології у складі засобів УЗД обіцяють ще більше переваг.

Для діагностичного контролю процесу коагуляції судин при лазерній хірургії найбільш поширеним інструментом хірурга є ультразвуковий сканер.

Щоб отримати якісне діагностичне зображення, розробники компактних систем намагаються розмістити якомога більше ультразвукових приймачів-передавачів в обмеженому просторі корпусу пристрою. Це є досить складною задачею (у стандартних пристроях кількість приймачів-передавачів  $N \geq 128$ ).

Типова структурна схема апарата для УЗ діагностики наведена на рис. 1.7.

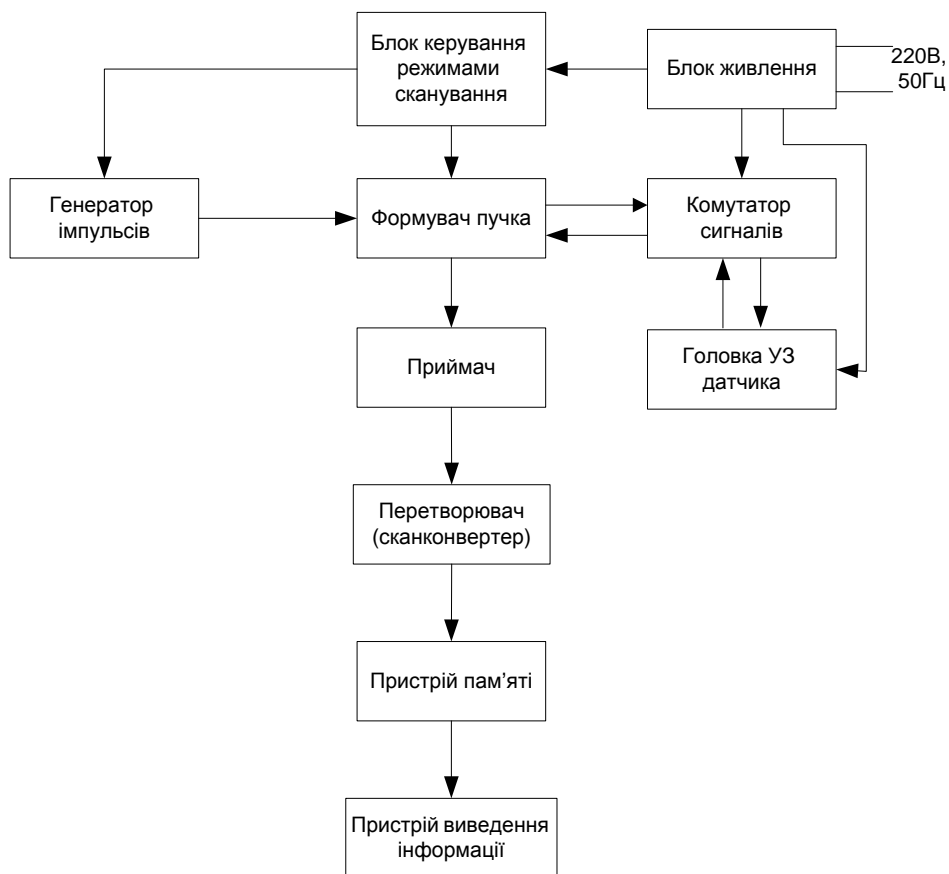


Рисунок 1.7 – Структурна схема апарата ультразвукового сканування

Конструкторам ультразвукових схем необхідно витратити багато зусиль на формування наземних ланцюгів, а також фізично захистити і захистити чутливі аналогові елементи від шумливих цифрових схем. На жаль, розробники компактних ультразвукових апаратів в більшості випадків не мають можливості

фізично відокремлювати чутливі і шумливі схеми, а екранування утруднене через обмежений простір і проблеми з розсіюванням тепла. В результаті наявність шуму в робочому діапазоні частот є практично неминучим, особливо в пристроях, де у безпосередній близькості розташовані одноплатні комп'ютери, які необхідні для обробки отриманих даних і відображення їх на екрані [4].

У деяких випадках акустичний шум може бути джерелом ще більш складних проблем. При виконанні УЗД рух крові визначається невеликим доплерівським зсувом відбитих і отриманих хвиль. Будь-яка низькочастотна модуляція випромінюваного або отриманого сигналу від стаціонарних об'єктів створює шум, який може заглушити корисні сигнали або навіть сформувати помилкові піки в робочому частотному спектрі (рисунок 1.8).

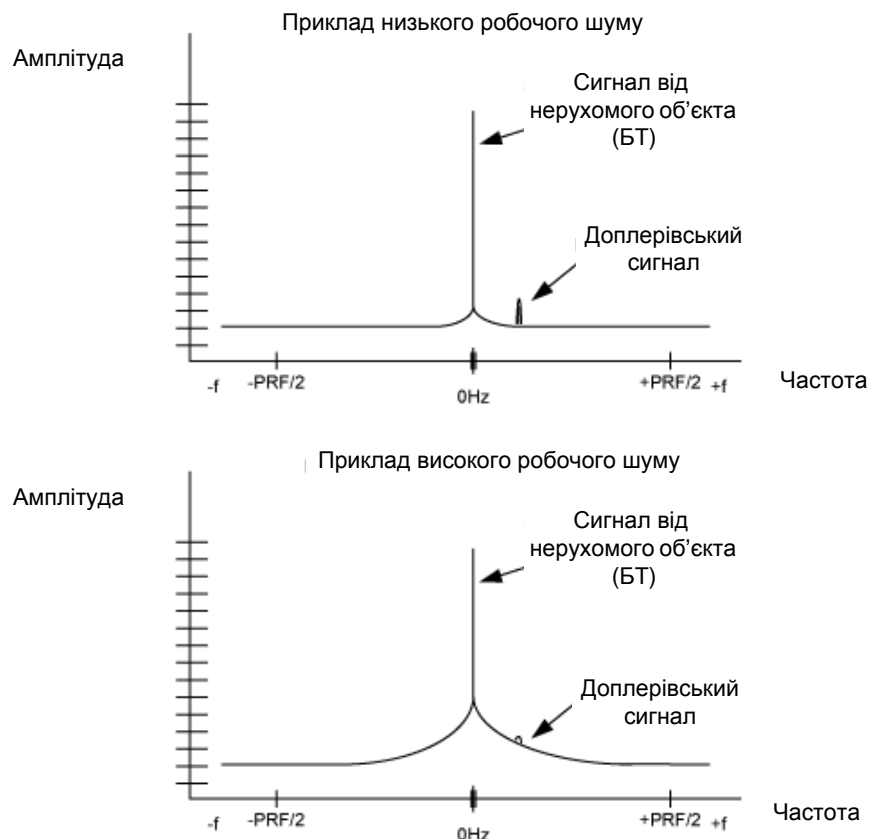


Рисунок 1.8 – Приклади впливу рівня шумів при аналізі доплерівських сигналів

При роботі з доплерівськими сигналами в імпульсному режимі співвідношення сигналу до шуму в діапазоні зміщення 1 кГц має бути більше 140 дБ/Гц щодо носія. Для неперервного режиму вимоги ще більш жорсткі – не менше

155 дБ/Гц щодо носія.

Існує велика кількість низькочастотних джерел шуму, але найбільш значущими і поширеними серед них є низькочастотні комутаційні джерела живлення. Саме завади, які вони створюють, завдають найбільшої шкоди при використанні ефекту Доплера. Їх шум може викликати частотне тремтіння приймача і передавачів осциляторів, що в свою чергу призведе до звуження динамічного діапазону або до появи небажаних спектральних піків. Ці ж шуми можуть впливати на схему управління посиленням VGA, що призводить до додаткової модуляції отриманого сигналу із затіненням корисного доплерівського сигналу.

Активне управління споживанням залишається ефективним способом зниження рівня звукового шуму, що створюється блоками живлення. У традиційних великогабаритних ультразвукових апаратах для цих цілей використовується багато окремих неефективних лінійних регуляторів, які розподілені по всій системі. Очевидно, що в портативних пристроях такий підхід недоступний.

В результаті розробникам доводиться використовувати розподілену систему імпульсних регуляторів для підвищення ефективності. На жаль, при перемиканні даний тип регулятора створює значні електропровідні і радіозавади, які важко контролювати навіть при якісній проводці і фільтрації. Спектр доплерівського сигналу чутливий до таких шумів. Зазвичай вони призводять до появи додаткових тонів на частотну реакцію. Єдиний спосіб боротьби з цим явищем - синхронізація імпульсних джерел з робочою частотою системи. При цьому отриманий шум легше видалити з робочого діапазону. Таким чином, необхідно проявляти максимальну обережність при використанні імпульсних регуляторів в таких пристроях, щоб мінімізувати споживання і уникнути негативного впливу [4].

Розробка компактних ультразвукових систем є складною задачею для інженерів-розробників. Серед найбільш значущих проблем можна відзначити обмеження простору, надання електроенергії в умовах обмеженого зайнятого

простору, підвищення вимог до продуктивності. Розробники повинні розумно використовувати нові чіпи, які поєднують в собі високий рівень інтеграції, низьке споживання і необхідну швидкість. При створенні пристроїв необхідно знати про поширені шумові проблеми в компактних пристроях і приділяти велику увагу конструкції системи, щоб уникнути цих проблем. Однак використання компактних УЗД сканерів для візуалізації тканин і судин при лазерній хірургії дозволяє здійснювати важливий оперативний контроль над процесом лікування.

#### **1.4 Аналіз сучасних систем лазерної судинної хірургії**

Одним із поширених фотонних методів, який використовується зокрема для видалення небажаного волосся, лікування вугрової хвороби, боротьби із пігментацією, розширеними судинами та фотоомоложення шкіри є метод IPL (Intensive Pulse Light), запатентований компанією Lumenis LTD [5]. Заснований на впливі на шкіру широкосмугового імпульсного некогерентного світла великої інтенсивності (лампи, світловипромінювальні діоди) метод є доступним щодо собівартості процедур для багатьох пацієнтів. Для збільшення ефективності процедур при фотонній коагуляції судин у IPL системах використовуються різні комбінації робочих довжин хвиль видимого спектру:  $\lambda=530$  нм, 550 нм, 560 нм, 570 нм, 590 нм та інші. Такі апарати є ефективними при лікуванні множинних дрібних і поширених судинних патологій шкіри і обличчя (червоний вовчак, розацеа, винні плями та ін.). Завдяки великій площі опромінення апарати швидко коагулюють множинні судини.

На вітчизняному ринку присутня велика кількість систем IPL різних виробників, які хоч і мають медичні сертифікати, все ж мають характеристики, які не є стандартизованими, зокрема щодо щільності оптичної потужності при опроміненні. Також засоби IPL не мають імпульсного режиму роботи. Таким чином, їх використання значно підвищує ризик опіків порівняно із більш точними лазерними системами. Крім того, високий коефіцієнт розсіювання, характерний

відповідним довжинам хвиль IPL систем не дозволяє ефективно видаляти судини на ногах.

Недоліки систем IPL можуть бути повністю або частково усунені при використанні сучасних лазерних апаратів для косметології та хірургії судин, які є більш точними, ефективними та контрольованими. Представником таких систем є апарати на твердотільних лазерах. Це, зокрема, неодимовий лазер на гранаті, спарений із нелінійним кристалом КТР (титаніл фосфат калію) – так званий КТП лазер. Він має робочу довжину хвилі  $\lambda=532$  нм, що знаходиться у жовто-зеленому спектрі випромінювання, на якому знаходиться один з піків поглинання світла гемоглобіном. Апарати на його основі відносяться до категорії судинних лазерів, яке добре себе зарекомендували для коагуляції різних типів телеангіектазії на обличчі, а також при лікуванні розацеа та винних плям. Висока спектральна чутливість меланіну до випромінювання на робочій довжини хвилі такого лазера робить його ефективним в корекції пігментних патологій, однак такий апарат не варто застосовувати для лікування пацієнтів з темним типом шкіри.

До важливого класу твердотільних лазерів відносять також олександритовий лазер (кристал на основі алюмінату берилію  $\text{BeAl}_2\text{O}_4:\text{Cr}^{3+}$ ) із довжиною хвилі  $\lambda=755$  нм, який має більшу глибину проникнення і отже може діяти на більш глибокі і великі мішені в порівнянні з наведеним вище лазером. Важливою перевагою олександритових лазерів є здатність коагуляції синіх судин на ногах (лікування варікозу), що є неможливим для систем, описаних вище. Також лазер успішно застосовують для фотоепіляції волосся та видалення судин. Недоліком його застосування є ризик отримання опіків шкіри, зокрема для пацієнтів із темним фототипом шкіри, а також недостатня довжина імпульсу, що змушує працювати на більш високих потужностях при потребі опромінення великих зон. Цей недолік сьогодні усувається окремими відомими виробниками, які випускають олександритові лазерні системи з довжиною імпульсу до 200 мс (Candella, Coherent, Lumenis).

До найбільш поширених лазерних медичних систем також відносяться апарати на твердотільних неодимових лазерах (Nd:YAG) з робочою довжиною

хвилі  $\lambda=1064$  нм. Вони є лідерами щодо питань безпеки та надають змогу працювати з будь-яким типом шкіри пацієнтів (включно до VI фототипу). Важливою перевагою неодимових лазерів є зумовлена спектральним складом випромінювання та (частково) імпульсним режимом роботи значна глибина проникнення лазерного пучка у біотканину. Такі лазери показують високу ефективність при видаленні судин діаметром від 0,5 мм і більше (судини меншого діаметру вимагають високої щільності енергії, що підвищує ризик опіків). Оскільки тривалість імпульсів таких систем може змінюватись від 10 мсек до 10000 мсек, при їх використанні завжди с пам'ятати, що неодимові лазери із великою тривалістю імпульсів можуть викликати опіки 3 ступеня, тобто некроз шкіри з формуванням гіпотрофічних рубців.

Іншим важливим представником судинних лазерних систем є апарати на основі імпульсних лазерів на барвниках (PDL- Pulsed Dye Lasers). Особливістю таких лазерів є змінна робоча довжина хвилі, яка може коливатися в дапазоні від  $\lambda_{\min}=585$  нм до  $\lambda_{\max}=595$  нм, що відповідає жовтому спектру оптичного випромінювання. Цей популярний судинний лазер також добре коагулює телеангіоектазії на обличчі, лікує розацеа і винні плями. До недоліків такого типу апаратів відносять високий ризик опіків і складність генерації тривалого імпульсу для коагуляції великих судин. З цією метою окремі виробники виробляють лазери з квазі-тривалим імпульсом (серія послідовних коротких імпульсів). Інший недолік лазерів, що працюють на цій довжині хвилі це високий коефіцієнт розсіювання, що не дозволяє коагулювати глибокі мішені. Ця технологія легко може бути замінена сучасними системами широкосмугового світла з довжиною хвилі 590 нм. У клінічних дослідженнях доведено, що системи широкосмугового світла не поступаються за ефективністю лазерів на барвниках [8].

Окремою групою, яка сьогодні найбільш активно розвивається, є діодні лазерні системи судинної хірургії та косметології. Типові робочі довжини хвиль таких засобів є  $\lambda =810$  нм та  $\lambda=980$  нм, хоча з'являються й інші. Головною перевагою діодних лазерів є співвідношення ціна/якість та компактність порівняно з конкурентами. Поява імпульсних діодних лазерів тривалої (до 100 мс)



та надтривалої довжини імпульсів (до 1000 мс) розширило спектр застосування таких пристроїв від процедур лазерної епіляції до лазерної коагуляції судин. Доданий лазер впевнено займає проміжну позицію між лазерами, які коагулюють «червоні» судини і лазерами, що коагулюють «сині» судини. За рахунок збільшення тривалості імпульсу ці лазери можуть застосовуватись при лікуванні пацієнтів з темним типом шкіри.

Унікальні властивості комбінованих напівпровідникових середовищ зробили можливим варіювання таких важливих параметрів лазера, як робоча довжина хвилі (0,2-20 мкм) і потужність (0,1 мВт - 20 Вт з кристалу в неперервному режимі), а також забезпечили рекордний ККД (понад 50%). Окремі матричні структури і лінійки на основі таких лазерів здатні формувати потужності у сотні Вт. Напівпровідникові лазери мають високу швидкодію, можуть мати живлення від низьковольтних джерел струму та є дуже компактними (габарити лазерного кристалу ~ 1 мм).

Сьогодні на ринку лазерної судинної хірургії представлено велику кількість пристроїв як закордонних, так і вітчизняних виробників. Найбільш поширеними серед них є твердотілі та діодні лазерні апарати. Перевагами лазерних діодів у поєднанні з волоконними системами доставки є висока квантова ефективність, великий термін служби і більш просте обслуговування. Серед провідних виробників варто відзначити компанії Candella (США), DLS (Чехія), Lumenis (Ізраїль), Dornier та KLS Martin (Німеччина), Фотоніка Плюс (Україна) та інші.

Для порівняльного аналізу обрано пристрої окремого класу – малогабаритні волоконні лазерні апарати із повітряним охолодженням: DMT Medilas D MultiBeam, Lumenis M22, LIKA-surgeon+ та DLS-980 та інші.

Олександритовий лазер Candela Gentlelase PRO-U (рис. 1.9) вважається ефективним, швидким, надійним та захищеним від помилок апаратом. Candela Gentlelase PRO-U фахівці понад 15 років називають золотим стандартом якості для лазерної епіляції. Довжина хвилі лазера від 755 до 1064 нм, тривалість імпульсу від 2 до 30 мс. Апарат використовує дві системи охолодження:

- повітряну ACC (Air Cooling Compatible™) - система охолодження,

заснована на вихровому ефекті, активне тіло поміщається на осі рукоятки і обертається при натисканні, подаючи потік холодного повітря;

- на основі криогену DCD (Dynamic Cooling Device™) - динамічна система, яка забезпечує поступове охолодження. Перед імпульсом і відразу після нього на шкіру подається мала доза криогену, яка охолоджує до оптимальної температури. Така патентована система дозволяє підвищувати потужність без ризику для шкіри пацієнта.



Рисунок 1.7 – Олександритовий лазер Candela Gentlelase PRO-U[10]

Неодимовий лазер WHITESHEL. Відрізняється принципом дії за рахунок дуже глибокого проникнення на судини. Вплив виявляється на всі сусідні тканини в оброблюваній зоні, що може викликати хворобливі відчуття і травмувати судини, шкіру [11].



Рисунок 1.8 – Неодимовий лазер WHITESHEL [12]

Основними медичними особливостями лазерних діодних апаратів при правильному виборі параметрів процедури і характеристик пристрою є:

- малотравматичність;
- надійний гемостаз;
- прецизійність;
- стерильність післяопераційної рани.

Так, зокрема використання Lumenis M22 забезпечує:

- мінімальний рівень больових відчуттів;
- безпеку для організму;
- швидкий видимий результат;
- мінімальний період відновлення і реабілітації.

Порівняльний аналіз лазерних апаратів для хірургії судин нижніх кінцівок наведено у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1. Аналіз характеристик лазерних апаратів для судинної хірургії [5]

Назва апарату (країна-виробник)	<i>Lumenis M22 (Ізраїль)</i>	<i>DMT Medilas D MultiBeam (Німеччина)</i>	<i>LIKA-surgeon+ (Україна)</i>	<i>DLS-980 (Чехія)</i>	<i>Candela Gentlelase PRO-U (США)</i>	<i>Новий пристрій (Україна)</i>
Вих. оптична потужність, (макс., Вт)	10	60	30	30	600	30
Частота імпульсів, Гц	н/д	н/д	0-100	1-20	10	0-100
Тривалість імпульсів, мс	н/д	н/д	10-1000	5-20	30	1-1000
Довжина хвилі, нм	515/755	810/ 960	445/940 нм	980	755/1064	810+980
Лазерний модуль	Твердотілий/ діодний	Діодний	Діодний	Діодний	Олек-сандрит	Діодний
Пілотний лазер	+	+	+	-	+	

DMT Medilas D MultiBeam має унікальну систему безпеки, в тому числі і систему LPS (захист світловода) і Fibertom (режим точного розсічення), застосування в інших медичних сферах, більш розширений функціонал. Основним представником на ринку вітчизняних виробників є компанія Фотоніка Плюс (м. Черкаси), яка випускає апарат LIKA-surgeon+ та інші.

