

**КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ ТАРАСА
ШЕВЧЕНКА**

ФАКУЛЬТЕТ РАДІОФІЗИКИ, ЕЛЕКТРОНІКИ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМ

Кафедра медичної радіофізики

«На правах рукопису»

Робота допущена до захисту в ЕК
рішенням кафедри медичної радіофізики
від ____ 2024 року, протокол № ____
Завідувач кафедри канд. фіз.-мат. наук, доцент
_____ Сергій РАДЧЕНКО

ДИПЛОМНА РОБОТА МАГІСТРА

на тему:

**«БАГАТОКАНАЛЬНА СИСТЕМА РЕЄСТРАЦІЇ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ
МІДНОГО ЛАЗЕРА НА БІОТКАНИНИ»**

Виконав:

студент 2-го курсу магістратури
денної форми навчання
спеціальності 105 «Прикладна фізика та наноматеріали»
ОНП «Біомедична фізика, інженерія та інформатика»
Білоцерківський Євгеній Валерійович _____

Науковий керівник:

докт. фіз.-мат. наук, доцент
Іванісік Анатолій Іванович _____

Рецензент:

канд. фіз.-мат. наук
Войтешенко Іван Сергійович _____

Засвідчую, що у цій дипломній роботі
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань

Студент _____ Євгеній БІЛОЦЕРКІВСЬКИЙ

Київ 2024

РЕФЕРАТ

Дипломна робота містить: 33 с., 29 рис., 7 джерел.

Ключове слово: оптика; лазери; розсіювання; поглинання; коагуляція

Використання лазерів у сферах біології та медицини є поширеним у сучасному світі. Науковці активно досліджують різні види використання лазерів у медицині, зокрема в хірургічних процедурах. Сфери діагностувань та лікування можна розділити на дві основні групи: діагностичні та терапевтичні. Ключова відмінність між цими двома методами полягає в тому, як лазер взаємодіє з тканиною. У сфері діагностики метою є використання неінвазивних методів дослідження для перевірки нормального функціонування тканин без заподіяння будь-якої шкоди чи втручання, а також для полегшення слідкування стану пацієнта під час операції або діагностики. Це є одними з головних причиною для зацікавленості і в подальшому для роботи над схожими темами.

Для створення та роботи установки (багатоканальної системи) було об'єднано різні компоненти, такі як: датчики реєстрації інтенсивності відбиття світла та температури, контролери на платах Arduino UNO, а також створене програмне забезпечення для коректної роботи установки.

В роботі наводяться приклади експериментів проведених за допомогою багатоканальної системи, а також її створення та принцип роботи під час дії мідного лазера на біотканини.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
1. ОГЛЯДОВА ЧАСТИНА.....	5
1.1 Характеристики та властивості лазерів.....	5
1.2 Лазери у медицині.....	7
2. СТВОРЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ.....	11
2.1 Опис установки.....	11
2.2 Створення каналів реєстрації даних.....	12
2.3 Зразки та обладнання.....	19
3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ.....	20
3.1 Дослідження температури та розсіювання світла через зразки біотканин.....	20
3.2 Вплив теплопровідності за лазера на біотканини.....	30
ВИСНОВКИ.....	31
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	32

ВСТУП

Коли світлові потоки контактують з біологічними тканинами, вони вступають у різноманітні взаємодії, включаючи фазові зміни, поглинання та розсіювання. Ці взаємодії можуть породжувати широкий спектр явищ. Поглинання світла тканиною може призвести до, наприклад, флуоресценції, або збудженого збереження енергії, що може спричинити підвищення температури та пошкодження тканин. Ці явища використовуються для лазерної діагностики або лазерної терапії, залежно від конкретної лазерної енергії та характеристик тканини [1].

Використання лазерів у сферах біології та медицини є поширеним у сучасному світі. Науковці активно досліджують різні види використання лазерів у медицині, зокрема в хірургічних процедурах. Сфери діагностувань та лікування можна розділити на дві основні групи: діагностичні та терапевтичні. Ключова відмінність між цими двома методами полягає в тому, як лазер взаємодіє з тканиною. У сфері діагностики метою є використання неінвазивних методів дослідження для перевірки нормального функціонування тканин без заподіяння будь-якої шкоди чи втручання. І навпаки, у сфері терапії, наприклад під час хірургічних процедур, лазери служать хірургічним інструментом або використовуються з точністю для націлювання на певні ділянки тіла [2].

Основною метою роботи було створення багатоканальної системи реєстрації та дослідження впливу мідного лазера на біотканини.

РОЗДІЛ 1 ОГЛЯДОВА ЧАСТИНА

1.1 Характеристики та властивості лазерів

Термін «лазер» перекладається як посилення світла примусовим випромінюванням. Це стимульоване випромінювання відбувається, коли фотон змушує збуджений атом повернутися до нижчого енергетичного стану, випускаючи другий фотон у фазі та на тій самій довжині хвилі, що й збудливий фотон [3].

Світло, що випромінюється лазером, має такі характеристики:

1. Висока монохроматичність: Робоче середовище визначає дуже вузький діапазон довжин хвиль випромінювання, що призводить до високої монохроматичності лазерного світла.
2. Високий ступінь когерентності: Усі світлові хвилі, створені лазером, знаходяться в фазі, що призводить до високого ступеня когерентності лазерного випромінювання.
3. Висока спрямованість із малою розбіжністю: лазерне світло характеризується високою спрямованістю, оскільки промені, що проходять у вузькому пучку, мають низьку розбіжність.
4. Висока інтенсивність: Процес посилення дозволяє випромінювати лазерні промені з високими рівнями енергії, що призводить до високої інтенсивності лазерного випромінювання [3].

Лазерні промені можуть працювати в різних режимах, таких як безперервний, імпульсний, суперімпульсний або з модуляцією добротності. Лазери можуть працювати в режимі безперервної хвилі (CW), випромінюючи постійний промінь до тих пір, поки збуджується поле лазера. Утримання цього безперервного променя на тканині протягом тривалого періоду часу, довшого за час термічної релаксації, може спричинити надмірну передачу тепла навколишнім тканинам, що може ускладнити загоєння ран і сприяти утворенню рубців.

Усі лазери можна перемикаєти в імпульсний режим за допомогою механічних, електронних або фотонних засобів. Імпульсні лазери випромінюють світло у вигляді окремих імпульсів, тривалість яких може варіюватися від довгих (мілісекунди) до коротких (мільйонні частки секунди). Вони називаються лазерами з модуляцією добротності. Механізм перемикання добротності дозволяє лазеру накопичувати енергію між імпульсами, забезпечуючи високу вихідну потужність. Це досягається за допомогою таких методів, як електромагнітні перемикачі для вимкнення лазера та швидкого відновлення після цього,

дозволяючи імпульси короткої тривалості (порядку наносекунд) і високої ефективності (1 000 000 Вт/см²) [3].

Пропускання лазерного випромінювання в тканини залежить від його довжини хвилі. У той же час висвітлюються такі характеристики лазера, як максимальне збереження органів і мінімальна інвазивність. Вплив лазерного випромінювання на біотканини визначається взаємодією фотонів з молекулами та сполуками молекул тканини, молекулярними процесами та подальшими біологічними реакціями [5]. Фотони є основною одиницею променистої енергії, яка є формою електромагнітної енергії, яка поширюється у вигляді хвиль із постійною швидкістю. Фотонні хвилі можна описати їх амплітудою (висотою коливання) і довжиною хвилі (відстанню між точками на хвилі). Довжина хвилі лазерної енергії важлива як для транспортування енергії до місця операції, так і для її взаємодії з тканиною. Звичайне біле світло, яке сприймає людське око, представлене сумою різних кольорів видимого спектру, що характеризується дифузією, затемненням і різними амплітудами та довжинами хвиль.