### 1.5 Висновки до розділу 1

Проведений у розділі аналіз методів і засобів лазерної хірургії судин, свідчить про широкий вибір підходів, характеристик та функціональності. Технічні характеристики сучасних засобів лазерної хірургії судин дозволяють використовувати їх для не тільки для коагуляції кровеносних судин, але і для хірургічних маніпуляцій у багатьох інших областях медицини. Важливим інструментом у роботі судинного хірурга є візуальний контроль процесу ендовазальної лазерної коагуляції, для чого може бути застосований

ультразвуковий сканер. Однак на сьогоднішній день на ринку відсутні лазерні хірургічні пристрої із вбудованою системою відображення результатів візуального контролю при коагуляції судин. Альтернативним способом такого контролю може бути формування зображення в ІЧ діапазоні (тепловізори, матричні пірометри та ін.). Застосування ж такого підходу із візуальним моніторингом судин при коагуляції дозволить розширити функціональні можливості засобу лазерної хірургії, зменшити травматизм та індивідуалізувати процес коагуляції залежно від особливостей судин пацієнта.

Таким чином, сформулюємо основні медико-технічні вимоги до засобу, що розробляється:

1. Максимальна вихідна потужність лазера: 30 Вт (для неперервного) та 10 Вт (середня для імпульсного) режимів випромінювання,
2. Спектральний діапазон лазерного випромінювання повинен відповідати ефективному поглинанню у судині (810 нм, 980 нм, 1470 нм);
3. Частота модуляції імпульсів лазерного випромінювання – від 1 Гц до 100Гц.
4. Спосіб доставки випромінювання – оптичне кварцове волокно із хірургічними світловодними насадками.
5. Можливість ультразвукового або інфрачервоного контролю (сканування) зони коагуляції судини в процесі хірургічної операції із візуальним відображенням на екрані.
6. Інтерфейс для підключення до засобів цифрового відображення параметрів роботи системи;
7. Електробезпека;
8. Простота в користуванні, ергономічність.

## 2 МОДЕЛЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ВИПРОМІНЮВАЧА ТА ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ

### 2.1 Моделювання теплових процесів лазерної коагуляції судин

Моделювання теплових процесів у судині при дії лазерного випромінювання дозволить визначити вихідні параметри лазерного випромінювача, які забезпечать потрібний хірургічний ефект (коагуляцію).

Вплив лазерного випромінювання залежно від типу біотканини може бути поверхневим або об'ємним, зосередженим або розподіленим та залежить від енергетичних, спектральних та імпульсних характеристик випромінювання, фізичних властивостей середовища, а також від кровообігу, складу і особливостей оточуючих біотканин та інших факторів.

Визначення основних характеристик температурного поля в речовині в процесі нагрівання та охолодження дозволяє прогнозувати склад речовини після обробки, його фазовий і структурний стан. Систематичне вивчення теплових явищ, що розвиваються у тканинах при впливі лазерного випромінювання, дозволяє визначати найбільш ефективні методи хірургії судин, сформулювати вимоги до енергетичних характеристик лазерів, визначити оптимальні режими роботи.

Приведемо теоретичний розрахунок температури нагріву кровоносних судин при лазерній коагуляції. Основний час на руйнування судини лазерним випромінюванням йде на його поглинання. Температура поверхні  $T$  залежить від потужності лазерного випромінювання  $P$ , що поглинається одиницею площі  $S$ :

$$q = \frac{P}{S} [Вт / см^2] \quad (2.1)$$

Співвідношення між  $T$  та щільністю потужності  $q$  можна визначити із рівняння теплопровідності для напівнескінченного тіла і нерухомого джерела тепла має вигляд [11]:

$$\frac{dT}{dt} - a \cdot \Delta T = \frac{Q(x, y, z, t)}{\rho c} \quad (2.2)$$

де  $\rho$ ,  $c$ ,  $a$  – теплофізичні коефіцієнти (густина, теплоємність і температуропровідність), що являються у загальному випадку функціями температури, просторових координат і часу;  $\Delta T$  - оператор Лапласа;  $Q(x, y, z, t)$  - густина потужності об'ємного джерела тепла.

Для розв'язання цього рівняння, необхідно задати початкові та граничні умови та визначити  $Q(x, y, z, t)$ :

$$\begin{aligned} T_{x,y,z,0} &= T_p; \\ T_{x=\infty,t} &= T_{y=\infty,t} = T_{z=\infty,t} = T_p; \\ \frac{dT}{dx_{0,t}} &= \frac{dT}{dy_{0,t}} = \frac{dT}{dz_{0,t}} = 0; \\ Q &= q_0(1-R)\alpha e^{-\alpha x}, \end{aligned} \quad (2.3)$$

де  $T_p$  - довільна початкова температура.

Рішення такого теплового рівняння для джерела тепла – круглого лазерного пучка із радіусом  $r_0$  буде [11]:

$$T = \frac{2q_0(1-R)\sqrt{\alpha\tau}}{\kappa} \left( \frac{1}{\sqrt{\pi}} - ierfc\left(\frac{r_0}{2\sqrt{\alpha\tau}}\right) \right) \quad (2.4)$$

При  $r_0 \gg \sqrt{\alpha\tau}$ , що відповідає імпульсному режиму роботи лазера маємо порогову щільність потужності, яка необхідна для нагрівання біотканини до заданої температури:

$$q_{imp} = \frac{T\kappa\sqrt{\pi}}{2A\sqrt{\alpha \cdot \tau}}. \quad (2.5)$$

Для коагуляції кровоносних судин потрібно визначити відповідні теплофізичні коефіцієнти  $\rho$ ,  $c$ ,  $\kappa$ ,  $a$ . Оскільки засіб, що розробляється, відноситься до ендовазальних хірургічних систем, тобто лазерне випромінювання вводиться через одноразовий світловод безпосередньо у вену, будемо при розрахунках оцінювати параметри саме крові, нехтуючи стінками судин.

Типові значення параметрів для моделювання:

густина крові  $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$ ,

питома теплоємність  $c = 3500 \text{ Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К})$ ,

теплопровідність  $k = 0,5 \text{ Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$

температуропровідність  $a = 1,28 \text{ м}^2/\text{сек}$

поглинальна здатність  $A = 1 - R = 0,75$ .

Для  $\tau = 1 \text{ мс}$  та при заданих теплофізичних параметрів крові за формулою (2.5) маємо числове значення щільності потужності, яке необхідне для досягнення тканиною температури коагуляції (373 К):

$$q_{\text{imp}} = \frac{373 \cdot 0,5 \sqrt{3 \cdot 14}}{2 \cdot 0,75 \sqrt{1,28 \cdot 10^{-3}}} = 6,1592 \cdot 10^4 \text{ (Вт/м}^2\text{)}$$

Для неперервного режиму роботи лазера (2.6) повинна виконуватись умова  $r_0 \ll \sqrt{\alpha \tau}$ :

$$q_{\text{cw}} = \frac{T_{\text{к}}}{A r_0} = \frac{373 \cdot 0,5}{0,75 \cdot 0,0005} = 4,973 \cdot 10^5 \text{ (Вт/м}^2\text{)}.$$

При розрахунку обрано радіус лазерного пучка 0,5 мм (типовий кварцовий волоконний світловод для хірургії має діаметр серцевини 1 мм).

На рисунку 2.6 представлена залежність щільності потужності лазерного випромінювання від радіусу плями для епідермісу.

Відповідно потужність лазера для коагуляції крові у судинах:

$$P = qS [\text{Вт}], \quad (2.6)$$

де  $S = \pi r_0^2$  – площа сфокусованої плями.

Для імпульсного режиму

$$P_{\text{imp}} = q_{\text{imp}} S = 6,1592 \cdot 10^4 \cdot 3,141 \cdot 0,5^2 \cdot 10^{-6} = 48,37 \text{ мВт}$$

При частоті повторення імпульсів 100 Гц відповідна середня імпульсна потужність становитиме

$$\langle P_{\text{imp}} \rangle = p_{\text{imp}} f = 4,837 \text{ Вт}.$$

Для неперервного (стаціонарного) режиму

$$P_{\text{cw}} = q_{\text{cw}} S = 4,8374 \cdot 10^5 \cdot 3,141 \cdot 0,5^2 \cdot 10^{-6} = 379,9 \text{ мВт}.$$



Розглянемо теплову характеристику взаємодії лазерного випромінювання з судиною. Основні закономірності нагріву найпростіше проводити для лінійного випадку на одномірних моделях, які справедливі при виконанні певних умов [10]. Рівняння теплопровідності для напівнескінченного тіла в одномірному випадку та граничними умовами (2.9), при початковій температурі що рівна нулю для простоти аналізу у випадку неперервної дії на тканину матиме вигляд:

$$T(x,t) = \frac{2q\sqrt{\alpha \cdot t}}{\kappa} \left( \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{\alpha \cdot t}} \right) - \operatorname{ierfc} \left( \frac{\sqrt{x^2 - r^2}}{2\sqrt{\alpha \cdot t}} \right) \right) \quad (2.7)$$

де функція  $\operatorname{ierfc}(x)$  - інтеграл від функції інтегралу ймовірності  $\operatorname{erfc}(x)$ :

$$\operatorname{ierfc}(x) = \int_x^{\infty} \operatorname{erfc}(x) dx = \left( \frac{1}{\sqrt{\pi}} \right) \cdot e^{-x^2} - x \cdot \operatorname{erfc}(x) \quad (2.8)$$

Інша ситуація виникає при застосуванні імпульсного режиму роботи лазера. Цей режим дозволяє застосовувати велику потужність за малотривалий імпульс, що надає йому ряд переваг у порівнянні із неперервним режимом [14]:

- Імпульсне лазерне випромінювання викликає більш виражену активацію опасистих клітин, що характеризується достовірним збільшенням їх кількості і посиленням дегрануляції в порівнянні з безперервним випромінюванням.
- Високоінтенсивне імпульсне лазерне випромінювання надає більш шадну дію на біологічні тканини в порівнянні з безперервним випромінюванням і обумовлює менший розмір області пошкодження.

Для квазістаціонарного режиму генерації імпульсного лазера розв'язання рівняння при нульовій початковій температурі матиме вигляд:

$$T(x,t) = \frac{2q\sqrt{\alpha \cdot t}}{\kappa} \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{\alpha \cdot t}} \right) \quad (2.9)$$

Для побудови графічного вигляду, необхідно знати такі характеристики як зона термічного впливу, на яке розповсюджується тепло за час лазерної взаємодії та швидкість поширення теплового фронту.

Зона термічного впливу – це частина тканини, структура якої була змінена,

але не коагульована. Зміна структури у зоні термічного впливу є однією із характеристик якості лазерного розрізу. Для імпульсного режиму має математичний вираз:

$$h_t = 2\sqrt{\alpha \cdot \tau} [м] \quad (2.10)$$

Швидкість поширення теплового фронту за час дії лазерного випромінювання виражається формулою:

$$v_t = \sqrt{\frac{\alpha}{\tau}} [м/с] \quad (2.11)$$

Підставивши значення у формули (2.10) та (2.11) маємо:

$$h_t = 2\sqrt{1.28 \cdot 10^{-3}} = 7.155(см)$$

$$v_t = \sqrt{\frac{1.28}{1}} = 1.131(м/с)$$

Значення параметру теплового поширення вказує на межі координати  $x$  рівняння (2.9), а швидкість поширення – на характер поверхні, оскільки значення швидкості поєднує у собі аргументи, які є координатами графіку. Характеристика температурного поля в об'ємі майже експоненційно зростає протягом всієї тривалості імпульсу впливу. Побудована у MATLAB поверхня наведена на рисунку 2.1.

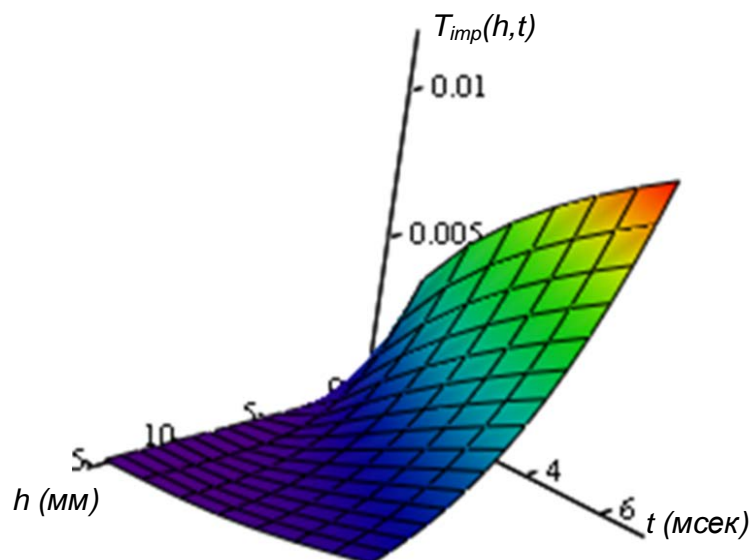


Рисунок 2.1 – Температурний розподіл у тканині при дії на неї імпульсним лазерним випромінюванням (MATLAB)

Оцінемо швидкість нагріву матеріалу, тобто швидкість зміни температури, продиференціювавши вираз (2.9) по  $t$ :

$$V_T = \frac{dT(x,t)}{dt} = \frac{Aq}{\kappa} \left( \sqrt{\frac{\alpha}{\tau}} \operatorname{ierfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{\alpha \cdot t}} \right) + \frac{x}{2\tau} \cdot \operatorname{erfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{\alpha \cdot t}} \right) \right) \quad (2.12)$$

Вираз для градієнта температури при нагріві тіла джерелом тепла із постійною щільністю потоку отримаємо, про диференціювавши (2.17) за координатою  $x$ :

$$\operatorname{grad}_T = \frac{dT(x,t)}{dx} = \frac{-Aq}{\kappa} \operatorname{erfc} \left( \frac{x}{2\sqrt{\alpha \cdot t}} \right) \quad (2.13)$$

Градієнт температури тим вищий, чим більше відношення  $q/\kappa$ . Графік швидкості згідно формули 2.12, побудований у MathCad 2014, наведено на рис. 2.2.

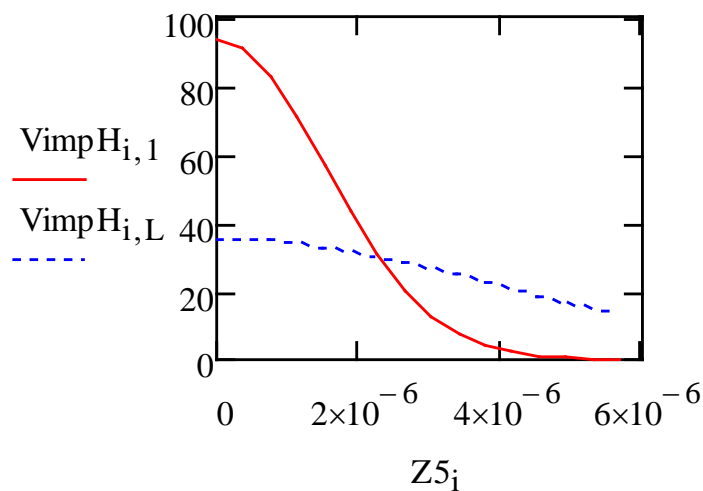


Рисунок 2.2 – Швидкість нагріву судини у початковий (–) та кінцевий (--) момент тривалості імпульсу

Як видно з рисунку, на поверхні тіла градієнт температури може мати досить великі значення.

Знаючи температурне поле матеріалу та градієнт температури, можна оцінити глибину лунки  $d$ , що ефективно утворена джерелом тепла – глибину зони термічного впливу:

$$h = \sqrt[3]{\left(\frac{r}{\operatorname{tg}(\gamma)}\right)^3 + \frac{3P\tau}{\pi \cdot \operatorname{tg}^2(\gamma) \rho L_n}} - \frac{r}{\operatorname{tg}(\gamma)} [\text{м}] \quad (2.14)$$

де  $\gamma$  – кут збіжності, що для напівпровідникових лазерів становить  $10^\circ$  -  $20^\circ$ .  
Із даного діапазону обираємо  $15^\circ$ ;  $L_n$  – питома теплота нагрівання, знаходиться із умови  $L_n \gg L_{пл}$ , де  $L_{пл}$  – питома теплота плавлення, що для водомістких речовин становить  $10^6$  Дж/К

$$h = \sqrt[3]{\left(\frac{10^{-3}}{\operatorname{tg}(15)}\right)^3 + \frac{3 \cdot 18 \cdot 10^{-3}}{3.14 \cdot \operatorname{tg}^2(15) \rho \cdot 10^7}} - \frac{10^{-3}}{\operatorname{tg}(15)} = 5.59 \cdot 10^{-3} (\text{м})$$

Як видно з (2.14) глибина нагріву прямо пропорційна тривалості імпульсу.  
На рисунку 2.3 представлена залежність глибини нагріву тканини від радіуса сфокусованої плями.

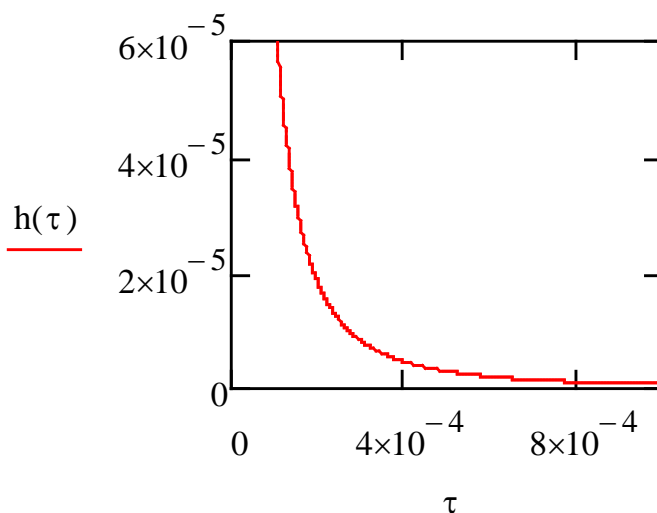


Рисунок 2.3 – Глибина лунки біотканини при різних значеннях радіусу плями лазерного випромінювання

Радіус утвореної лунки, описується виразом:

$$R = \sqrt[3]{r^3 + \frac{3P\tau \operatorname{tg}(\gamma)}{\pi \cdot \rho L_n}} \quad (2.15)$$

$$R = \sqrt[3]{(10^{-3})^3 + \frac{3 \cdot 4 \cdot 10^{-3} \cdot \operatorname{tg}(15)}{3.14 \cdot 1.4 \cdot 10^3 \cdot 10^7}} = 1.0001 \cdot 10^{-3} (\text{м})$$

Як видно, радіус повністю відповідає значенню радіуса плями на торці

хірургічного світловода.

Таким чином, проведено аналіз теплової взаємодії випромінювання лазерного коагулятора із клітинами крові. Отримано значення потужностей лазера, які необхідні для коагуляції крові при ендовазальній хірургії кровоносних судин, розподіл температури в центрі плями у різні моменти дії лазера, швидкість її зміни. Отримані значення узгоджуються з експериментальними даними, що дозволяє сформулювати вимоги щодо випромінювача для ефективної роботи системи лазерної хірургії судин.

## 2.2. Розрахунок параметрів лазерного випромінювача

Для наступних розрахунків беремо з [1] характеристики напівпровідникової сполуки GaAs: борівський радіус  $a_b=5,69 \text{ \AA}$ , діелектрична проникність  $\varepsilon_o=12,5-12,9$  питома провідність  $\sigma=10^3-10^4 \text{ См/м}$ , показник заломлення  $n=3,53-3,59$ .

Ширина забороненої зони для інжекційного лазера на основі GaAs[2]:

$$E_g \approx 1,5 \text{ eV} .$$

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

$$\lambda_0 = \frac{hc}{E_g} \approx \frac{1,24}{E_g} [\text{eV}] = 0,81 [\text{мкм}] .$$

Розміри активного тіла лазера, які необхідні для наступних обчислень обираємо типовими в залежності від довжини лазерного кристалу  $l=200 \text{ мкм}$  (стандартна конфігурація  $a < b$ ,  $a < l$ ): ширина -  $a=30 \text{ мкм}$ , висота -  $b=40 \text{ мкм}$ .