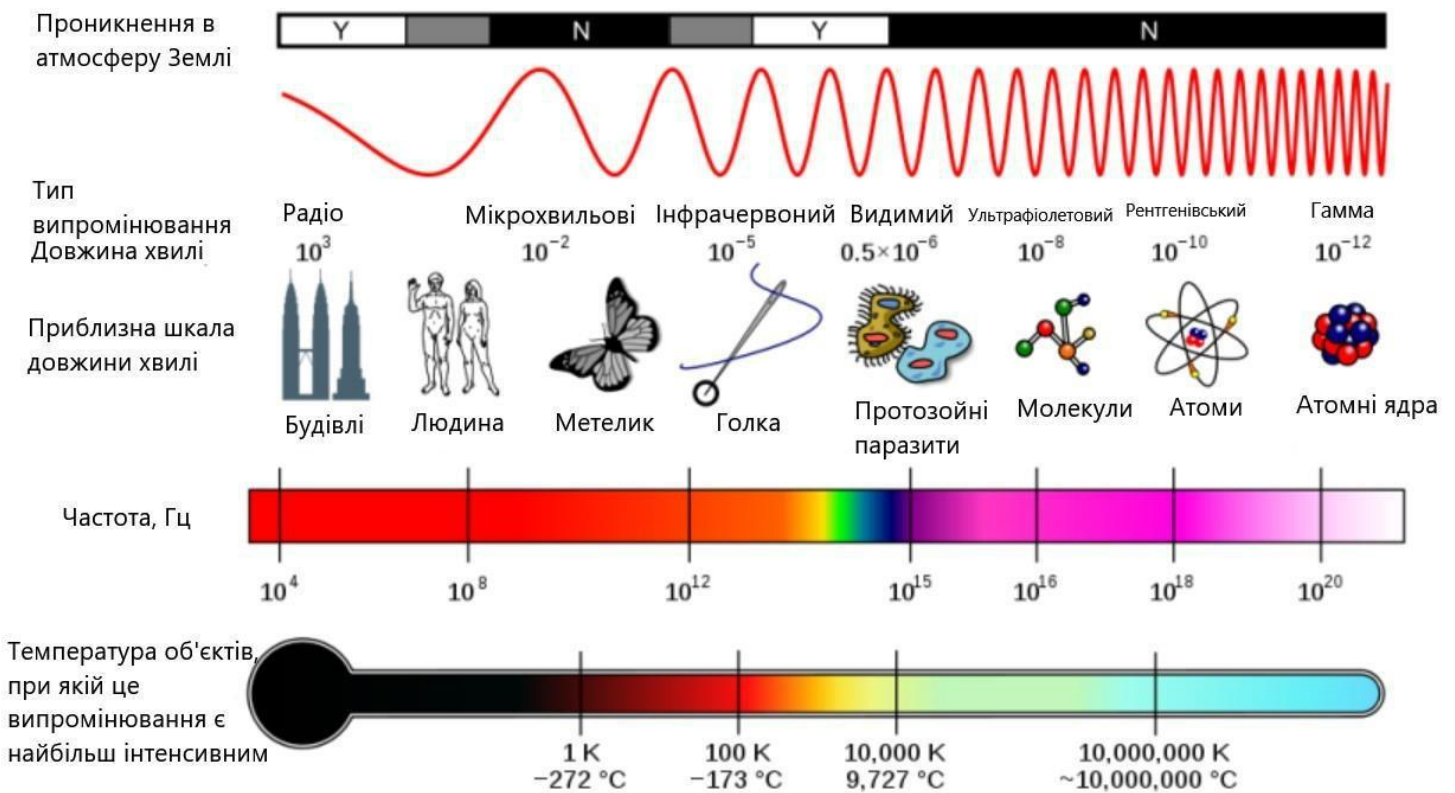


Рис. 1.1. Електромагнітний спектр випромінювань

Інфрачервоне лазерне випромінювання має більше проникнення в тканини, ніж лазерне світло в червоній області видимого спектру. Це робить інфрачервоне випромінювання корисним для лікування захворювань шкіри та слизових оболонок.

Лазерне світло впливає на дихальний ланцюг мітохондрій, змінюючи електричний потенціал клітинних мембран, впливаючи на їх вибірку проникності для іонів натрію, калію та кальцію. Також відзначено підвищення активності деяких ферментів, таких як цитохромоксидаза та аденозинтрифосфат.

Лазерне випромінювання посилює синтез ДНК, вироблення колагену та проколагену. Крім того, він може збільшити розростанням тканин через поділ та ріст клітин. Ці результати демонструють нові можливості лазерної технології для впливу на клітинні та молекулярні процеси.

Вплив світла на тканину залежить не тільки від властивостей тканини, але й від властивостей джерела лазера. Крім довжини хвилі лазера, основними параметрами лазерів є потужність, час дії та розмір плями лазера. Важливими параметрами для імпульсних лазерів також є інтенсивність, ширина імпульсу, частота повторення, розмір плями та кількість імпульсів [5]

1.2. Лазери у медицині

Застосування лазерів у медицині є перспективним напрямком, оскільки він поєднує унікальні переваги лікування та діагностики з використанням лазерної технології, такі як відсутність кровотечі, та стерильність, з їх характеристиками: втручання на мікроскопічному рівні (включаючи клітинний), розсічення тканин, «зварювання» тканин (зокрема кровоносних судин), ендоскопічна хірургія, корекція глибоких локальних шарів без пошкодження поверхневого шару тканин (особливо в офтальмології) та інші можливості [6].

Взаємодія між лазерним випромінюванням і цільовою тканиною відбувається за фізичними принципами. Коли лазерна енергія досягає цільової тканини, виникають такі явища, як відбиття, розсіювання та поглинання. Оптичні властивості тканини визначають, як тканина реагує на певну довжину хвилі, що проходить через неї [4]:

1. Відбиття — процес, у якому промінь лазерного світла спрямовується на локальне місце та відбивається через відсутність взаємодії лазерного світла з тканиною.

2. Поглинання – явище взаємодії енергії лазерного випромінювання з тканинами, проникнення в них та викликання біологічних ефектів. Чим вищий рівень поглинання, тим вище перетворення в тепло. Дана довжина хвилі може бути поглинена однією тканиною і розсіяна іншою. Основними компонентами світлопоглинальних тканин (хромосом) є гемоглобін, меланін, білок і вода. Щоб націлитися на певну тканину, необхідно вибрати довжину хвилі, яка сильно поглинається наявним у цій тканині хромофором.

3. Розсіювання — явище, коли падаюче світло проходить через тканину нерівномірно.

4. Передача - це явище, при якому лазерний промінь може проходити крізь тканину без взаємодії та не викликаючи жодного ефекту. Взаємодія між лазерним світлом і тканиною відбувається лише за наявності між ними оптичної спорідненості, що базується на явищах поглиблення і дифузії. Чим нижча спорідненість, тим більше світла відбиватиметься або пропускатиметься [4].

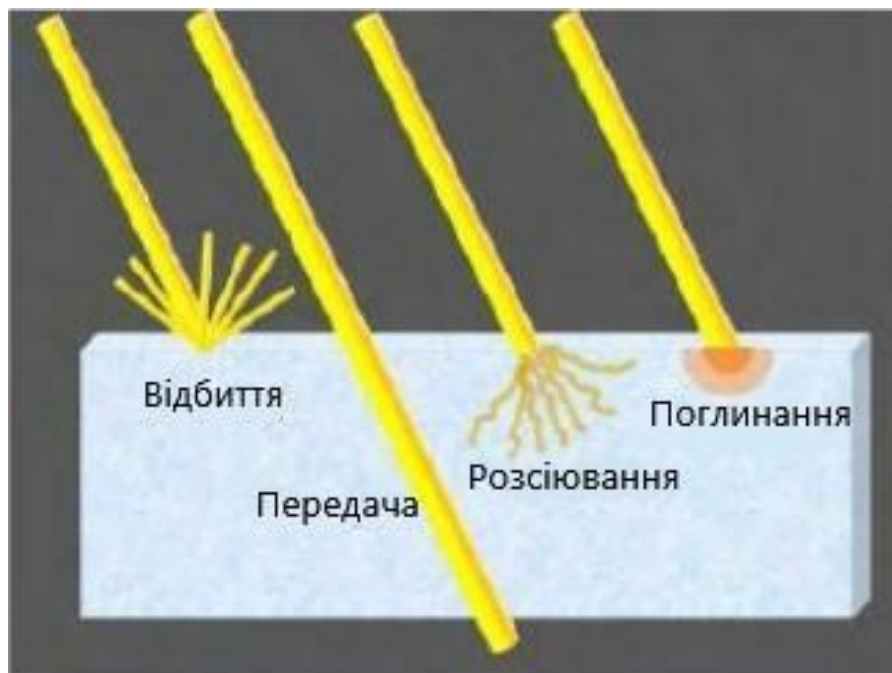


Рис. 1.2. Процес взаємодії лазерного променя з біотканиною [4]

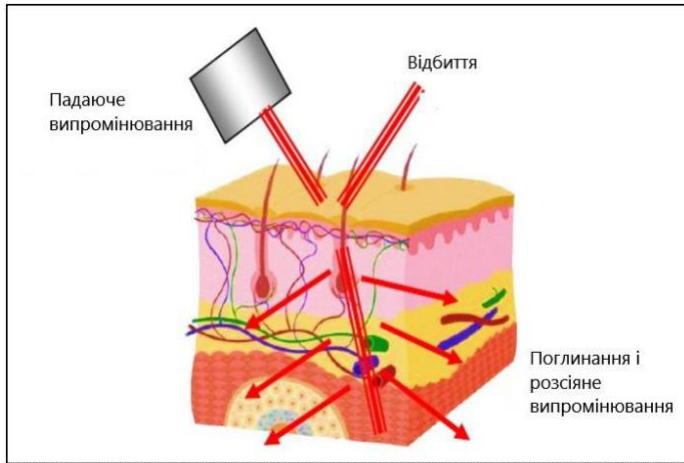


Рис. 1.3. Взаємодія оптичного випромінювання із поверхнею тіла [5].

Крім притаманних оптичних властивостей на різних довжинах хвиль, ефективність взаємодії також залежить від оптичних властивостей мішені та коефіцієнта поглинання конкретного хромофора в цільовій тканині для певної довжини хвилі (оптична спорідненість). Загалом можна виділити три великі групи взаємодії лазера з тканиною:

- Лазерне випромінювання, що покриває спектр видимого зеленого світла, наприклад КТР-лазери (або подвійні неодимові на 532 нм) і аргоновий лазер (488–514 нм), що призводить до глибокого проникнення і дифузії (дифузії) ефектів взаємодіючих одиниць на проміжних глибинах в тканині.
- Випромінювання знаходиться у видимому червоному (600–700 нм) та близькому інфрачервоному (810–1340 нм) спектрі, спричиняючи розсіювання та глибше проникнення в тканини.
- Випромінювання, розташовані в середньому або далекому інфрачервоному спектрі (від 2780 до 2940 до 10600 нм), викликають проникнення в тканинах і воді на поверхнях з обмеженою дифузією. [4].

Основним корисним ефектом лазерної енергії є проникнення світла в тканину і передача цієї енергії, викликаючи взаємодію тканин і створюючи

фотобіологічний ефект. Однак після подальшого вивчення лазерної енергії можуть виникнути чотири основні типи взаємодії:

1. Фотохімічний: Природні хромофори або поглиначі світла поглинають певні довжини хвиль лазерного світла, можуть викликати біохімічні реакції на клітинному рівні. Прикладами таких взаємодій є використання фотосенсибілізаторів для фотодинамічної терапії або флуоресценції тканин.

2. Фототермічний: Світлова енергія, поглинена тканиною, перетворюється на теплову енергію, викликаючи тепловий ефект у тканині.

3. Фотоабляція: Випаровування тканин і перегрів тканинних рідин.

4. Коагуляція та гемостаз: Призначення коагуляції та коагуляції для контролю кровотечі.

Фотопіроліз або спалювання тканини: Використання лазера для руйнування тканини [4].