Визначимо дифракційні втрати резонатора та оптимальні умови роботи всієї оптичної системи. Дзеркала лазера повинні мати радіус не менш ніж грані перерізу активного шару:

$$a = d = 10 \text{ мкм} ,$$

$$N_F = \frac{10^2 \cdot 10^{-12}}{25 \cdot 10^{-6} \lambda} = \frac{4,494}{3,478} .$$

Відповідні дифракційні втрати резонатора апроксимують за формулою[3]

(рис. 2.4):

$$\beta \approx 0,3 \cdot N^{-3}.$$

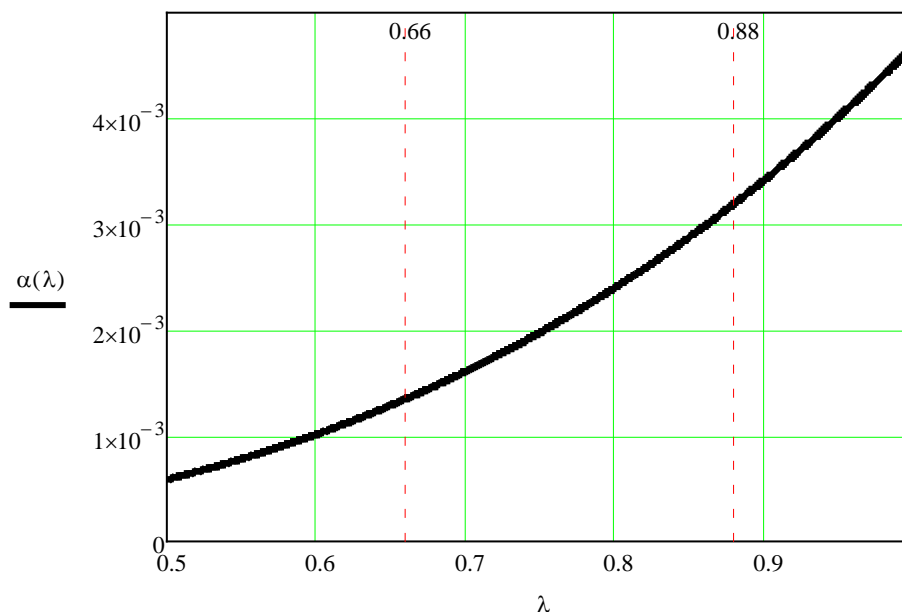


Рисунок 2.4. Дифракційні втрати резонатора

З рис. 2.4 бачимо, що дифракційні втрати резонатора для заданих довжин хвиль не перевищують значення 1%.

Для визначення втрат на дзеркалах знаходимо коефіцієнт відбиття дзеркал [6].

Для металевих дзеркал коефіцієнт відбиття при нормальному падінні хвилі [6]:

$$R = \frac{(n-1)^2 + \kappa^2}{(n+1)^2 + \kappa^2};$$

де  $n$  та  $\kappa$  – показники заломлення та поглинання відповідно.

За довідковими даними знаходимо, що для заданих значень довжин хвиль апроксимовані (усереднені) коефіцієнти заломлення та поглинання для заданого покриття дзеркал (Ag), які становлять  $n=0,5$ ,  $\kappa=4,08$  [1].

Таким чином,

$$R_1 = \frac{0,5^2 + 4,08^2}{1,5^2 + 4,08^2} = 0,894.$$

Значення коефіцієнта відбиття для вихідного дзеркала (обираємо при 15% пропускання):

$$R_2 = (1 - 0,15)0,894 = 0,75.$$

Загальні втрати резонатора на дзеркалах:

$$\alpha_{mir} = 1 - R_1 R_2 = 0,671$$

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

З іншого боку, коефіцієнт підсилення  $g$  визначає необхідну інверсію заселеностей (порогова умова генерації лазера)(у системі СГС):

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

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

Густина порогового струму інжекційного лазера:

$$J_{nop} = g_{nop} \frac{8\pi e n^2 \Delta\nu D}{\eta_q \lambda_o^2},$$

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.)

$$J_{nop} = 57,1 \frac{8 \cdot 3,141 \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \cdot 1,5 \cdot 10^{13} \cdot 3,56^2 \cdot 2 \cdot 10^{-4}}{0,75 \cdot 0,81^2 \cdot 10^{-8}} = 14655 \left[ \frac{\text{А}}{\text{м}^2} \right].$$

Диференційний квантовий ККД, виражений через параметри лазерного резонатора:

$$\eta_d = \frac{1 - R_1}{\left(1 + \sqrt{\frac{R_1}{R_2}}\right)(1 - \sqrt{R_1 R_2})} \frac{\frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}}{\alpha + \frac{1}{l} \ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}} = \frac{1 - 0,748}{(1 + 1,066)(1 - 0,702)} \frac{7,1}{57,1} = 0,051 \approx 5,1\% .$$

Для забезпечення потужності, потрібної для лазерної коагуляції судин, потрібно значно збільшити площу поверхні випромінювання, тому приймаємо розрахункову площу активної площі лазерного кристаллу виходячи з практичних даних виробників  $S = 10^{-4} [m^2]$

Відповідно пороговий струм накачки лазерного діода:

$$I_n = J_{nop} S = 1,47 [A].$$

Вихідна потужність напівпровідникового лазера у лінійному режимі для  $\lambda_1$  (робочий струм 1,7A):

$$P_{out} = hv[I_{роб} - I_n] \frac{1}{e \left(1 + \kappa \frac{l}{\ln \frac{1}{\sqrt{R_1 R_2}}}\right)} \approx \frac{6,63 \cdot 10^{-34} 2,12 \cdot 10^{14} 0,23}{1,6 \cdot 10^{-19} (1 + 0,57 \cdot 0,141)} \approx 7,2 [Вт]$$

### 2.3. Розрахунок характеристик оптичної системи та світловода

Якщо для зменшення втрат використовується сферична лінза, то вона змінює кутові розміри індикатриси джерела випромінювання. Індикатриса зменшується й стає рівною числовій апертурі світловода. На рис. 2.5 показана схема вводу випромінювання у світловод для даного випадку.



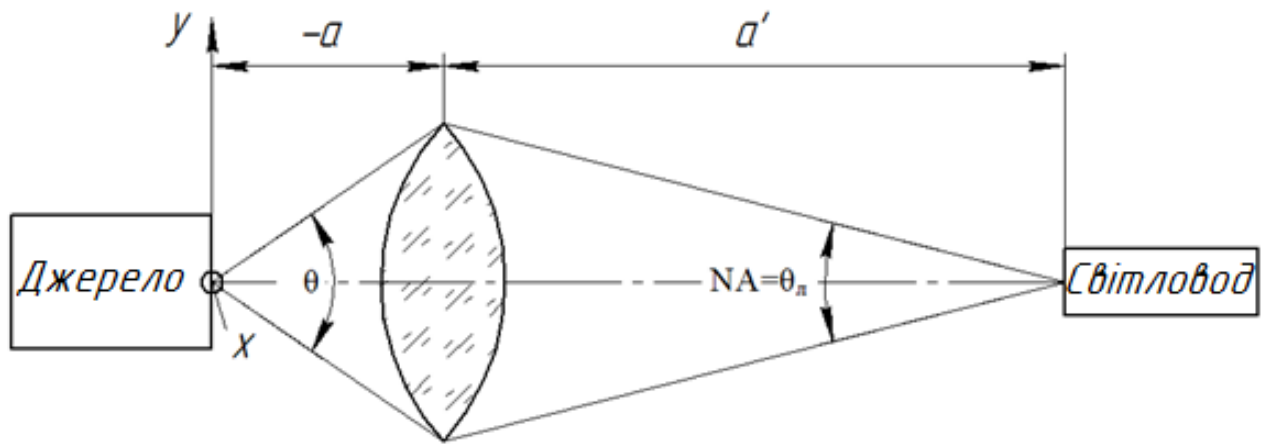


Рисунок 2.5 – Схема вводу випромінювання у світловод

Для розрахунків оптичної системи для фокусування у світловод визначимо розбіжність досліджуваного лазера для основної ( $TEM_{00}$ ) моди:

$$\begin{aligned} \varphi &= \varphi_{\text{дифр}} + \varphi_{\text{геом}} = \frac{2,44\lambda}{D} + 0,939 \sqrt{\frac{2\lambda}{R_{\text{екв}}}} = \frac{2,44 \cdot 0,81 \cdot 10^{-6}}{0,01} + 0,939 \sqrt{\frac{2 \cdot 0,81 \cdot 10^{-6}}{1,333}} = \\ &= 2,828 \cdot 10^{-3} \text{ (рад.)} \end{aligned}$$

Для фокусування пучка лазера у волоконний світловод (пропонується застосовувати полімерний світловод МС 2 із перерізом 1 мм) достатньо застосувати короткофокусну збиральну лінзу.

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

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

Дифракційне та абераційне збільшення діаметра пучка при фокусуванні лазера у пучок із малим поперечним перерізом визначається за формулою [9]:

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

де  $D$  - діаметр вхідної зіниці системи (враховуємо 1 см),  $\Delta y'$  - 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  $\Delta y' = \Delta S' \operatorname{tg} \sigma'_A = \Delta S' \cdot 0,0013$ ,  $\Delta S' \rightarrow 0$  - повздожня сферична аберація практично відсутня внаслідок малих кутів падіння) значення мінімального розміру діаметра перетяжки системи:

$$2y' = \sqrt{\frac{2 \cdot 0,658 \cdot 3}{3,141} \cdot 10^{-5} \text{ м} + 1,22 \frac{0,658 \cdot 10^{-6} \cdot 0,005}{0,01}} \approx 10,3 \text{ мкм}.$$

Відомо, що об'єктив із фокусною відстанню  $f$ , встановлений за вихідним торцем лазера з кутом розбіжності променів  $2\theta$ , фокусує випромінювання у задній фокальній площині на площадку розміром [9]:

$$\delta = 2f \operatorname{tg} \theta.$$

Для розрахованого лазера:

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

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

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

Тому, оскільки обраний діаметр світлопровідної жили більший за розраховану величину, тонка циліндрична лінза, встановлена на вихідному торці лазерного резонатора задовільняє вимогам щодо узгодження лазерного резонатора із оптичним волокном.

Оптичну схему узгодження лазерного випромінювача із оптичним волокном наведено на рис. 2.6

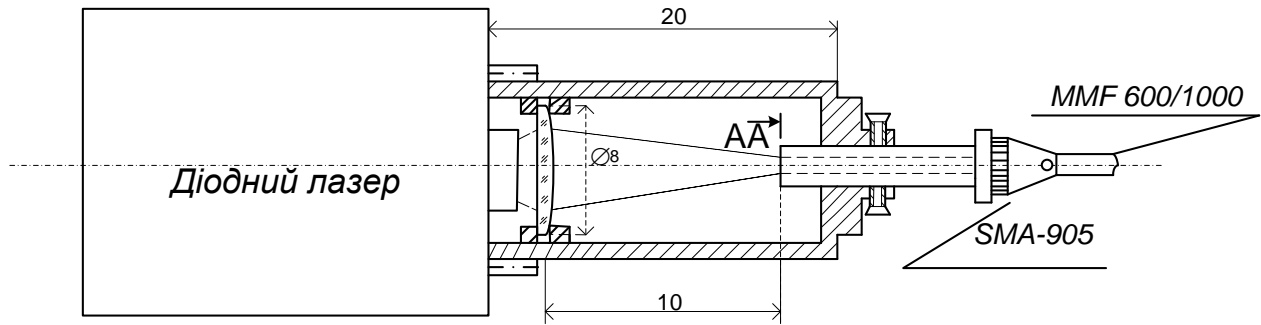


Рисунок 2.6 – Оптична схема узгодження випромінювача із оптичним волокном

Оцінимо основні характеристики затухання в оптичному волокні.

Коефіцієнт затухання в ОВ- це величина затухання на одиниці довжини волокна і виражається в дБ/км. Коефіцієнт затухання в ОВ обумовлюється власними втратами і виражається у вигляді:

$$\alpha_{\Sigma} = \alpha_i + \alpha_p + \alpha_r ,$$

де  $\alpha_r$ ,  $\alpha_i$ ,  $\alpha_p$  - складові коефіцієнта затухання за рахунок релеевського розсіювання, поглинання в матеріалах волокон, інфрачервоного поглинання і поглинання на домішках ОВ, відповідно.

В загальному вигляді втрати енергії в матеріалі волокна залежать від поглинання світлової енергії, наявності сторонніх домішок, таких як гідроксидні групи (ОН), іони металів (заліза, кобальту, нікелю, міді) та інших включень, а також від втрат на поглинання енергії, що передається в інфрачервоній області спектру.

Власні втрати на інфрачервоному розсіюванні для заданого волокна:

$$a_i = C e^{-\frac{k}{\lambda}},$$

де  $C$  і  $k$  – постійні коефіцієнти для матеріалу волокна, для халькогенідного скла рівні [2] 0,3 та  $0,5 \cdot 10^{-6}$  відповідно.

$$a_{i\lambda_1} = 0.3e^{-\frac{0.5 \cdot 10^{-6}}{0.8 \cdot 10^{-6}}} = 0.16(\text{дБ} / \text{км})$$

Втрати на розсіювання Релея, пов'язані із наявністю неоднорідностей мікроскопічного масштабу:

$$a_r = \frac{k_{rel}}{\lambda^4},$$

де  $k_{rel}$  – коефіцієнт релеєвського розсіювання середовища, для халькогенідного скла  $0,7\mu m^4 \partial B / км$ ,

$$a_r = \frac{0.7}{(0.81)^4} = 1.62 \frac{\partial B}{км}$$

Втрати на поглинання:

$$a_p = \frac{\pi n_1 tg \sigma}{\lambda} \cdot 8.69 \cdot 10^3,$$

де  $tg \sigma$  – тангенс кута діелектричних втрат у світловоді, що дорівнює [10]  $0,5 \cdot 10^{-10}$ ,

$$a_p = \frac{3.14 \cdot 1.451 \cdot 0.5 \cdot 10^{-10}}{2.65 \cdot 10^{-6}} \cdot 8.69 \cdot 10^3 = 0.187 \partial B / км,$$

Підставляючи, отримаємо загальні внутрішні втрати:

$$a_{\Sigma} = 0.16 + 1.62 + 0.187 = 1.967 \partial B / км,$$

Для заданої довжини кабелю ( $L=2м$ ) можливе загасання в кабелі:

$$a_{\partial \partial \partial} = a_{\Sigma} \cdot L.$$

$$a_{каб} = 1.967 \cdot 2 \cdot 10^{-3} = 3.934 \cdot 10^{-3} \partial B$$

Як видно із розрахунків, використання кварцового скла у якості матеріалу для світловодного інструменту має гарні показники, що характеризують якість передачі оптичного випромінювання.

Для ЕВЛК застосовують такі засоби доставки до об'єкту, як магістральний світловод із одноразовими світловодами (рис. 2.7).



Рисунок 2.7 – Магістральний світловод MC2

Для доставки випромінювання до об'єкту використовують магістральний світловод із одноразовими хірургічними світловодами. Пропонується для роботи магістральний світловод MC2 із роз'ємним з'єднувачем SMA-905 виробництва Фотоніка Плюс. У якості світловодних насадок пропонуються металеві наконечники із радіальною формою вихідного випромінювання компанії LGO.

- ✓ Радіальна форма лазерного випромінювання
- ✓ Сварне з'єднання колби і світловодного волокна
- ✓ Спеціальний склад оболонки для кращого ковзання
- ✓ Маркування на зовнішній оболонці



#### Технические характеристики

Длина световодного волокна	2,5 м
Диаметр световодного волокна	600 мкм
Диаметр колбы	1,8 мм (6 Fr)
Длина волны лазерного излучения	от 980 до 1560 нм
Числовая апертура	до 0,37
Потери энергии лазерного излучения	менее 2%
Угол конуса лазерного излучения	60° от оси светопроводящего волокна



Выходное лазерное излучение световодного инструмента LGO-Satum Side Fiber имеет радиальную форму без излучения вдоль оси световодного волокна

Световодный инструмент LGO-Satum Side Fiber является оптимальным световодным инструментом с радиальной формой лазерного излучения (360°) для эффективного хирургического вмешательства методом эндовенозной лазерной коагуляции малой и большой подкожных вен нижних конечностей при диагностировании венозной недостаточности. Маркировка на внешней оболочке позволяет точно контролировать положение световодного инструмента в вене.

Рисунок 2.8 - Радіальний світловод LGO для флебології (для ЕВЛК)

## 2.4 Розробка методу лазерної хірургії судин

Пропонується метод лазерної волоконної хірургії судин, в якому на відміну від існуючих використовується комбінована дія двох лазерів в одному волоконному світловоді, а також візуальний контроль зображення судин в операційній зоні під час процедури, що дозволяє збільшити ефективність поглинання випромінювання та враховувати індивідуальні особливості пацієнта.

Узагальнену схему запропонованого методу наведено на рис. 2.9.

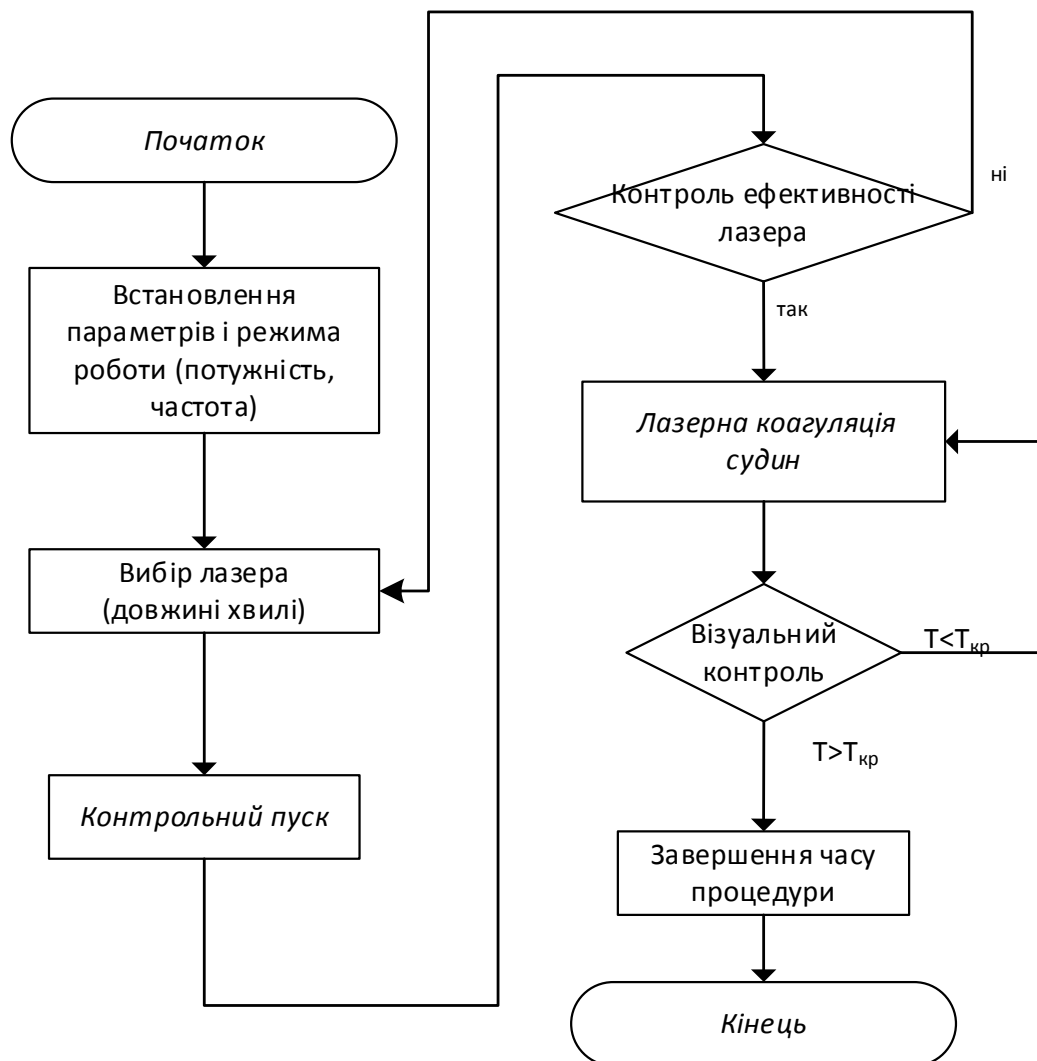


Рисунок 2.9 – Блок схема методу лазерної волоконної хірургії судин

Метод включає такі етапи :

- 1) Встановлення параметрів процедури і режиму роботи лазера;
- 2) Вибір робочої довжини хвилі лазера (лазерів в комбінованому

режимі);

3) Контроль спектральної ефективності лазера (ефективності процедури);

4) Проведення процедури коагуляції судин хірургом;

5) Здійснення візуального контролю операційної зони коагуляції судини.

В якості робочого інструменту пропонується магістральний світловод МС2 із роз'ємним з'єднувачем SMA-905 виробництва Фотоніка Плюс (м. Черкаси), до якого підключаються наконечники із разовими світловодами для ендовазальної коагуляції судин.

## **2.5 Висновки до розділу 2**

В результаті моделювання теплових процесів при лазерній коагуляції судин встановлено основні характеристики температурних розподілів у тканині при неперервному та імпульсному режимах роботи. Отримано значення потужності лазера для коагуляції кровоносних судин. Це дозволяє сформулювати вимоги до випромінювача для ефективної роботи засобу лазерної хірургії судин.