РОЗДІЛ 2

СТВОРЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ

2.1 Опис установки

Елементна база системи включає в себе наступні компоненти:

- Фотодіод
- датчик інтенсивності світла.
- Термопара
- датчик температури.
- Плата Ардуіно
- контролер системи.
- Комп'ютер
- пристрій для обробки даних.

Система використовується наступним чином:

Фотодіод реєструє інтенсивність світла від зовнішнього джерела світла. Термопара реєструє температуру біологічної тканини. Дані з фотодіодатермопари передаються на плату Ардуіно. Плата Ардуіно обробляє дані і передає їх на комп'ютер.

Принципи програмування:

Плата Ардуіно програмується за допомогою мови програмування C++. Основні функції програмного забезпечення включають в себе:

- Реєстрація інтенсивності світла - зчитування значення інтенсивності світла з фотодіода.
- Реєстрація температури - зчитування значення температури з термопари.
- Обробка даних - розрахунки середньої інтенсивності світла, середньої температури та інших параметрів.
- Відображення даних - виведення даних на екран комп'ютера.

2.2 . Створення каналів реєстрації даних

- **Створення каналу реєстрації інтенсивності світла.** Фотодіод - це напівпровідниковий пристрій, який перетворює світловелектричний струм. Він складається з двох шарів напівпровідників з різними типами провідності. При попаданні світла на фотодіод, електрониз одного шару переходять в інший, що призводить до виникнення електричного струму.

Особливості фотодіода:

- чутливий до світла певної довжини хвилі.
- має певний коефіцієнт передачі, який визначає, яка частина світла, що потрапляє на фотодіод, перетворюється в електричний струм.
- має певний час відгуку, який визначає, як швидко він реагує на зміни світлового потоку.

Для реєстрації інтенсивності світла, що випромінювалося, використовувалася плата Arduino UNO з фотодіодом на підсилювачі LM393. Схема зазначена на фото нижче реєструє значення (інтенсивність світла) з фотодіода, при налаштуванні потенціометра порядку 0,1 мкВт:

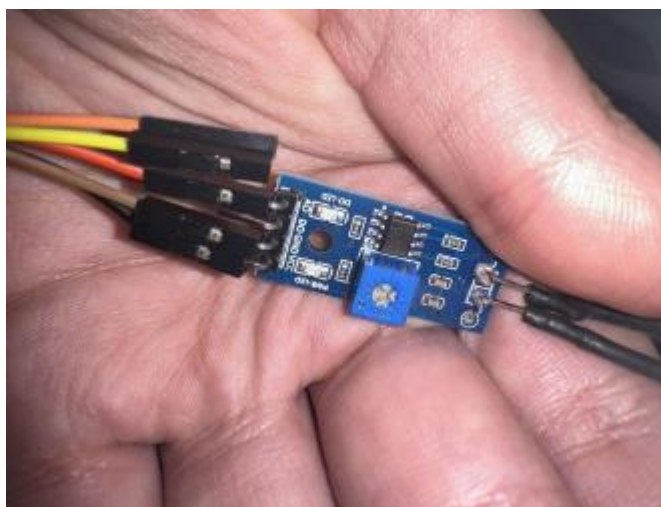


Рис. 2.1. Плата LM393



Рис. 2.2. Плата Arduino UNO



Рис. 2.3 Фотодіод

Фотодіод підключений до плати LM393 через контакти + та -, а вона в свою чергу була підключена до плати Arduino UNO по принципу:

LM393		Arduino UNO
A0	-	A0
GND	-	GND
VCC	-	5V

Дані оброблялись на комп'ютері в програмі Arduino IDE за допомогою написаного коду:

```
const int photoresistorPin = A0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  delay(500);
}

void loop()
{
  int lightValue = analogRead(photoresistorPin);

  Serial.print("Світло: ");
  Serial.println(1023 - lightValue);
  delay(1000);
}
```

Ця програма зчитує значення з фотодіода кожні 1000 мілісекунд і виводить їх на послідовний порт завдяки вбудованому програмному забезпеченню самій Arduino IDE.

- **Створення каналу реєстрації температури.** Термопара - це пристрій, який перетворює різницю температур в електричний струм. Термопара складається з двох металевих провідників, які з'єднані між собою в одному місці. При різниці температур між кінцями термопари в ланцюзі виникає електричний струм.

Особливості термопари:

- Термопара чутлива до різниці температур в певному діапазоні.
- Термопара має певний коефіцієнт термоелектрорушійної сили, який визначає, який струм виникає в ланцюзі при певній різниці температур.

Для реєстрації температури була використана плата MAX6675, до якої була підключена термопара, а сама плата, безпосередньо була підключена до плати Arduino UNO.