Виконано розрахунки електричних та оптичних характеристик напівпровідникового діода для відповідного лазерного випромінювача. Визначені значення основних електричних і енергетичних характеристик лазерного випромінювача, а також параметри оптичної системи (збиральної лінзи) для узгодження лазера із оптичним волокном. При діаметрі оптичного волокна 1мм така збиральна лінза, встановлена на відстані 10 мм від лазера, забезпечує ефективне узгодження лазерного модуля і світловода.

Удосконалено метод лазерної волоконної хірургії судин, в якому на відміну від існуючих використовується комбінована дія двох лазерів в одному волоконному світловоді, а також візуальний контроль зображення судин в операційній зоні під час процедури, що дозволяє збільшити ефективність поглинання випромінювання та враховувати індивідуальні особливості пацієнта.

### 3 ПРОЕКТУВАННЯ ЗАСОБУ ЛАЗЕРНОЇ ХІРУРГІЇ СУДИН

Основними функціональними блоками схеми є:

- лазерний випромінювач із двома активними елементами на діодних лазерах (810 нм та 980 нм),
- пілотний лазер (650 нм),
- блок живлення,
- генератор імпульсів,
- блок індикації і контролю,
- волоконно-оптична система для узгодження лазерного випромінювання із магістральним світловодом,
- волоконний інструмент для хірургічних маніпуляцій (одноразовий світловод),
- блок візуального контролю.

Розглянемо детальніше кожен із блоків.

У якості лазера для коагуляції біотканин застосовуємо високоінтенсивний діодний лазер на InGaAsP, який має дві реалізації – із довжинами хвилі 980 нм та 810 нм та максимальною потужністю на виході волокна до 30 Вт.

Основними перевагами лазерної системи для ендовазальної хірургії судин є:

- можливість швидкого і ефективного видалення уражених об'єктів практично без пошкодження сусідніх тканин;
- малоінвазивність, що дозволяє мінімізувати больові відчуття хворих;
- ефективне поглинання випромінювання судинами;
- універсальність за рахунок вибору різних режимів роботи для забезпечення відповідних ефектів при дії на різні судини, які можливі також за рахунок підключення різних волоконних інструментів.

Конструкція лазерного коагулятора для ЕВЛКВ представляє собою рухому платформу, у нижній частині якої встановлені блоки живлення і контролю, у верхній – лазерний випромінювач та оптична система, до виходу якої підключений волоконний світловод із можливістю підключення разових



кварцових світловодів. Контроль за роботою пристрою здійснюється на рідкокристалічному екрані блоку індикації і контролю. Регулювання вихідної потужності лазера здійснюється як автоматично, так і за допомогою спеціальної виносної педалі для оператора. Пілотний лазер забезпечує візуалізацію випромінювання у зоні випромінювання біотканини. Апарат рекомендується застосовувати разом з УЗД апаратом та/або матричним ІЧ датчиком для моніторингу вен при операції.

### **3.1 Розробка структурної схеми засобу**

Засіб складається з таких компонентів:

- лазерний випромінювач, який складається з двох лазерних діодів, об'єднаних за допомогою оптичного об'єднувача в єдиний вихідний волоконний вихід;
- пілотний лазер;
- мікропроцесорний блок формування і керування сигналами;
- блок живлення;
- блок індикації;
- ручний ультразвуковий сканер;
- магістральний волоконний світловод МС2;
- блок узгодження лазерного модуля із світловодом;
- набір світловодів та хірургічних насадок для коагуляції.

На рис. 3.1 представлена структурна схема комп'ютеризованої системи лазерної хірургії судин.

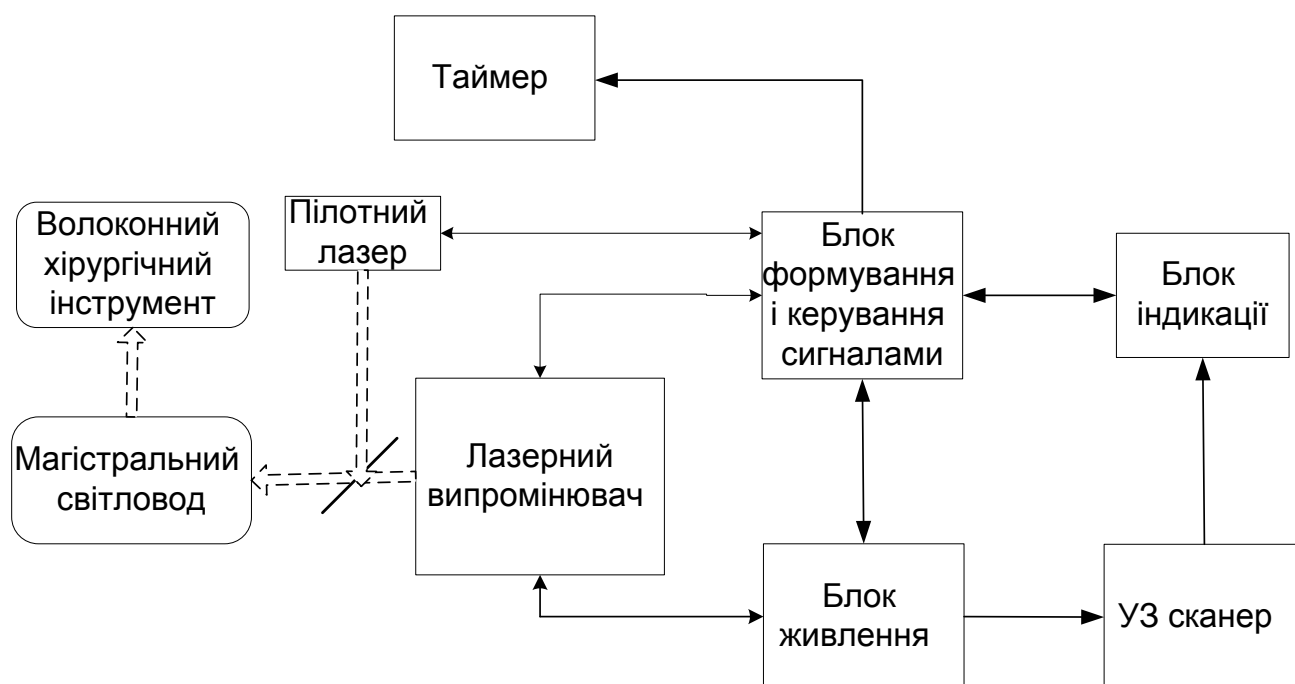


Рисунок 3.1 – Узагальнена структурна схема системи лазерної коагуляції судин

Пілотний лазер необхідний для візуалізації променя відповідного хірургічного лазера, який працює у інфрачервоному діапазоні і є невидимим для ока людини. У якості пілотного лазера обираємо напівпровідниковий лазерний діод з довжиною хвилі генерації 650 нм та вихідною потужністю близько 5 мВт. У порівнянні із потужністю випромінювання у імпульсному режимі на виході основного лазерного випромінювача, пілотний лазер не дає суттєвого впливу на тканину людини.

Пристрій працює таким чином. При включенні подається живлення на всі елементи блоку живлення та керування. Лікар (медичний працівник) встановлює на пульті мікроконтролерного блоку керування параметри процедури (вихідну потужність лазерів та частоту) та встановлює світловод у відповідну судину за допомогою спеціального інструмента. Зауважимо, що вибір типу лазерного діодного випромінювача залежить від типу операції і стану судин. Після подачі пускового електричного сигналу таймер запускає зворотній відлік часу процедури. Ультразвуковий сканер додатково слідкує за процесом коагуляції в

зоні опромінення судини, виводить її зображення на монітор для візуалізації процедури у реальному часі.

### 3.2 Розробка схем лазерних модулів випромінювача

З урахуванням проведених у п.2.2 розрахунків для коагуляції судин було обрано лазерні волоконні модулі 808nm 35W Infrared High Power Fiber Coupled Laser 105 $\mu$ m Fiber Output Laser Module із довжиною хвилі 808 нм та High Power 980nm 30W Semiconductor Fiber Coupled Laser Infrared Laser 105 $\mu$ m Fiber Output з довжиною хвилі 980 нм фірми CivilLaser (КНР) із характеристиками, які показано у табл. 3.1.

Таблиця 3.1 - Характеристики лазерного діода 808nm 35W

Параметри	Значення	Розмірність
Максимальна вихідна оптична потужність	35	W
Ефективність перетворення (WPE)	45	%
Робоча температура	25	°C
Граничний (пороговий) струм	1,3	A
Робочий струм	9,5	A
Робоча напруга	7,5	V
Довжина хвиль	808 $\pm$ 5	nm
Напівширина спектру	4	nm
Оптичне волокно (діаметр серцевина/оболонка)	105/125	mkm
Апертура волокна (NA)	0,22	-
Волоконний конектор	SMA905	-



Рисунок 3.2 – Зовнішній вигляд модуля 808nm 35W Civillaser

Таблиця 3.2 - Характеристики лазерного діода 980nm 30W

Параметри	Значення	Розмірність
Максимальна вихідна оптична потужність	30	W
Ефективність перетворення (WPE)	45	%
Робоча температура	25	°C
Граничний (пороговий) струм	1	A
Робочий струм	18	A
Робоча напруга	3,4	V
Довжина хвиль	980±5	nm
Напівширина спектру	4	nm
Оптичне волокно (діаметр серцевина/оболонка)	105/125	mkm
Апертура волокна (NA)	0,22	-
Волоконний конектор	SMA905	-

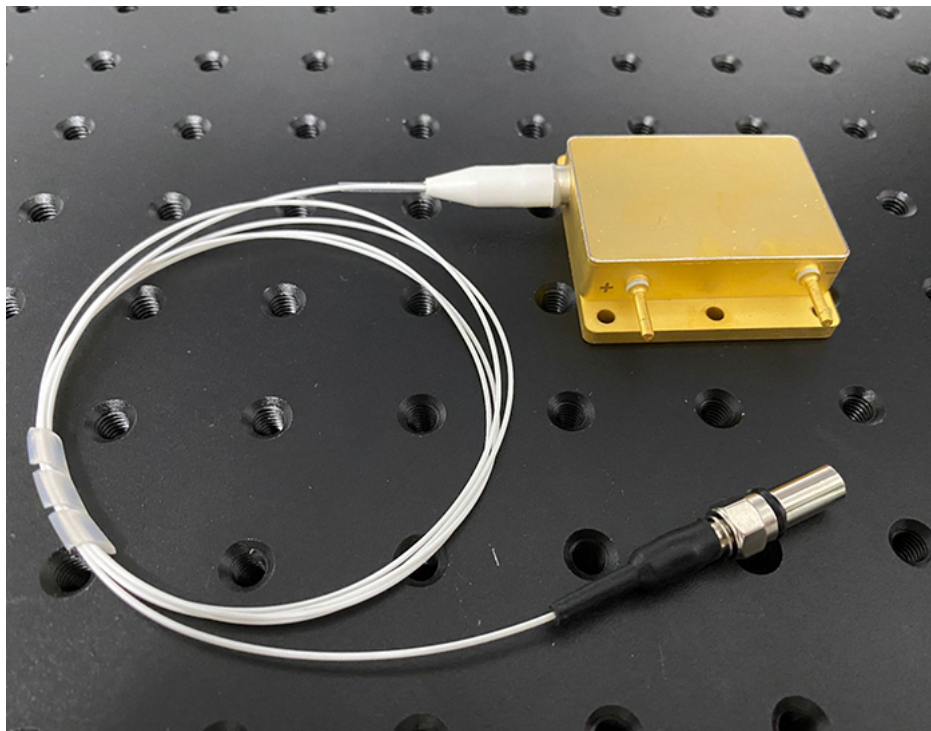


Рисунок 3.3 – Зовнішній вигляд модуля 980nm 30W CivilLaser

Габаритні розміри лазерних волоконних модулів наведено на рис. 3.4

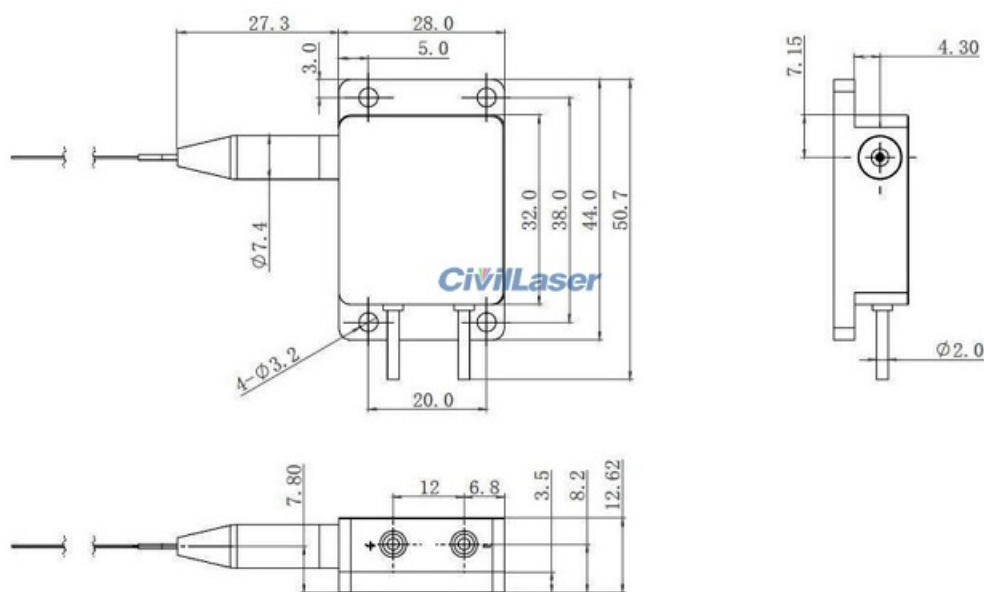


Рисунок 3.4 – Габаритні розміри лазерних модулів

Оскільки термін роботи лазера, довжина хвилі та потужність вихідного оптичного випромінювання залежить від температури, для лазерного діода потрібна температурна стабілізація [12]. Коли електричний струм проходить через

матеріал лазера, одна його сторона нагрівається сильніше. Одним з використовуваних методів температурної стабілізації є термопровідна паста між корпусом та діодом [13]. Нами також реалізовано зворотній зв'язок із фототранзистором. У разі якщо задана на потужність лазера падає, фототранзистор піднімає її до потрібного рівня.

Для зручності експлуатації, а також надання додаткових функціональних можливостей пропонується конструкція об'єднуючого модуля лазерного випромінювача із пілотним лазером у вигляді металевого кубика із відповідними оптичними елементами (колімуючі лінзи та напівпрозоре дзеркало) (рис. 3.5)

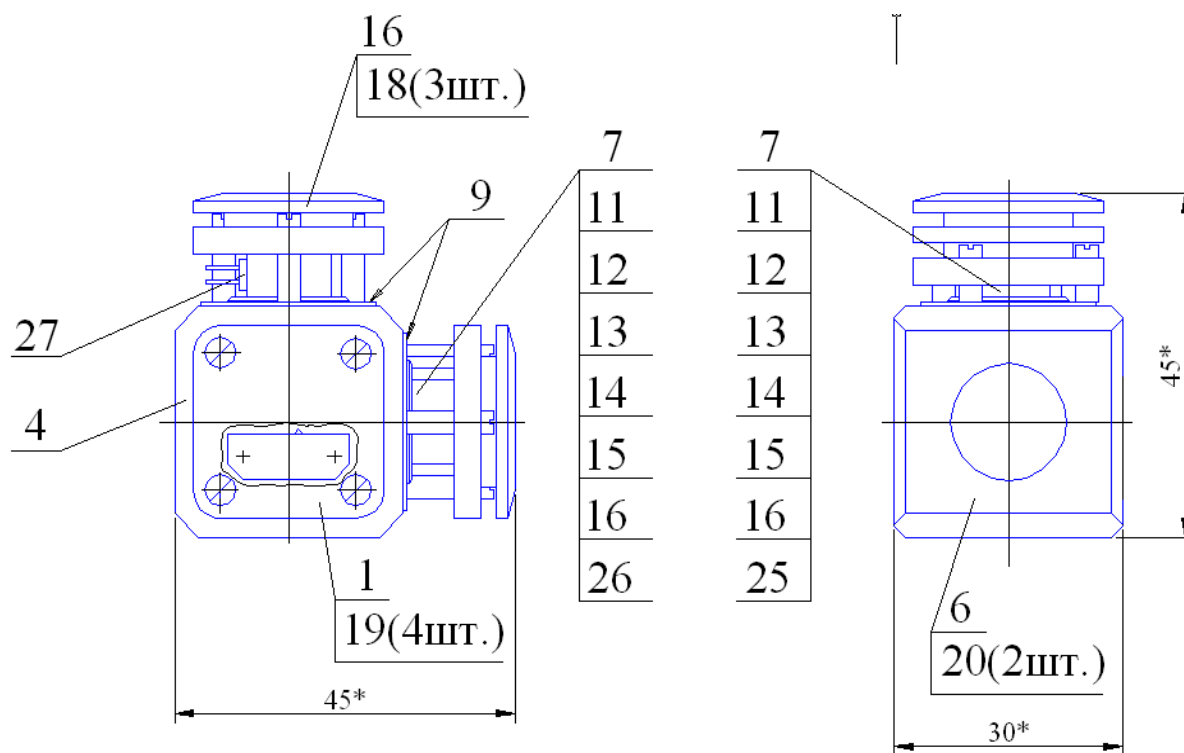


Рисунок 3.5 – Складальне креслення об'єднуючого модуля

Для вирішення цілої низки завдань лазерні діоди конструктивно поєднані із платами драйверів. При перевищенні рівня струму може відбутися незворотня деградація кристала лазерного діода, тому плата драйвера не дозволяє перевищити допустимі параметри. Чутливість лазерних діодів до перевищення струму обумовлена наявністю сильного позитивного зворотного зв'язку, що виникає в процесі генерації випромінювання [15]. Через сконцентроване

електромагнітне поля лазерного пучка відбувається пошкодження торців кристала (дзеркал) і лазер починає працювати як світлодіод. Саме тому на драйвері було встановлено резистор у схемі стабілізатору струму, який при перепадах напруги зможе захистити лазерний діод. Крім згаданих вище складових частин, лазерні модулі можуть включати оптику.

Запропоновано схему джерела постійного струму на операційному підсилювачі та польовому транзисторі, вихідний струм якої керується сигналом широтно-імпульсної модуляції (ШІМ) від мікроконтролера. Її зображено на рис.3.4.

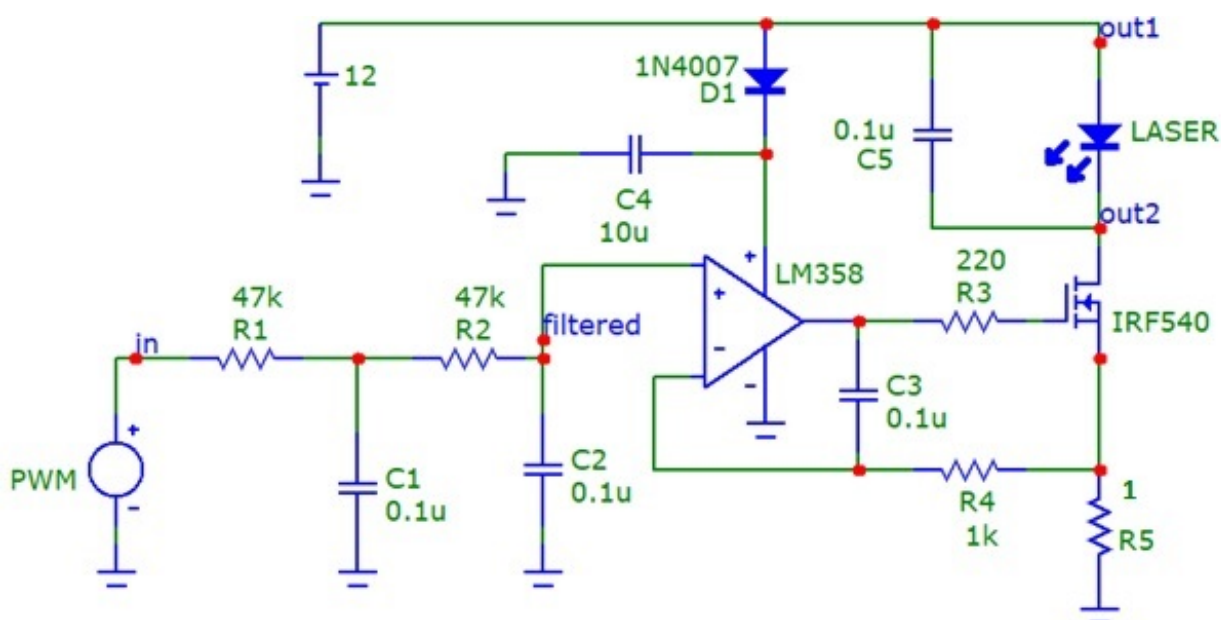


Рисунок 3.4 – Принципова схема блоку живлення лазерного модулю 808nm з ШІМ-регулюванням

Операційний підсилювач забезпечує розділення живлення лазера та центрального процесора при цьому даючи можливість керувати вихідним струмом з процесора. Зворотній зв'язок до інверсного входу в комбінації з саме таким включенням транзистора приводить до того, що операційний підсилювач встановлює на резисторі R5 напругу, яка прикладена до його неінвертованого входу, в нашому випадку це напруга, що утворена розгладженим за допомогою двох послідовних фільтрів  $R_1C_1$  та  $R_2C_2$  ШІМ-сигналом. На схемі ШІМ від

мікропроцесора замінений на імітуюче джерело. Вихідний струм, тобто струм, що проходить через лазер визначається відношенням напруги на неінвертованому вході ОП до  $R_5$ . При  $R_5 = 1$  Ом та амплітудою ШИМ 7,5В вихідний струм буде регульованим в діапазоні від 0 до 7,5 А і визначатиметься шпаруватістю ШИМ.

Враховуючи високі значення енергії лазерів кожен з модулів має бути з радіатором та охолоджуючим елементом. Охолодження лазера у засобі лазерної волоконної хірургії пропонується реалізовувати на термоелементі Пельтьє TEC1-12706, загальний вигляд якого зображено на рис.3.5.



Рисунок 3.5 – Термоелемент Пельтьє TEC1-12706

Основні технічні характеристики TEC1-12706 наведено у таблиці 3.3:

Таблиця 3.1 – Характеристики термоелемента Пельтьє TEC1-12706

Температура гарячої сторони (°C)	25	50
Потужність охолодження(Вт)	50	57
Максимальна різниця температур сторін (°C)	66	75
Максимальний струм (А)	6.4	6.4
Максимальна напруга (В)	14.4	16.4
Абсолютний опір (Ом)	1.98	2.3



Потужності охолодження і теплових характеристик пристрою достатньо для охолодження лазерів у робочому режимі. Для підтримання сталої температури елемент Пельтьє має працювати неперервно при перевищенні допустимого температурного порогу лазерів.

Запропоновану схему живлення елемента Пельтьє зображено на рис.3.7.

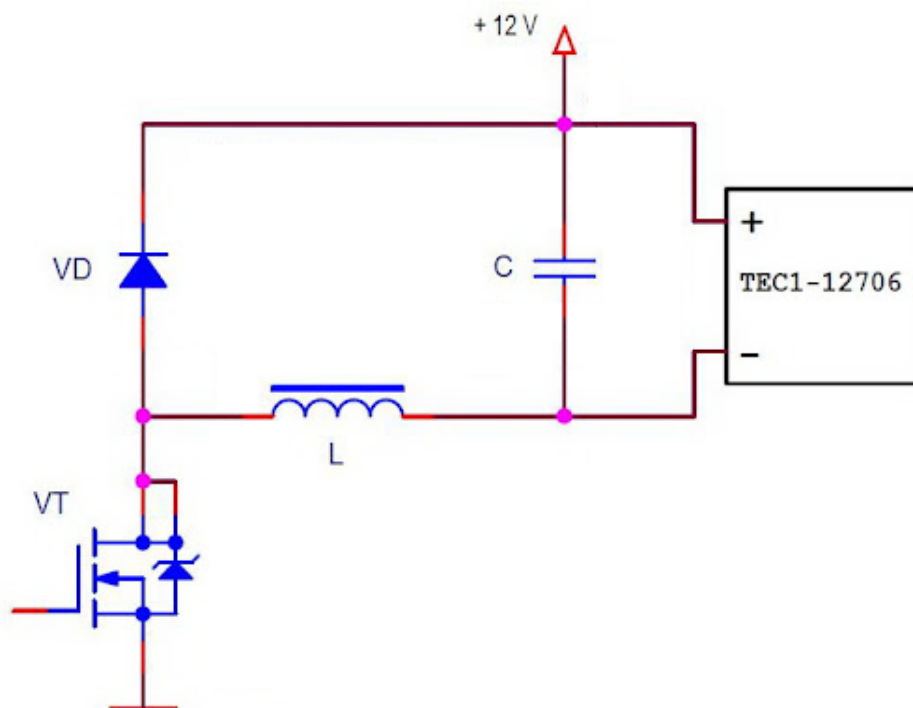


Рисунок 3.7 – Схема живлення елемента Пельтьє TEC1-12706

Таке підключення дає можливість керувати увімкненням охолодження з мікроконтролера. В схемі можна використати такий же транзистор, який використовується у схемі живлення лазера, а джерелом може слугувати той же блок живлення на 12 В.

Для управління параметрами лазерних модулів пропонується малопотужний 8-розрядний мікроконтролер ATmega328P, розроблений на основі AVR RISC архітектури. Мікроконтролер поставляється з прошитим завантажувачем Arduino Duemilanove (boot-loader), і готовий до роботи відразу після установки в вашу Arduino-сумісну плату, або в складі самостійно розробленого пристрою.

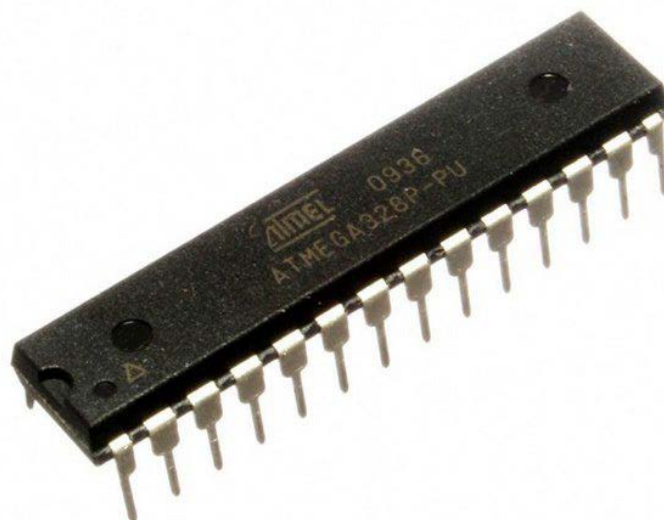


Рисунок 3.8 - Мікросхема мікроконтролера Atmega328P

Особливості роботи і структури мікроконтролера ATmega328P:

- Високопродуктивний, малопотужний 8-бітний мікроконтролер AVR;
- Розширена архітектура RISC;
- Потужна інструкція виконання більшості одиничних циклів-годин;
- 32 x 8 робочих регістрів загального призначення;
- Повністю статична робота;
- Пропускна здатність до 20 MIPS на частоті 20 МГц;
- 2-цикловий множник на мікросхемі;
- Елементи енергонезалежної пам'яті високої витривалості;
- 4/8/16 / 32К байт внутрішньосистемної самопрограмованої флеш-пам'яті;
- 256/512/512 / 1К байт EEPROM;
- Внутрішня SRAM 512 / 1К / 1К / 2К байтів;
- Цикли запису та стирання: 10000 флеш / 100 000 EEPROM;
- Збереження даних: 20 років при 85°C / 100 років при 25°C;
- Додатковий розділ завантажувального коду з незалежними блоками блокування;
- Внутрішньосистемне програмування за допомогою завантажувальної програми на мікросхемі;

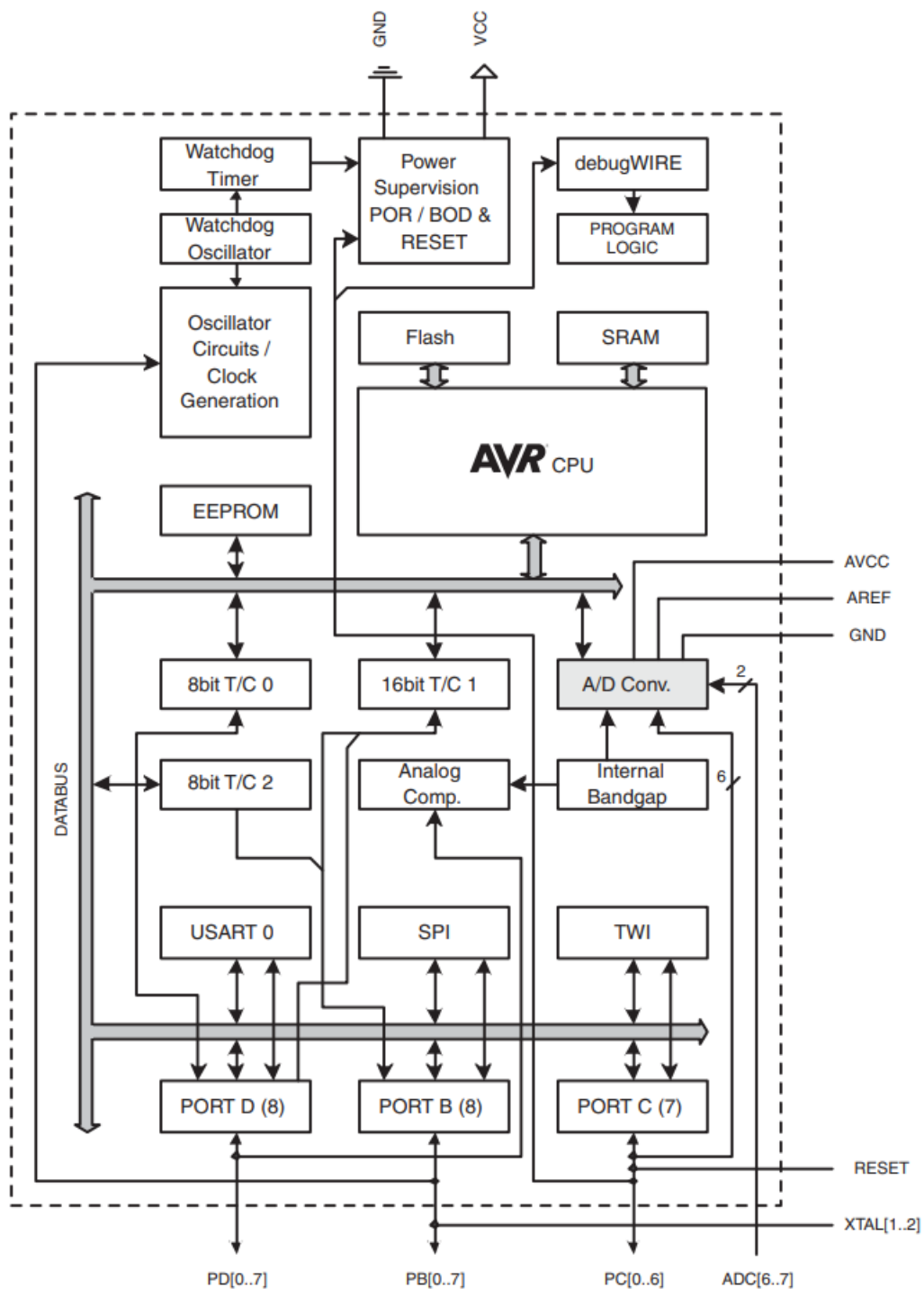


Рисунок 3.9 - Структурна схема мікроконтролера ATMEGA328P

До інших особливостей мікроконтролера відносять:

- Справжня операція читання та запису;
- Два 8-бітні таймери / лічильники з роздільним попередньою програмою і режимом порівняння;
- Один 16-розрядний таймер / лічильник з окремих програмою дорожнього

перегляду, порівняння режиму та захоплення;

- Лічильник реального часу з окремим осцилятором;
- Шість каналів ШІМ;
- 8-канальний 10-бітний АЦП в TQFP та QFN / MLF пакеті;
- 6-канальний 10-бітний АЦП в PDIP-пакеті;
- Вимірювання температури;
- Програмований серійний USART;
- Послідовний інтерфейс головного / підлеглого SPI;
- 2-провідний послідовний інтерфейс (сумісний із Philips I2C);
- Програмований сторожовий таймер з окремим генератором на мікросхемі;
- Аналоговий компаратор на мікросхемі;
- Переривання та пробудження при зміні контактів;
- Скидання включення та програмоване виявлення коричневого відключення;
- Внутрішній калібрований осцилятор;
- Шість режимів сну: режим очікування, зменшення шуму АЦП, економія енергії, вимкнення живлення, очікування;
- 23 програмовані лінії вводу / виводу;
- 28-контактний PDIP, 32-провідний TQFP, 28-контактний QFN / MLF та 32-контактний QFN / MLF;
- Робоча напруга 1,8 - 5,5В;
- Температурний діапазон: від -40°C до 85°C;
- Швидкодія: 0 - 4 МГц при 1,8 - 5,5 В, 0 - 10 МГц при 2,7 - 5,5В, 0 - 20 МГц при 4,5 - 5,5В;
- Споживання енергії на 1МГц, 1,8Вт, 25°C;
- Активний режим: 0,2 мА;
- Режим відключення живлення: 0,1 мкА;
- Режим економії енергії: 0,75 мкА (включаючи 32 кГц RTC).

Для підсвітки операційної зони при налаштуванні волоконної лазера для судинної хірургії пропонується підключення додаткового пілотного лазерного

діода потужністю 5мВт із довжиною хвилі 650 нм. Для цього його пропонується підключити з третьої робочої сторони об'єднувального оптичного модуля (через напівпрозору пластину вивести також його випромінювання у світловод).

Електричну схему драйвера пілотного лазера наведено на рис. 3.10.

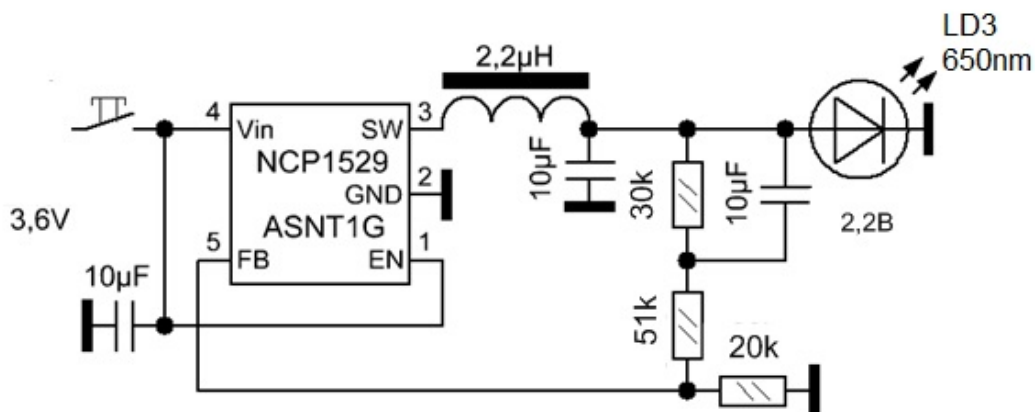


Рисунок 3.10 — Схема драйвера пілотного лазерного модуля 650 нм

Загальний вигляд конструкції пілотного лазерного модуля наведено на рис. 3.11

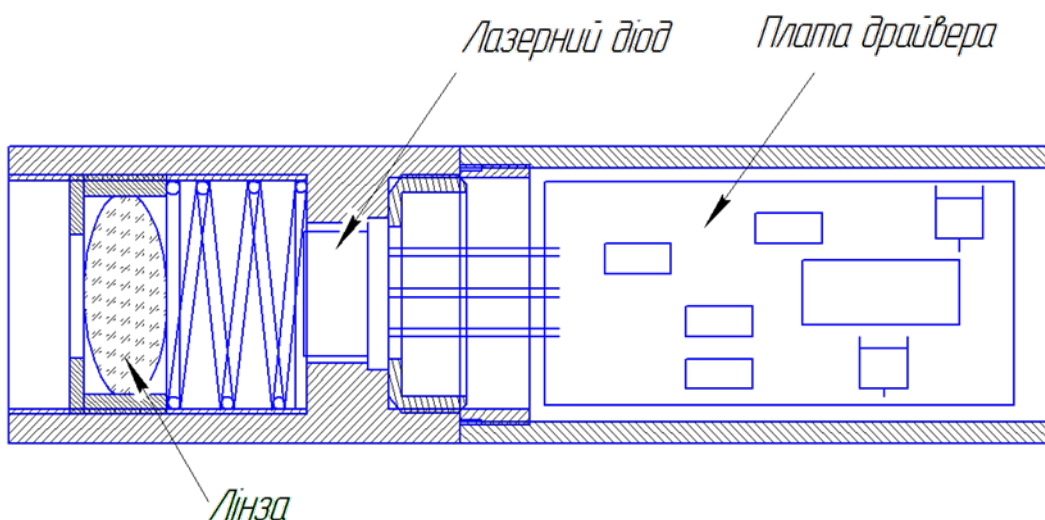


Рисунок 3.11 — Конструкція пілотного лазерного модуля 650 нм

### 3.3. Розробка схем блоку візуального контролю

Розглянемо два варіанти контролю – матричний інфрачервоний сенсор та ультразвуковий сканер.

Функціональну схему ультразвукового трансівера (приймача-передавача) показано на рис. 3.12.

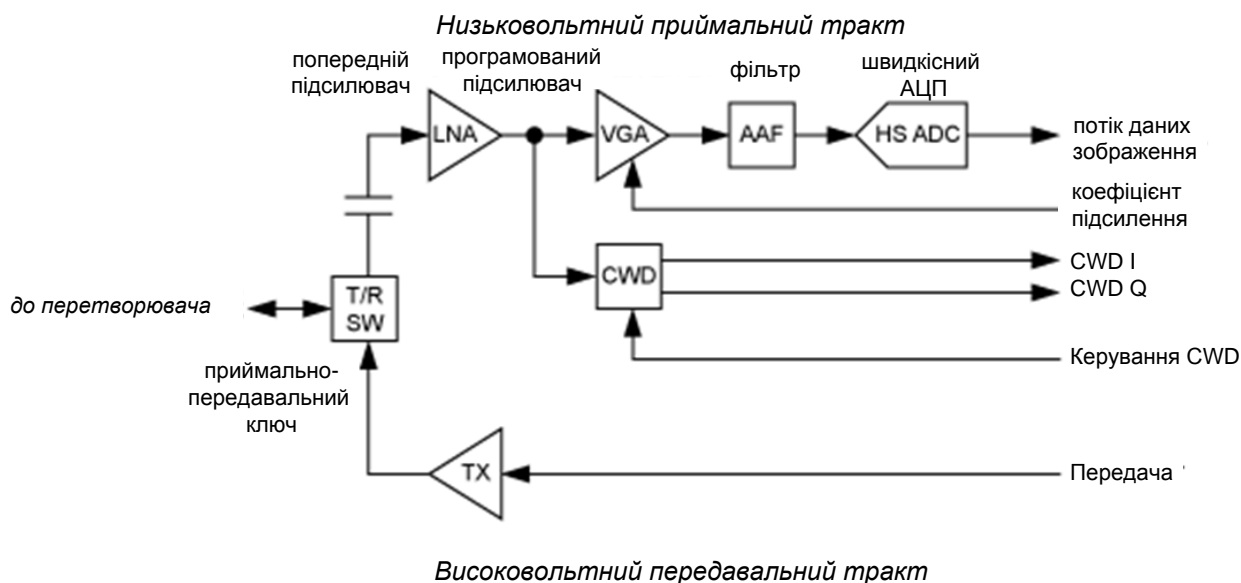


Рисунок 3.12 – Функціональна схема ультразвукового трансівера

Для отримання ультразвукового зображення високовольтний передавач генерує синхронізовані високовольтні імпульси, які збуджують ультразвуковий перетворювач (п'єзоелектричний елемент), що генерує прямі звукові сигнали. Такі акустичні сигнали поширюються у організмі пацієнта, а після відбиття від неоднорідностей біотканини відповідного органу реєструються перетворювачем. Далі вони в електричній формі надходять у приймальний тракт трансівера.

Приймач містить кілька функціональних блоків: ключ SW передачі/прийому (T/R), низькошумний підсилювач (LNA), підсилювач змінного посилення (VGA), антиаліазінговий фільтр (AAF) та аналогово-цифровий перетворювач (ADC). Для захисту від високовольтних імпульсів до конвертера за допомогою ключа приймача підключається малощумний фільтр. Коефіцієнт підсилення LNA встановлюється з фіксованим значенням для зниження чутливості до шуму. Програмований підсилювач VGA використовується для компенсації загасання ультразвуку в організмі людини. Це дозволяє вхідному сигналу зіставлятися з динамічним діапазоном ADC. Наявність антиаліазінгового фільтра AAF в приймальному тракті є необхідною умовою для

видалення високочастотних шумових компонентів, які виходять за межі відповідного частотного спектру.