Схема зазначена на фото нижче, реєструє температуру в реальному часі:



Рис. 2.4. Плата Arduino UNO



Рис. 2.5. Термопара



Рис. 2.6. Плата MAX6675

Термопара підключалася до плати MAX6675 через контакти + та -, а з неї на плату Arduino UNO за таким принципом:

MAX6675		Arduino UNO
GND	-	GND
VCC	-	5V
SCK	-	4 port
CS	-	5 port
S0	-	6 port

Дані обробляються в програмі Arduino IDE за допомогою написаного коду:

```
#include "max6675.h"      // Підключаємо бібліотеку
int thermoSCK = 2;      // вивід SCK
int thermoCS = 3;      // вивід CS
int thermoSO = 4;      // вивід SO

MAX6675 thermocouple(thermoSCK, thermoCS, thermoSO);

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  delay(500);
}

void loop()
{
  Serial.print("C = ");
  Serial.println(thermocouple.readCelsius());

  delay(1000);
}
```

Ця програма зчитує значення з термопари кожні 1000 мілісекунд і виводить їх на послідовний порт завдяки вбудованому програмному забезпеченню в самій Arduino IDE.

Для проведення експериментів використано промисловий відпаяний мідний лазер ЛПМ «Курс» (ГЛ-202).

Лазер ЛГІ-202 складається з мідного лазера на основі трубки ІЛГІ-202 (Рис.2.2). та модернізованого джерела живлення ПП-18 (Рис. 2.4).



Рис. 2.7. Зображення лазера на парах міді на основі трубки ІЛГІ-202



Рис. 2.8. Зображення модернізованого джерела живлення ПП-18

Живлення лазера здійснюється від трифазної мережі з напругою 220/380 В. Потужність, що споживається лазером від мережі, становить не більше 4,2 кВт, водяне охолодження. Витрата води для ефективного охолодження тиратрону ТГП1-2000/35 у джерелі живлення та корпусу випромінювача становить 4-5 л/хв.

Мідний лазер працює на довжинах хвиль 510,6 нм та 578,2 нм. У стаціонарному режимі роботи мідного лазера можна досягти заданої температури протягом певного часу.

За допомогою імпульсного методу осциляцій (ІМО) (Рис. 2.5), було встановлено, що цей лазер досягає потужності 14 Вт при напрузі приблизно 6,5 В. Мідний лазер дає імпульси 10 нс з частотою 10 кГц, тоді в імпульсі цей лазер досягає потужності в: $1\text{Вт} / (10\text{ нс} * 10\text{ кГц}) = 10\text{ кВт}$.

2.3 Зразки та обладнання

В кожному наступному експерименті використовувалися зразки біотканини звіриноного походження, а саме замороженні свинячі битки, які мали різні товщини, від 2 до 3,5 мм (рис. 2.9).



Рис.2.9. Зразки біотканин для дослідів від 2 - до 3,5 мм.

Для націлювання та фокусування променя лазера на зразок використовується фокусуюча лінза різної довжини фокусу – в нашому дослідженні були обрані 5 см, 10 см та 17 см.

РОЗДІЛ 3

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ

3.1 Дослідження температури та розсіювання світла через зразки біотканин

Слідуючим, ми провели серію експериментів, спрямованих на вивчення зміни температури та інтенсивності відбитого світла від зразка під впливом лазера, використовуючи датчик температури прикріпленим на біотканину. Кожен зразок, товщиною від 2 - до 3,5 мм, кімнатної температури $20 (\pm 2) ^\circ\text{C}$ розміщувався перед лазером без, а також під фокусуєчими лінзами різної довжини фокусування (5 см, 10 см і 17 см), а виміри проводилися протягом 20 хвилин. Також, під кутом 45 градусів та на відстані близько 7 см до зразка був розташований датчик інтенсивності світла (фотодіод), який вимірював, відбиття світла від поверхні зразка. До кожного виміру було зроблені графіки залежності інтенсивності відбитого світла та температури від часу.



Рис. 3.1. Схема для проведення вимірів

Спочатку був взятий зразок товщиною 2 мм, на який був спрямований лазерний потік без фокусуєчої лінзи. Були отримані такі результати.

t, хв	Світло	T, C
1	2	C = 20.50
2	343	C = 27.75
3	339	C = 29.50
4	341	C = 30.50
5	422	C = 31.75
6	442	C = 32.25
7	419	C = 32.50
8	413	C = 32.75
9	384	C = 33.00
10	385	C = 34.00
11	440	C = 34.00
12	402	C = 34.25
13	379	C = 35.50
14	424	C = 35.50
15	416	C = 36.00
16	414	C = 36.50
17	444	C = 37.00
18	430	C = 37.50
19	415	C = 37.50
20	395	C = 37.75

Рис. 3.2. Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу. Зразок 2 мм без лінзи, що фокусує промінь

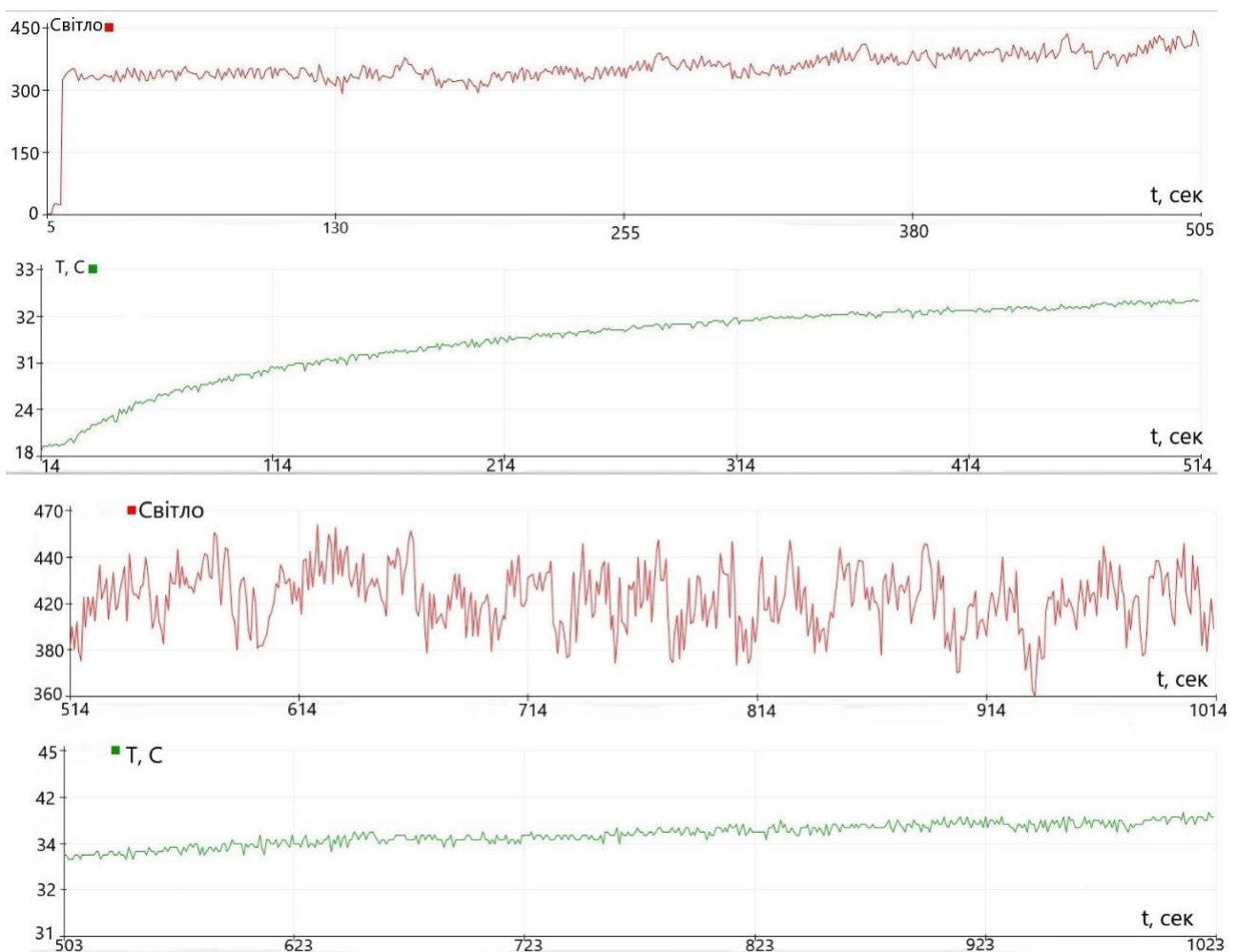


Рис. 3.3. Графіки залежності інтенсивності відбитого світла (Світло) та температури (T,C) від часу зразка. Зразок 2 мм без фокусуєчої лінзи.