Підсилені та оцифровані відліки сигналів обробляються системою формування цифрового потоку для отримання спрямованого цифрового сигналу. Такий сигнал використовується для створення 2D-зображень або для отримання додаткової інформації про зміщення спектра при роботі з доплерівськими сигналами в імпульсному режимі.

Приймач також містить окремий блок генератора потоку для роботи з доплерівськими сигналами в неперервному режимі (CWD). Блок CWD розташований відразу після малошумного підсилювача LNA. Це пов'язано з тим, що режим роботи CWD дуже вимогливий до динамічного діапазону вхідного сигналу, який виходить за рамки можливостей блоків VGA/ ADC. Для отримання необхідного вихідного потоку даних необхідно змішати вхідний сигнал з частотним сигналом локальних генераторів і узагальнити отримані результати. З цієї причини блок CWD повинен включати високодинамічні змішувачі і програмовані генератори.

Трансівери для УЗД мають широкий набір функціональних задач, тому розмістити 128 таких пристроїв всередині компактного корпусу (наприклад у форм-факторі ноутбуку) – складне завдання. Виробники вирішують це питання підвищенням рівня інтеграції електронних компонентів. В наш час вже нескладно знайти мікрочіпи з вісьмома приймачами, включно з функціями LNA, VGA, AAF і ADC, що розміщуються в корпусі розміром 10×10 мм. Високовольтні випромінювачі також доступні в чотири- і восьмиканальних версіях з розміром корпусу 10×10 мм. Інтегральна електронна технологія зіграла ключову роль у виникненні сучасного покоління портативних систем УЗД. Разом з тим, це ще далеко не межа можливостей інтегральних технологій. Одним з відомих виробників ІМС для УЗД є компанія MAXIM Integrated.

Так, чіп MAX2082 містить вісім приймачів-передавачів (рисунок 3.11) і є яскравим прикладом сучасних досягнень в області ультразвукових високоінтегрованих рішень. Чіп включає в себе повноцінний тракт прийому, ключ

приймача-передавача, зв'язувальні конденсатори і трирівневий датчик імпульсів. Все це розміщується у корпусі розмірами 10×23 мм. Такий трансівер значно економить простір у складі пристрою, скорочує час його розробки та знижує загальну вартість системи.

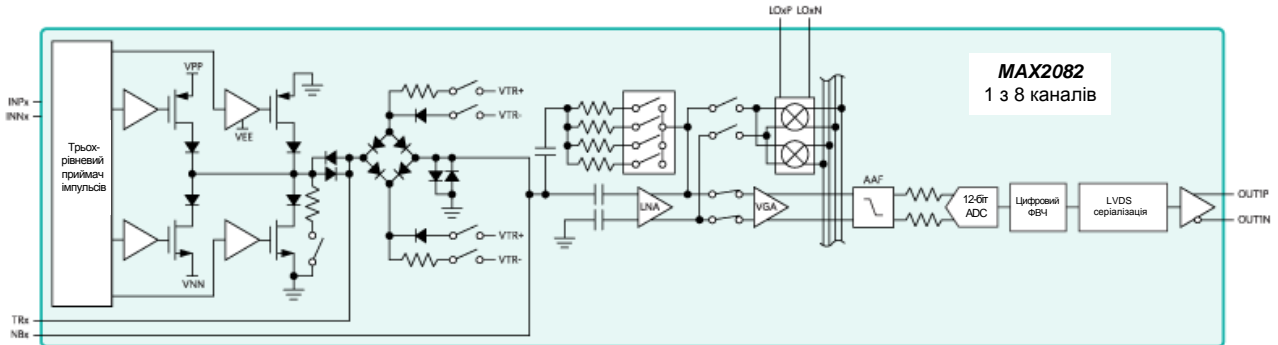


Рисунок 3.13 - Ультразвуковий трансівер (приймач-передавач) MAX2082

Економія місця при використанні таких чіпів може бути значною. Навіть використання лише одного інтегрованого ключа трансівера (T/R SW) вже дозволяє значно економити габарити. У пристрої зі ста двадцятьма вісьмома каналами кількість дискретних компонентів для створення таких ключів, перевищить 1000.

Іншим складним завданням для створення компактних високоінтегрованих УЗД пристроїв є управління їх живленням. По-перше, більшість ультразвукових апаратів портативні і повинні працювати від акумулятора без підзарядки принаймні годину. По-друге, велике розсіювання тепла також створює додаткові складнощі у роботі. Щільність компонентів на друкованій платі є досить високою, а відстань між ними є малою, що призводить до нестачі місця для циркуляції повітряних потоків. Ультразвукові трансівери формують значний внесок у загальне енергоспоживання системи, отже вимагає підвищеної уваги при проектуванні систем УЗД.

Сьогодні на ринку достатня кількість виробників інтегральний УЗ приймачів, які мають LNA, VGA, AAF, ADC, ADC із потужністю менше 150 мВт на канал. Крім того, нове покоління приймачів має гнучку систему управління живленням, яка дозволяє користувачеві знайти компроміс між споживанням і



продуктивністю, використовувати режими сну з швидким пробудженням для економії енергії в неактивному режимі.

Також існують інші перспективи удосконалення властивостей ультразвукових трансиверів. Наприклад, один ключ T/R споживає до 80 мВт. Це пов'язано з необхідністю протікання струмів зміщення через діоди, щоб зменшити їх опір і підвищити шумову продуктивність. Така потужність дорівнює споживанню всіх компонентів приймача-передавача разом узятих. Сучасні інтегральні комутатори T/R, такі як MAX2082, мають кращу продуктивність шуму, споживаючи лише 15 мВт.

Підвищення ступеня інтеграції і зниження енергоспоживання є основним завданням при створенні ультразвукових систем, яке безпосередньо пов'язано з мініатюризацією обладнання.

Ультразвукові системи надзвичайно чутливі до електропровідних і радіозавад, що відбуваються на частотах 2... 15 МГц. Вхідна чутливість кожного каналу може становити лише 1 нВ/Гц. У 128-канальних пристроях приріст амплітуди небажаних сигналів може досягати 21 дБ, в залежності від значення затримки між роботою каналів при формуванні робочого потоку. В результаті навіть шум з низькою щільністю 0,09 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$  (в робочому діапазоні частот) добре видно і проявляється як артефакти в отриманому зображенні. Такі артефакти добре відомі, їх часто називають «мерехтливими вогнями», вони нагадують яскраві спалахи в тих місцях зображення, для яких встановлюється найбільше підсилення. Існує велика кількість джерел електропровідних і радіозавад, які створюють такі шуми.

Альтернативою УЗД є матричний інфрачервоний сканер пірометричного типу. Пропонується недорогий компактний ІЧ сканер VS500 компанії BLZ Technology (КНР).

Пристрій формує цифрове зображення карти вен на поверхні шкіри в режимі реального часу, з можливістю його збереження експорту на комп'ютер. Забезпечує глибина виявлення вен до 12 мм, має 5 режимів яскравості та 5 кольорових режимів [21].

Для зручності має такі три унікальні три функції:

- візуалізація центральної лінії вен (режим підказки щодо найкращого місця для пункції вени);
- збереження зображення вени (зберігає зображення судинної системи та підтримує експорт зображень на комп'ютер);
- індикація відстані (пристрій повідомляє вам коли він знаходиться на ідеальній відстані, для максимально чіткої проєкції)

Наявність спеціальної підставки допомагає зафіксувати пристрій та звільнити обидві руки медичному персоналу.

Основні технічні характеристики сканера VS500 наведено в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 Технічні характеристики ІЧ сканера для вен VS500 [21]

Довжина хвилі інфрачервоного світла	850 нм
Потужність ІЧ випромінювання	195 мкВт/м <sup>2</sup>
Основна довжина хвилі видимого світла	530 нм
Найкраща проєкційна відстань	200±20 мм
Точність підсвітки центру вени	2 мкм
Глибина виявлення вен	8 - 12 мм
Яскравість проєктора	0,2 - 15 люмен
Роздільна здатність поверхні	854x480 пікселів
Режим роботи	Ручний / підвісний
Акумулятор	Літій-іон 3.6 В, 4.3 А 7200 мА год. /5 год. роботи/

Загальний вигляд сканера для вен VS500 наведено на рис.3.14

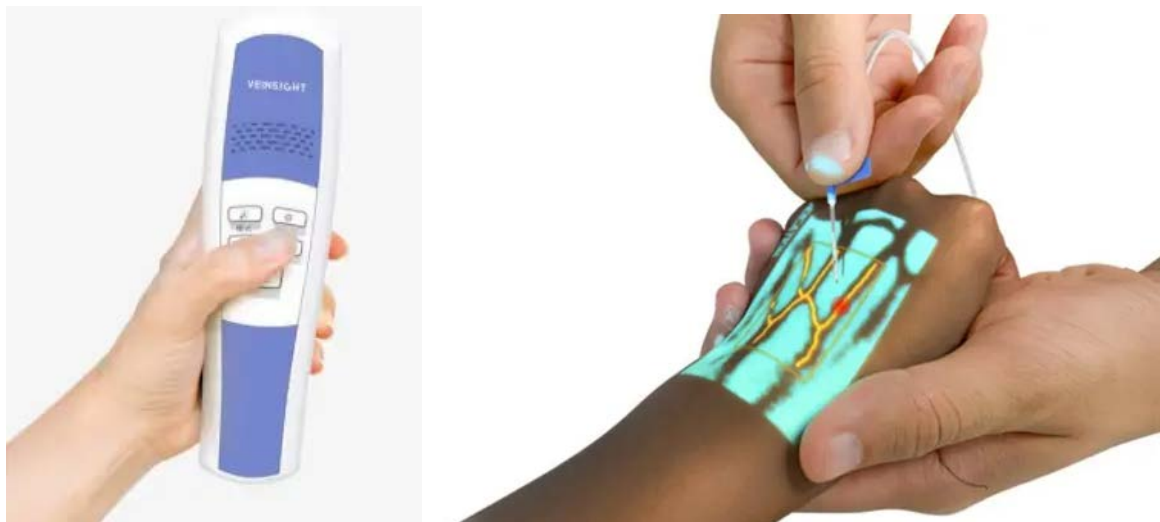


Рисунок 3.14 – Загальний вигляд ІЧ сканера для вен VS500 та візуалізація його роботи

### 3.4 Аналіз лазерної безпеки

Оскільки лазерні модулі випромінювача засобу волоконної лазерної хірургії мають високу енергію та відносяться до найвищого четвертого рівня небезпеки, у операційній мають бути вжиті усі стандартні методи щодо захисту від лазерного як прямого, так і відзеркаленого та розсіяного лазерного випромінювання для очей та шкіри.

При проведенні лазерних операцій питанням безпеки приділяється одне з центральних місць. Побудова систем захисту медичного персоналу і пацієнтів повинна здійснюватися з урахуванням того, що пошкодження тканин і органів людини електромагнітне випромінювання лазерів може бути результатом безпосередньої або непрямой (віддзеркаленої) дії.

Відповідно до стандартів України [23] лазерна безпека – це сукупність технічних, санітарно-гігієнічних і організаційних заходів, що забезпечують безпечні умови праці персоналу при використанні лазерів. При цьому засоби захисту від ЛВ прийнято розділяти на колективні та індивідуальні.

Колективні засоби захисту припускають використання телевізійних систем для спостереження за ходом операції, захисних екранів, систем блокування і

сигналізації, огорож лазерно-небезпечної зони. Як засоби індивідуального захисту використовують спеціальні захисні окуляри, щитки, маски, рукавички і халати.

Найбільший вплив випромінювання лазера робить на очі. Навіть віддзеркалений і розсіяний промінь лазера може бути сфокусований оптичною системою ока, що приведе до пошкодження пігментних клітин сітківки. Ураження очей може бути викликане оптичним випромінюванням з різною довжиною хвилі, проте з найбільшою чутливістю орган зору людини сприймає лазерне світло в діапазоні коротких видимих хвиль від 400 до 500 нм.

Достатньо ефективним засобом захисту очей при використанні лазерів з модульованим випромінюванням є окуляри затворного типу. У таких окулярах високошвидкісні затвори з'єднані з модулятором лазерного апарата і закриваються під час імпульсу. Протягом всього іншого часу забезпечується нормальне, не утруднене кольоровими стеклами спостереження об'єкта.

При проведенні хірургічних лазерних втручань на обличчі, коли вірогідність ураження очей особливо велика, очі пацієнтів закривають чорною пов'язкою. У деяких випадках застосовуються спеціальні захисні заслінки, що вводяться під віко при місцевій анестезії.

Від прямого попадання високоенергетичного лазерного випромінювання повинні бути захищені не тільки очі пацієнта, але і його шкірні покриви, оскільки таке випромінювання може викликати значне пошкодження шкіри, особливо її пігментованих ділянок. Зазвичай для захисту шкірних покривів пацієнта використовуються спеціальні щільні світлопоглинаючі тканини темно-синього або темно-зеленого кольору.

Під дією лазерного променя відбувається випаровування води і термічний розпад органічних молекул опромінюваного біологічного об'єкта, у тому числі і пухлинних клітин. Вказана обставина потребує вживання спеціальних заходів безпеки. Зокрема, достатньо ефективним є застосування спеціальних пасток, що є пластмасовими циліндрами із створюваним усередині них зниженим тиском.

У систему захисту від дії лазерного випромінювання високої інтенсивності включаються заходи зі зменшення небезпеки опромінювання відбитим і

розсіяним світлом. В операційній повинно бути мінімум предметів, що мають віддзеркалюючі поверхні. Стіни, підлогу і стелю слід фарбувати темною матовою фарбою, що добре поглинає ЕМВ видимої частини спектра. На входних дверях із зовнішнього боку повинен бути встановлений знак лазерної небезпеки (рис. 3.15), виконаний чорним кольором на жовтому фоні.



Рисунок 3.15 – Знак лазерної небезпеки

У ході операції випромінювання лазера повинно бути направлено на об'єкт хірургічного втручання. Існує декілька способів підведення і націлювання лазерного променя, вибір яких, залежно від виду випромінювання, характеру патології й інших умов, забезпечує оптимальну техніку проведення хірургічних маніпуляцій і дозволяє добиватися найбільш сприятливого з можливих як негайного, так і кінцевого клінічного результату відповідної операції.

### 3.5 Висновки до розділу 3

У розділі спроектовано загальну структурну схему засобу для лазерної волоконної хірургії судин та описано його роботу. Також обґрунтовано вибір елементної бази та розроблено електричні схеми драйверів лазерного випромінювача з ШІМ модулятором та системи охолодження з термоелементом Пелтьє. У якості складових компонентів блоку випромінювача розроблюваного засобу рекомендовано лазерні модулі з волоконним виходом CivilLaser 808nm 30W та 980nm 35W. Для об'єднання лазерних модулів та додаткового підключення пілотного лазерного діода пропонується оптичний об'єднувач із напівпрозорою пластиною, схему конструкції також розроблено у розділі.

Для візуального контролю процедури може бути використано компактний УЗД сканер, електричну схему якого пристрою на основі трансівера MAX2082 запропоновано у розділі. Використання сканера полегшить моніторинг процесу коагуляції для хірурга. Разом з тим, в якості більш практичної та доступної альтернативи УЗД сканеру пропонується зручний компактний ІЧ сканер для вен VS500.

## 4 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

Магістерська кваліфікаційна робота «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» відноситься до науково-технічних робіт, які орієнтовані на виведення на ринок (або рішення про виведення науково-технічної розробки на ринок може бути прийнято у процесі проведення самої роботи), тобто коли відбувається так звана комерціалізація науково-технічної розробки. Цей напрямок є пріоритетним, оскільки результатами розробки можуть користуватися інші споживачі, отримуючи при цьому певний економічний ефект. Але для цього потрібно знайти потенційного інвестора, який би взявся за реалізацію цього проекту і переконати його в економічній доцільності такого кроку.

Для наведеного випадку нами мають бути виконані такі етапи робіт:

- 1) проведено комерційний аудит науково-технічної розробки, тобто встановлення її науково-технічного рівня та комерційного потенціалу;
- 2) розраховано витрати на здійснення науково-технічної розробки;
- 3) розрахована економічна ефективність науково-технічної розробки у випадку її впровадження і комерціалізації потенційним інвестором і проведено обґрунтування економічної доцільності комерціалізації потенційним інвестором.

### 4.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями, наведеними в табл. 4.1 [24].

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки та бальна оцінка

Бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено працездатність продукту в реальних умовах
Ринкові переваги (недоліки)					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					



8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на навчання наявних фахівців	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Результати оцінювання науково-технічного рівня та комерційного потенціалу науково-технічної розробки потрібно звести до таблиці.

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	5	5	4
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	4	3
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	4	4	3
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	3	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	2	2	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	5	5	5
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2
10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	4	5	5
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	5
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	5	4
Сума балів	40	45	43
Середньоарифметична сума балів $СБ_c$	42,7		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 4.2, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в табл. 4.3 [24].

Таблиця 4.3 – Науково-технічні рівні та комерційні потенціали розробки

Середньоарифметична сума балів $СБ$ розрахована на основі висновків експертів	Науково-технічний рівень та комерційний потенціал розробки
41...48	Високий
31...40	Вище середнього
21...30	Середній
11...20	Нижче середнього
0...10	Низький

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» становить 42,7 бала, що, відповідно до таблиці 4.3, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки високий).

## 4.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Окрім комерційного аудиту розробки доцільно також розглянути технічний рівень якості розробки, розглянувши її основні технічні показники. Ці показники по-різному впливають на загальну якість проектної розробки.

Узагальнений коефіцієнт якості ( $B_n$ ) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [25]:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (4.1)$$

де  $k$  – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

$\alpha_i$  – коефіцієнт, який враховує питому вагу  $i$ -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт  $\alpha_i$  визначається експертним шляхом і

при цьому має виконуватись умова  $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$ ;

$\beta_i$  – відносне значення  $i$ -го технічного показника якості нової розробки.

Відносні значення  $\beta_i$  для різних випадків розраховуємо за такими формулами:

- для показників, зростання яких вказує на підвищення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ni}}{I_{ai}}, \quad (4.2)$$

де  $I_{ni}$  та  $I_{ai}$  – чисельні значення конкретного  $i$ -го технічного показника якості відповідно для нової розробки та аналога;

- для показників, зростання яких вказує на погіршення в лінійній залежності якості нової розробки:

$$\beta_i = \frac{I_{ai}}{I_{ni}}; \quad (4.3)$$

Використовуючи наведені залежності можемо проаналізувати та порівняти техніко-економічні характеристики аналогу та розробки на основі отриманих наявних та проектних показників, а результати порівняння зведемо до таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірювання	Аналог	Проектований пристрій	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
Потужність волоконного лазера 810нм	Вт	20	20	1	0,3
Потужність волоконного лазера 980нм	Вт	20	20	1	0,1
Ефективність системи доставки випромінювання	%	70	75	1,07	0,25
Точність візуалізації УЗ сканера	мкм	300	100	3	0,1
Частота імпульсів	Гц	0-10	0-20	2	0,25

Узагальнений коефіцієнт якості ( $B_n$ ) для нового технічного рішення складе:

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 1 \cdot 0,3 + 1 \cdot 0,1 + 1,07 \cdot 0,25 + 3 \cdot 0,1 + 2 \cdot 0,25 = 1,47.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,47 рази.

### 4.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

### 4.3.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

#### Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ( $Z_o$ ) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [24]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (4.4)$$

де  $k$  – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

$M_{ni}$  – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

$t_i$  – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

$T_p$  – середнє число робочих днів в місяці,  $T_p=21$  дні.

$$Z_o = 17580,00 \cdot 32 / 21 = 26788,57 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.5 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Керівник науково-дослідної роботи	17580,00	837,14	32	26788,57
Інженер-розробник лазерної та оптоелектронної техніки	16500,00	785,71	32	25142,86
Консультант (лікар-хірург вищої кваліфікації)	12300,00	585,71	10	5857,14
Лаборант	6900,00	328,57	21	6900,00
Всього				64688,57

#### Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ( $Z_p$ ) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (4.5)$$

де  $C_i$  – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

$t_i$  – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

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

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (4.6)$$

де  $M_M$  – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийmemo  $M_M=6700,00$  грн;

$K_i$  – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [24];

$K_c$  – 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.

$T_p$  – середнє число робочих днів в місяці, приблизно  $T_p = 21$  дн;

$t_{зм}$  – тривалість зміни, год.

$$C_1 = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (21 \cdot 8) = 59,22 \text{ грн.}$$

$$Z_{p1} = 59,22 \cdot 8,00 = 473,79 \text{ грн.}$$

Таблиця 4.6 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Встановлення допоміжного обладнання робочих місць дослідників	8,00	2	1,10	59,22	473,79
Інсталяція програмного забезпечення розробки електронних схем	7,50	3	1,35	72,68	545,12
Встановлення цифрових обчислювальних систем забезпечення процесу моделювання	5,60	4	1,50	80,76	452,25
Монтаж імітаційного обладнання хірургії судин	6,35	5	1,70	91,53	581,20
Підготовка лабораторних матеріалів і зразків	5,00	4	1,50	80,76	403,79
Формування бази даних результатів експериментів	16,00	3	1,35	72,68	1162,93
Всього					3619,08

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$Z_{\text{доп}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{доп}}}{100\%}, \quad (4.7)$$

де  $H_{\text{доп}}$  – норма нарахування додаткової заробітної плати. Приймемо 11%.

$$Z_{\text{доп}} = (64688,57 + 3619,08) \cdot 11 / 100\% = 7513,84 \text{ грн.}$$

#### 4.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{од}}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (4.8)$$

де  $H_{zn}$  – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (64688,57 + 3619,08 + 7513,84) \cdot 22 / 100\% = 16680,73 \text{ грн.}$$

#### 4.3.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин».

Витрати на матеріали ( $M$ ), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{ej}, \quad (4.9)$$

де  $H_j$  – 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, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ );

$B_j$  – маса відходів  $j$ -го найменування, кг;

$C_{ej}$  – вартість відходів  $j$ -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 3,0 \cdot 214,00 \cdot 1,02 - 0,0 \cdot 0,0 = 654,84 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.



Таблиця 4.7 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір канцелярський офісний (A4-500/80)	214,00	3,0	0,0	0,0	654,84
Папір для заміток (A5)-500/70	98,00	3,0	0,0	0,0	299,88
Начиння канцелярське Lezard Ultra	211,00	4,0	0,0	0,0	860,88
Органайзер офісний Lezard Ultra	235,00	3,0	0,0	0,0	719,10
Картридж для принтера Canon 750AF-DX	2089,00	2,0	0,0	0,0	4261,56
Диск оптичний LG-10 (CD-R)	25,00	5,0	0,0	0,0	127,50
Диск оптичний LG-W (CD-RW)	31,00	5,0	0,0	0,0	158,10
USB-пам'ять Kingstar (32 ГБ) Class 10	149,00	1,0	0,0	0,0	151,98
USB-пам'ять Kingstar (64 ГБ) Class 10 A	199,00	2,0	0,0	0,0	405,96
Мідь ДСТУ EN 13601:2010	280,00	0,400	0,000	0,00	114,24
Флюс STANNOL 900-3302	600,00	0,010	0,000	0,00	6,12
Припій ПОСК 36-17	600,00	0,020	0,000	0,00	12,24
Текстоліт ДСТУ 2910-74 60мм	210,00	1,000	0,000	0,00	214,20
Всього					7986,60

#### 4.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі ( $K_e$ ), які використовують при проведенні НДР на тему «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою:

$$K_e = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (4.10)$$

де  $H_j$  – кількість комплектуючих  $j$ -го виду, шт.;

$C_j$  – покупна ціна комплектуючих  $j$ -го виду, грн;

$K_j$  – коефіцієнт транспортних витрат, ( $K_j = 1,1 \dots 1,15$ ).

$$K_e = 2 \cdot 8999,00 \cdot 1,02 = 18357,96 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.8 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Лазерні волоконні модулі	2	8999,00	18357,96
Магістральний світловод	1	650,00	663,00
Блок керування	1	4580,00	4671,60
Ручний УЗ сканер	1	89999,00	91798,98
Корпус блоку	1	540,00	550,80
Всього			116042,34

#### 4.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення.

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{снец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{нр.і}} \cdot K_i, \quad (4.11)$$

де  $C_i$  – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, грн;

$C_{\text{нр.і}}$  – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

$K_i$  – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування

тощо, ( $K_i = 1, 10 \dots 1, 12$ );

$k$  – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 35799,00 \cdot 1 \cdot 1,02 = 36514,98 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.9 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Ноутбук Acer Aspire 5 A515-48M-R836	1	35799,00	36514,98
Вимірювач оптичної потужності	1	7500,00	7650,00
Монітор Samsung LC27G55TQVIXCI	1	8599,00	8770,98
Всього			52935,96

#### 4.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{\text{прог}} = \sum_{i=1}^k C_{\text{инпр}} \cdot C_{\text{прог.і}} \cdot K_i, \quad (4.12)$$

де  $C_{\text{инпр}}$  – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{\text{прог.і}}$  – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

$K_i$  – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ( $K_i = 1, 10 \dots 1, 12$ );

$k$  – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{\text{прог}} = 7646,00 \cdot 1 \cdot 1,1 = 8410,60 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 4.10 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Прикладний пакет Microsoft Visual Studio Community 2019	1	7646,00	8410,60
Всього			8410,60

#### 4.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{Ц_{б}}{T_{г}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (4.13)$$

де  $Ц_{б}$  – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$  – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_{г}$  – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (45389,00 \cdot 2) / (2 \cdot 12) = 3782,42 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.11 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Електронний комплекс аналітичної системи ПК DELL OPTIPLEX 7010 MFF / I5-13500T (N007O7010MFF)	45389,00	2	2	3782,42
Персональний комп'ютер HP PRODESK 405 G6 SFF / RYZEN3 4300G (294D5EA)	19699,00	2	2	1641,58
Спеціалізоване робоче місце дослідника	8699,00	5	2	289,97
Пристрій виводу текстової інформації	6899,00	4	2	287,46
Оргтехніка	8400,00	5	2	280,00
Приміщення лабораторії досліджень	399000,00	25	2	2660,00
ОС Windows 11	6500,00	2	2	541,67
Прикладний пакет Microsoft Office 2019	6540,00	2	2	545,00
Паяльна станція Ваку ВА-8701D	9840,00	4	2	410,00
Всього				10438,09

## 4.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію ( $B_e$ ) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{vni}}{\eta_i}, \quad (4.14)$$

де  $W_{yi}$  – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

$t_i$  – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

$C_e$  – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo  $C_e = 7,50$  грн;

$K_{eni}$  – коефіцієнт, що враховує використання потужності,  $K_{eni} < 1$ ;

$\eta_i$  – коефіцієнт корисної дії обладнання,  $\eta_i < 1$ .

$$B_e = 0,32 \cdot 220,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 528,00 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 4.12 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Електронний комплекс аналітичної системи ПК DELL OPTIPLEX 7010 MFF / I5-13500T (N007O7010MFF)	0,32	220,0	528,00
Персональний комп'ютер HP PRODESK 405 G6 SFF / RYZEN3 4300G (294D5EA)	0,25	220,0	412,50
Спеціалізоване робоче місце дослідника	0,08	220,0	132,00
Пристрій виводу текстової інформації	0,25	4,5	8,44
Оргтехніка	0,50	2,0	7,50
Вимірювач оптичної потужності	0,23	100,0	172,50
Монітор Samsung LC27G55TQVIXCI	0,06	100,0	45,00
Лазерні волоконні модулі	0,15	100,0	112,50
Паяльна станція Ваку ВА-8701D	0,70	2,0	10,50
Всього			1428,94

#### 4.3.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» 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» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (4.15)$$

де  $H_{cv}$  – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийmemo  $H_{cv} = 20\%$ .

$$B_{cv} = (64688,57 + 3619,08) \cdot 20 / 100\% = 13661,53 \text{ грн.}$$

4.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (4.16)$$

де  $H_{cn}$  – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo  $H_{cn} = 30\%$ .

$$B_{cn} = (64688,57 + 3619,08) \cdot 30 / 100\% = 20492,29 \text{ грн.}$$

4.3.11 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» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_s = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{is}}{100\%}, \quad (4.17)$$

де  $H_{ib}$  – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo  $H_{ib} = 50\%$ .

$$I_e = (64688,57 + 3619,08) \cdot 50 / 100\% = 34153,82 \text{ грн.}$$

#### 4.3.12 Накладні (загально виробничі) витрати

До статті «Накладні (загально виробничі) 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 (загально виробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (4.18)$$

де  $H_{нзв}$  – норма нарахування за статтею «Накладні (загально виробничі) витрати», прийmemo  $H_{нзв} = 100\%$ .

$$B_{нзв} = (64688,57 + 3619,08) \cdot 100 / 100\% = 68307,65 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{доп} + Z_n + M + K_e + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_e + B_{нзв}. \quad (4.19)$$

$$B_{заг} = 64688,57 + 3619,08 + 7513,84 + 16680,73 + 7986,60 + 116042,34 + 52935,96 + 8410,60 + 10438,09 + 1428,94 + 13661,53 + 20492,29 + 34153,82 + 68307,65 = 426360,04 \text{ грн.}$$

Загальні витрати  $ZB$  на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ZB = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (4.20)$$

де  $\eta$  - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo  $\eta = 0,9$ .



$$ЗВ = 426360,04 / 0,9 = 473733,38 \text{ грн.}$$

#### 4.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій 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.

Результати дослідження проведені за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

$\Delta N$  – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	250	500	500	300

$N$  – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 1200 осіб;

$C_o$  – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 180000,00 грн;

$\pm \Delta C_o$  – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo 9150,00 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора  $\Delta \Pi_i$  для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [25]:

$$\Delta\Pi_i = (\pm\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\mathcal{G}}{100}\right), \quad (4.21)$$

де  $\lambda$  – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2023 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт  $\lambda = 0,8333$ ;

$\rho$  – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).  
Прийmemo  $\rho = 30\%$ ;

$\mathcal{G}$  – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2023 році  $\mathcal{G} = 18\%$ ;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (9150,00 \cdot 1200,00 + 189150,00 \cdot 250) \cdot 0,83 \cdot 0,3 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 11897058,15 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (9150,00 \cdot 1200,00 + 189150,00 \cdot 750) \cdot 0,83 \cdot 0,3 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 31207381,65 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (9150,00 \cdot 1200,00 + 189150,00 \cdot 1250) \cdot 0,83 \cdot 0,3 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 50517705,15 \text{ грн.}$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (9150,00 \cdot 1200,00 + 189150,00 \cdot 1550) \cdot 0,83 \cdot 0,3 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 62103899,25 \text{ грн.}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків  $ПП$ , що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки:

$$ПП = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^i}, \quad (4.22)$$

де  $\Delta\Pi_i$  – 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,  $\tau=0,15$ ;

$t$  – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} \text{ПП} &= 11897058,15/(1+0,15)^1 + 31207381,65/(1+0,15)^2 + 50517705,15/(1+0,15)^3 + \\ &+ 62103899,25/(1+0,15)^4 = 10345267,96 + 23597264,01 + 33216211,16 + 35508105,96 = 10 \\ &2666849,09 \text{ грн.} \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій  $PV$ , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки:

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (4.23)$$

де  $k_{инв}$  – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо  $k_{инв}=2$ ;

$3B$  – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 473733,38 грн.

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 473733,38 = 947466,76 \text{ грн.}$$

Абсолютний економічний ефект  $E_{абс}$  для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме:

$$E_{абс} = \text{ПП} - PV \quad (4.24)$$

де  $\text{ПП}$  – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 102666849,09 грн;

$PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій, 947466,76 грн.

$$E_{абс} = \text{ПП} - PV = 102666849,09 - 947466,76 = 101719382,32 \text{ грн.}$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій  $E_g$ , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1, \quad (4.25)$$

де  $E_{абс}$  – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 101719382,32 грн;

$PV$  – теперішня вартість початкових інвестицій, 947466,76 грн;

$T_{ж}$  – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримання позитивних результатів від її впровадження, 4 роки.

$$E_g = T_{ж} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 101719382,32/947466,76)^{1/4} = 2,23.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій  $\tau_{мін}$ :

$$\tau_{мін} = d + f, \quad (4.26)$$

де  $d$  – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2023 році в Україні  $d = 0,11$ ;

$f$  – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, прийmemo 0,25.

$\tau_{мін} = 0,11 + 0,25 = 0,36 < 2,23$  свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій  $E_g$ , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» доцільно.

Період окупності інвестицій  $T_{ок}$  які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_г}, \quad (4.27)$$

де  $E_г$  – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 2,23 = 0,45 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

#### **Висновки до розділу 4**

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин» становить 42,7 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки високий).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,47 рази.

Також термін окупності становить 0,45 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин».

## ВИСНОВКИ

У магістерській роботі здійснено аналіз методів і засобів лазерної хірургії судин, проведено класифікацію методів доставки випромінювання для них та порівняльний аналіз сучасних систем лазерної волоконної хірургії судин за основними технічними характеристиками та функціональними можливостями. Обґрунтовано вибір засобів візуального моніторингу судин у операційній зоні в процесі роботи хірурга.

Проаналізовано моделі теплової дії високоінтенсивного лазерного випромінювання на судини з урахуванням оптичних характеристик та характеристик випромінювання.

Удосконалено метод лазерної волоконної хірургії судин із, в якому на відміну від існуючих використовується комбінована дія двох лазерів різних довжин хвиль та візуальний динамічний моніторинг судин під час процедури, що дозволило розширити функціональні можливості методу та враховувати індивідуальні особливості пацієнтів при лікуванні.

Запропоновано структурну схему засобу лазерної волоконної хірургії судин, до якої входять: випромінювач з двома лазерними модулями, мікропроцесорний блок контролю, блок індикації, оптична система, блок живлення і контролю, УЗД або ІЧ сканер. Обґрунтовано вибір елементної бази компонент засобу. 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 хірургії судин за рахунок візуального моніторингу робочої зони в процесі опромінення.

**ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

1. Лазерна фізика: Підручник. В. І. Григоруk, П. А. Коротков, А. І. Хижняк. К.: “МП Леся”, 1997. 480 с.
2. Лазерні медичні технології: навчальний посібник. З.Ю. Готра, С.В. Павлов, З.М. Микитюк [та ін.]. Вінниця: Вінницький національний технічний університет (ВНТУ), 2017. 158 с.
3. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.3. – Лазерні біомедичні системи : навчальний посібник. Кожем'яко В. П., Готра З. Ю., Павлов С. В. [та ін.]. Вінниця : ВДТУ, 2000. 143 с.
4. Лисенко Г.Л., Тужанський С.Є. Методичні вказівки до виконання курсового проекту з дисципліни Основи квантової електроніки та лазерної техніки. Вінниця: ВНТУ, 2003. 28 с.
5. Павлов С. В. Ефективність застосування лазерних технологій в медичній практиці / С. В. Павлов, Т. Т. Ошовська, С. Є. Тужанський та ін. // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. 2001. №2. С. 120-123.
6. В.П. Кожем'яко та ін. Схемотехніка сучасного приладобудування. Частина 3. Оптичні сенсори. Вінниця: ВДТУ, 2002. 163 с.
7. Апарат для візуалізації вен VS500 [Електронний ресурс]. Режим доступу: [https://glewdor.com/portable\\_venous\\_scan/1712/](https://glewdor.com/portable_venous_scan/1712/)
8. Berylas medical laser [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.dimedlaser.com/playground/themes/brochure/berylas-medical-laser.pdf>
9. VenaCure EVLT [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.venacure-evlt.com>
10. Лазерні модулі [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.civillaser.com/>
11. Перспективи застосування оптоволоконних пірометрів в медицині / Івасенко В.І., Холін В.В., Єгоров Р.В. [та ін.] // Збірник тез доповідей шостої міжнародної науково-технічної конференції Оптоелектронні інформаційні

технології “Фотоніка ОДС – 2018” м. Вінниця, 2-4 жовтня 2018 року. Вінниця: Вид-во ПП “ТД Едельвейс і К”, 2018. с.137-140.

12. WAVESPECTRUM Laser Diode [Електронний ресурс]. Режим доступу: [http://www.fibercoupled-laserdiode.com/uploads/soft/200801/1\\_2147404371.pdf#](http://www.fibercoupled-laserdiode.com/uploads/soft/200801/1_2147404371.pdf#)

(дата звернення 15.09.2023р.). Назва з екрану.

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

14. Кучеренко, О. К. Волоконна і інтегральна оптика : навчальний посібник. Київ : НТУУ «КПІ», 2016. 215с.

15. Бобицький Я.В. Лазерні технології / Я.В. Бобицький, Г.Л. Матвіїшин. – Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2015. 320 с.

16. Колобродов В.Г., Лихоліт М.І. Проектування тепловізійних і телевізійних систем спостереження. Підручник. К.: Політехніка, 2007. 364 с.

17. Кучеренко, О. К. Розрахунок і конструювання оптичних приладів. Частина 2: Підручник . Київ : НТУУ «КПІ», 2021. 197с.

18. Схемотехніка: Пристрої цифрової електроніки: підручник. У 2 т. / В. М. Рябенський, В. Я. Жуйков, Ю. С. Ямненко, О. В. Борисов. Київ : НТУУ «КПІ» Вид-во «Політехніка», 2015. Т.1. 400 с.

19. Колобродов В.Г., Шустер Н. Тепловізійні системи (фізичні основи, методи проектування і контролю, застосування). Підручник. ДКПП "Тираж". 1999. 340 с.

20. Кучеренко О. К. Розрахунок і конструювання оптичних приладів: навчальний посібник. Київ: НТУУ «КПІ», 2016. 155 с.

21. Муравський Л.І., Бобицький Я.В., Гаськевич Г.І. Оптичні інформаційні системи: Підручник. Львів: СПОЛОМ, 2011. 200 с.

22. Кожем'яко В.П. Оптоелектронна схемотехніка. / В. П. Кожем'яко, С. В. Павлов, М.Г. Тарновський. Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2008. 189 с.

23. Заболотна Н. І. Теорія оптимізації та числові методи в лазерній техніці та фотоніці. Лабораторний практикум. / Н. І. Заболотна, В. В. Шолота, І. В. Мусійчук. Вінниця: ВНТУ, 2014. 104 с.



24. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. Вінниця : ВНТУ, 2021. 42 с.


25. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа. Вінниця : ВНТУ, 2016. 113 с.

26. Коваленко В.С. Лазерная технология / В.С. Коваленко. К.: Вища школа, 1989. 280 с.

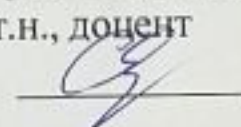
## ДОДАТКИ


Додаток А  
(обов'язковий)

Вінницький національний технічний університет

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Зав. кафедри БМІОЕС  
к.т.н., доцент  
 Л.Г.Коваль  
“ 18 ” 09 2023 р.

**ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ**  
на магістерську кваліфікаційну роботу  
на тему:  
**МЕТОД І ЗАСІБ ЛАЗЕРНОЇ ВОЛОКОННОЇ ХІРУРГІЇ СУДИН**

Керівник роботи  
к.т.н., доцент  
 С. Є. Тужанський

Розробив  
студент гр.ЛТО-22м  
 Н.С. Немков

Вінниця, 2023 р.

## **1. Підстава для виконання проекту**

Робота виконується на підставі наказу ректора ВНТУ № 247 від 18.09.2023 р. та індивідуального завдання.

## **2. Мета та призначення**

Метою роботи є розширення функціональних можливостей методу і засобу лазерної волоконної хірургії судин за рахунок комбінованої дії лазерів різних довжин хвиль та візуального моніторингу судин під час опромінення.

## **3. Технічні вимоги**

3.1. Склад засобу лазерної волоконної хірургії судин:

3.2. Технічні параметри методу і системи:

Метод лазерної волоконної хірургії судин – лазерне опромінення люмінесцентних ділянок пухлин в зонах накопичення фотосенсибілізатора та відповідних клітин із дистанційним контролем температурного поля робочої зони;

Склад системи:

волоконний діодний лазер, довжина хвилі 880 нм, оптична потужність 30Вт;

волоконний діодний лазер, довжина хвилі 980 нм, оптична потужність 35Вт;

оптична система доставки - багатомодове волокно;

блок управління – мікроконтролер;

блок візуального контролю судин – УЗД сканер або ІЧ сканер.

3.3. Вимоги надійності

- наробка на відмову, не менш 10000 год.;

- ремонтпридатність, не більш 0,5 год.

3.4. Умови експлуатації:

- температура навколишнього середовища, °С, 0...+40;

- вологість, % ... до 99.

3.5. Естетичні і ергономічні вимоги

- вага, кг ... не обмежується;

- габаритні розміри системи, см .... не регламентуються.

## **4. Джерела розробки**

1.Лазерні медичні технології: навчальний посібник. З.Ю. Готра, С.В. Павлов, З.М. Микитюк [та ін.]. Вінниця: Вінницький національний технічний університет (ВНТУ), 2017. 158 с.

2.Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.3. – Лазерні біомедичні системи : навчальний посібник. Кожем'яко В. П., Готра З. Ю., Павлов С. В. [та ін.]. Вінниця : ВДТУ, 2000. 143 с.

3. Колобродов В.Г., Лихоліт М.І. Проектування тепловізійних і телевізійних систем спостереження. Підручник. К.: Політехніка, 2007. 364 с.

4. Кучеренко, О. К. Розрахунок і конструювання оптичних приладів. Частина 2: Підручник. Київ: НТУУ «КПІ», 2021. 197с.

### 5. Етапи МКР і терміни виконання

№ пп	Назва етапу	Термін виконання		Очікувані результати
		початок	кінець	
1	Розробка, погодження і затвердження ТЗ	05.09.23	14.09.23	Затверджене ТЗ
2	Аналітичний огляд літературних джерел за темою МКР	15.09.23	05.10.23	Технічна частина
3	Вибір та обґрунтування електричних і оптичних схем, розробка методу і методики візуального моніторингу, модельні і технічні розрахунки, проектування засобу та його компонентів, розрахунок лазерної безпеки	06.10.23	15.11.23	Технічна частина
4	Розрахунок економічних показників розробки	16.11.23	30.11.23	Економічна частина
6	Оформлення необхідної технічної документації, підготовка до публічного захисту	01.12.23	05.12.23	МКР

### 6. Порядок контролю і приймання

Контроль за виконанням магістерської кваліфікаційної роботи та її етапів покладається на керівника.

Приймання роботи здійснюється шляхом публічного захисту перед екзаменаційною комісією, призначеною за наказом ректора ВНТУ.

### 7. Вимоги щодо технічного захисту інформації

У зв'язку з тим, що інформація не є конфіденційною, заходи з технічного захисту не передбачаються.

Додаток Б  
(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ  
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ  
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Метод і засіб лазерної волоконної хірургії судин

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота  
(МКР, БДР)

Підрозділ: кафедра БМІОЕС, ФІЕС  
(кафедра, факультет)

**Показники звіту подібності Unicheck**


Оригінальність 80,4% Схожість 19,6%

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне)


**V 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  Тужанський С.Є.  
(підпис) (прізвище, ініціали)

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

Автор  Немков Н.С.  
(підпис) (прізвище, ініціали)

Керівник роботи  Тужанський С.Є.  
(підпис) (прізвище, ініціали)

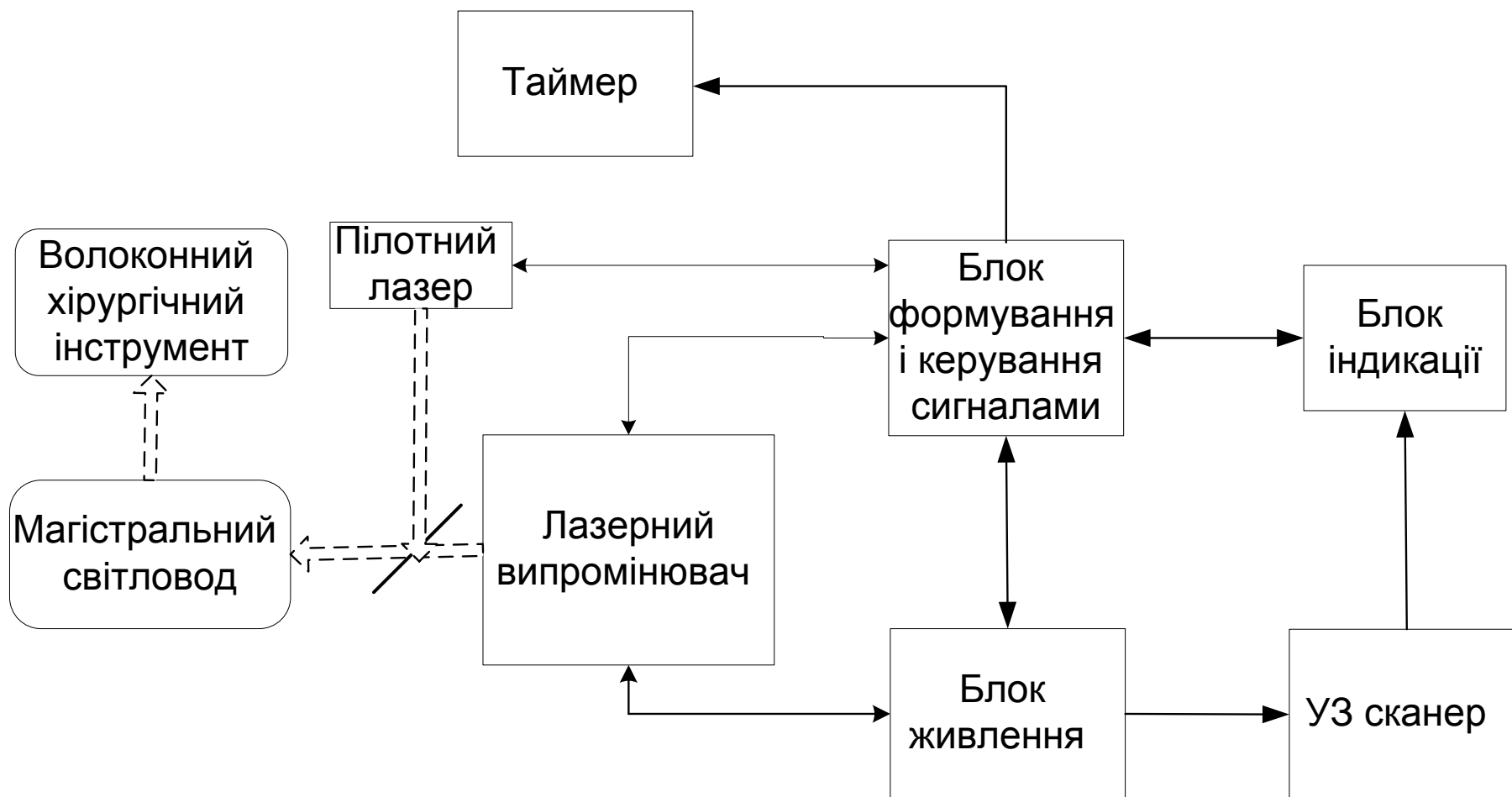
Додаток В  
(обов'язковий)

МЕТОД І ЗАСІБ ЛАЗЕРНОЇ ВОЛОКОННОЇ ХІРУРГІЇ СУДИН

Графічна частина

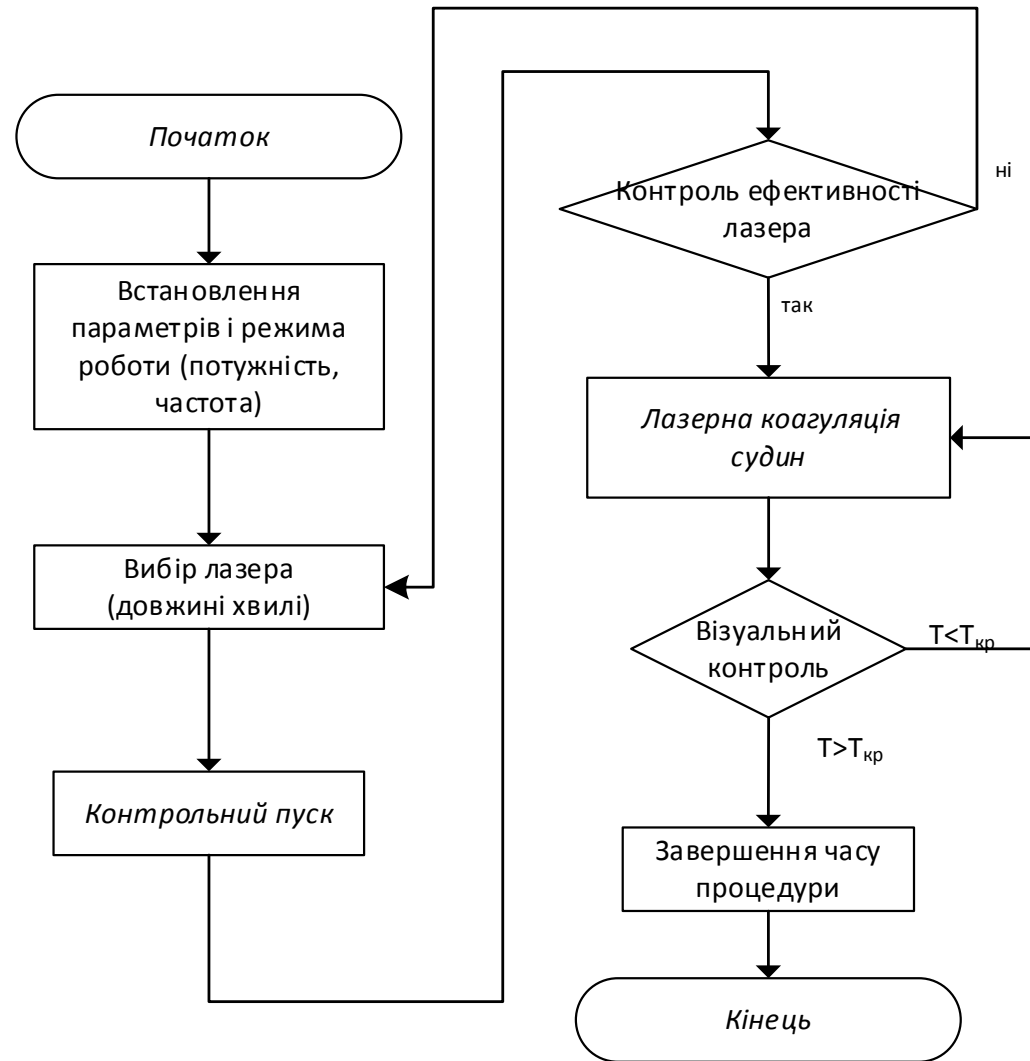
## Додаток В1

## Структурна схема засобу лазерної хірургії судин



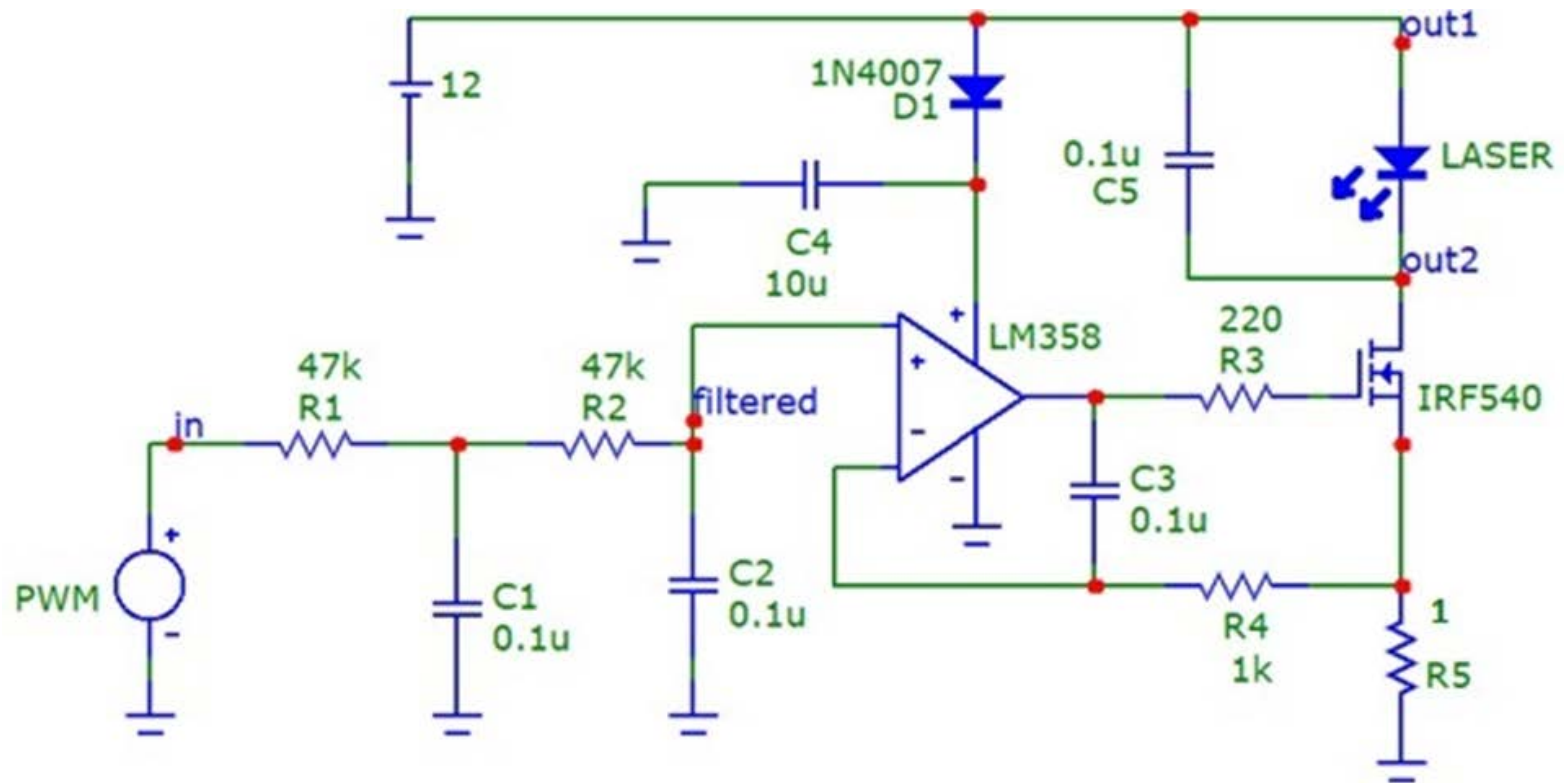


Додаток В2  
Блок-схема методу лазерної ФДТ



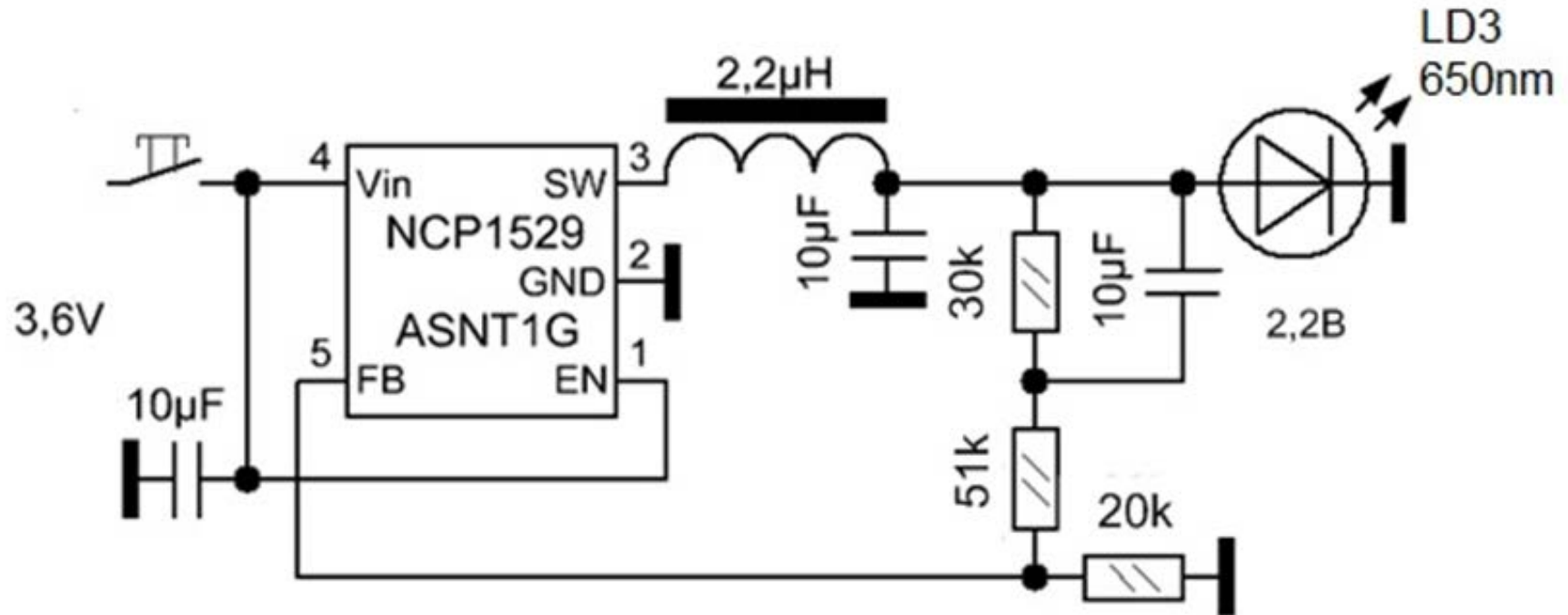
## Додаток В3

Електрична схема блоку живлення і модуляції діодного лазера 808 нм



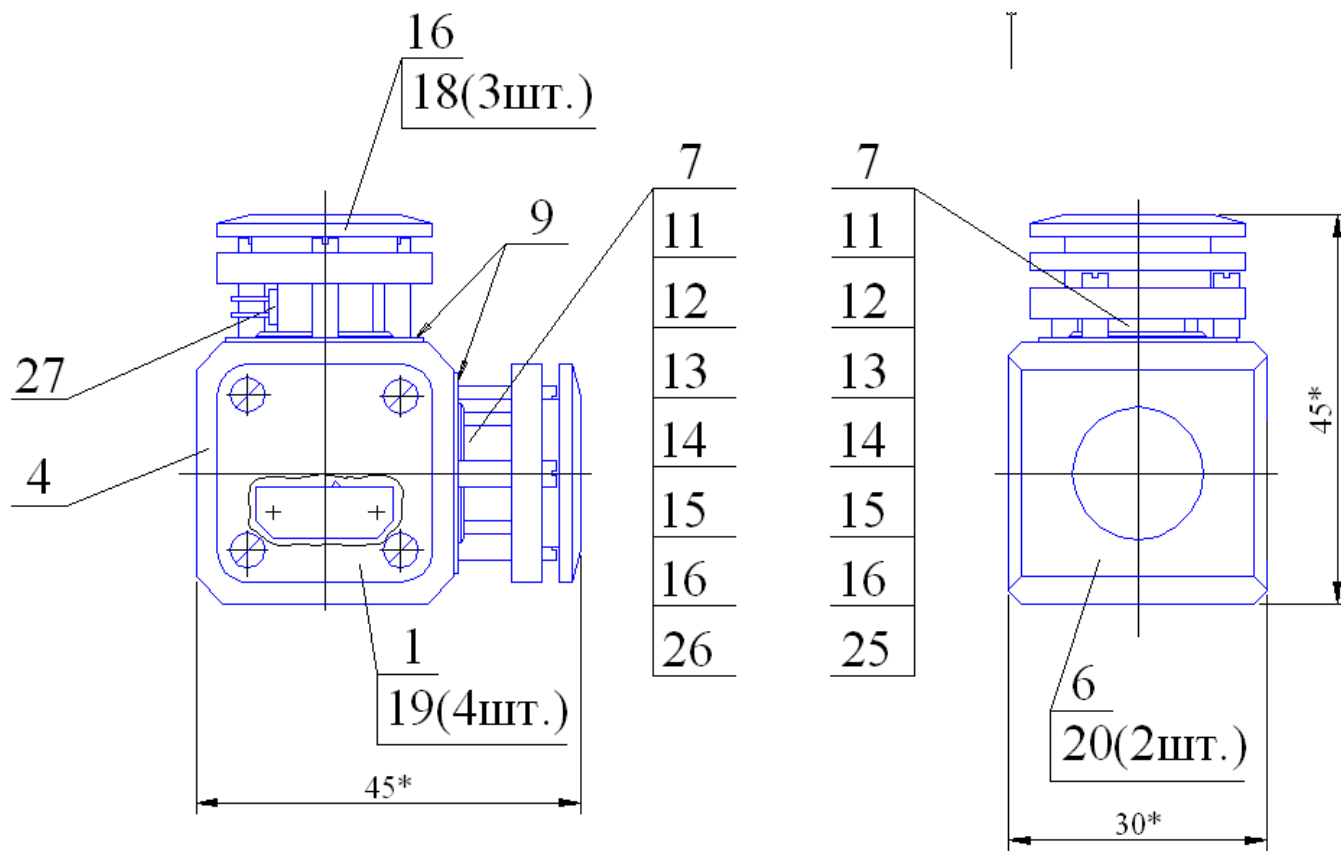
## Додаток В4

Електрична схема драйвера пілотного лазера



## Додаток В5

## Складальна схема об'єднувача лазерних модулів



## Додаток В6

## Оптична схема блоку узгодження лазерного модуля і світловода