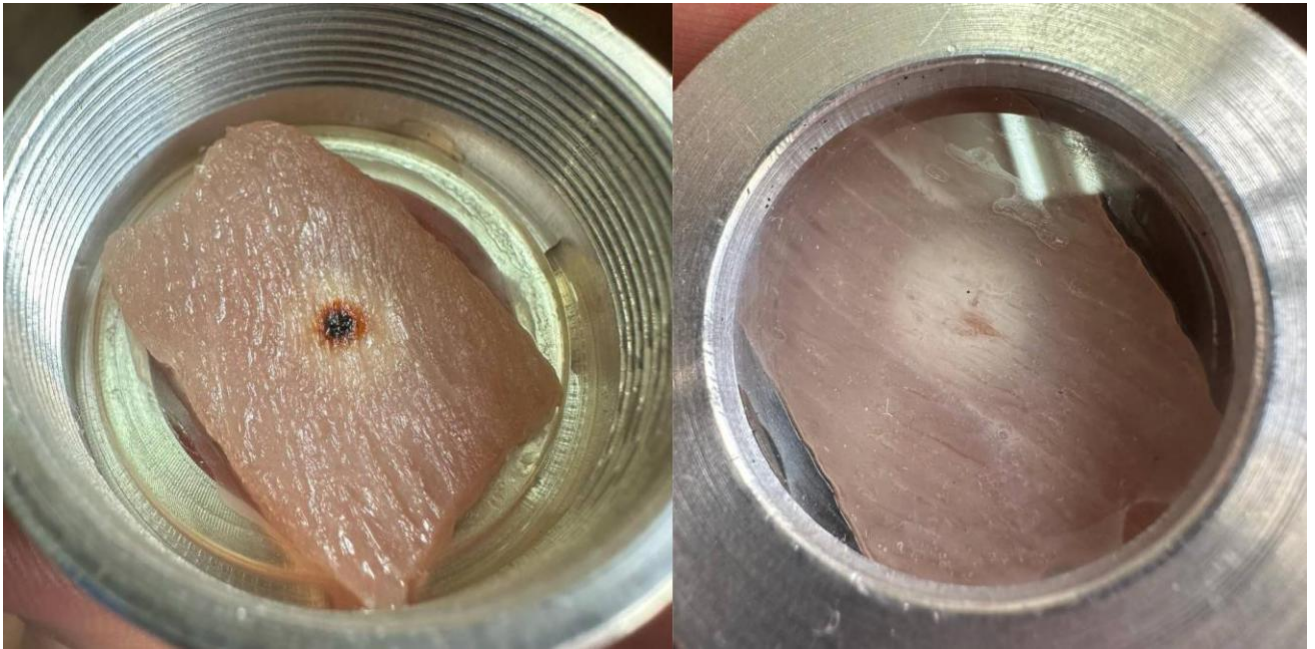


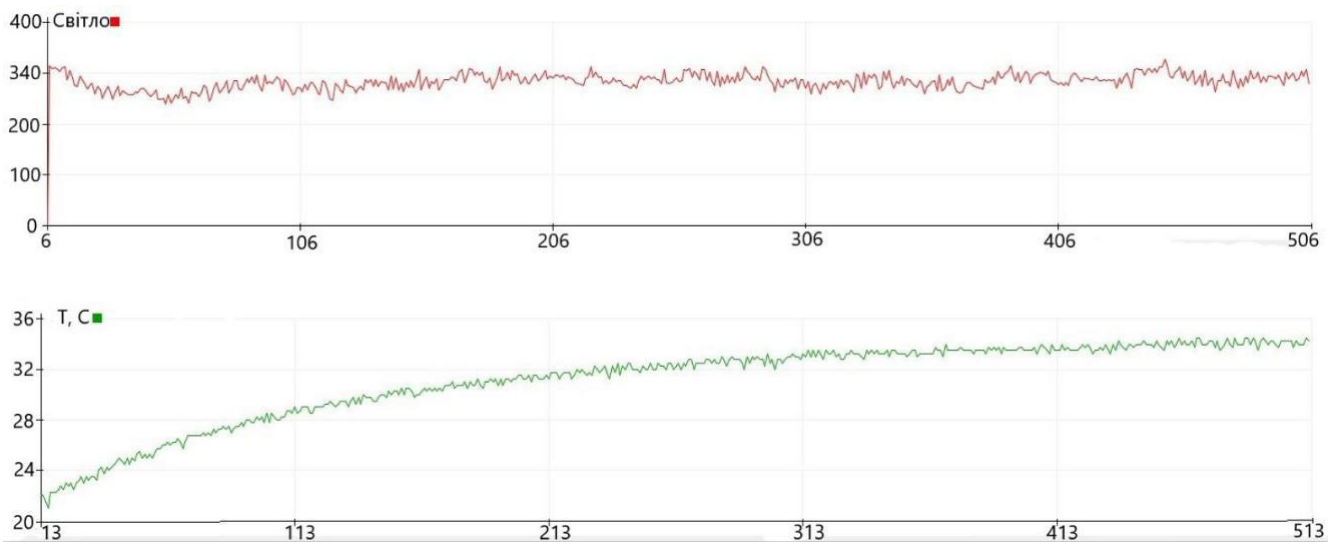
Рис. 3.4. Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання без лінзи

При взаємодії лазера на біотканину виникає темний кратер. Це свідчить про те, що енергія лазера була достатньою для нагрівання поверхні тканини до температур, що викликала руйнування зовнішнього шару тканини. Проте, температура не була настільки високою, щоб спричинити проникнення лазерного променя через тканину і сквізного отвору. Можливо це пов'язано з недостатньою температурою, необхідної для повного проникнення через тканину, можливо зразок володіє певними властивостями, які змінюють тепловий вплив лазера на нього. Така реакція можуть бути результатом оптичних властивостей біотканин, таких як поглинання та розсіювання лазерного випромінювання, а також параметрів лазера, таких як інтенсивність і тривалість імпульсу.

Далі був взятий зразок товщиною 2 мм, на який був спрямований лазерний потік з фокуруючою лінзою 5 см. Були отримані наступні результати:

t, хв	Світло	T, C
1	320	C = 22.75
2	262	C = 26.50
3	249	C = 28.25
4	251	C = 30.00
5	244	C = 30.25
6	267	C = 31.50
7	254	C = 32.00
8	266	C = 31.75
9	261	C = 31.75
10	238	C = 32.50
11	233	C = 32.50
12	223	C = 33.00
13	258	C = 33.25
14	245	C = 33.25
15	240	C = 33.50
16	243	C = 33.75
17	264	C = 34.00
18	265	C = 33.75
19	254	C = 34.00
20	242	C = 33.50

Рис. 3.5. Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу. Зразок 2 мм з фокусуною лінзою 5 см.



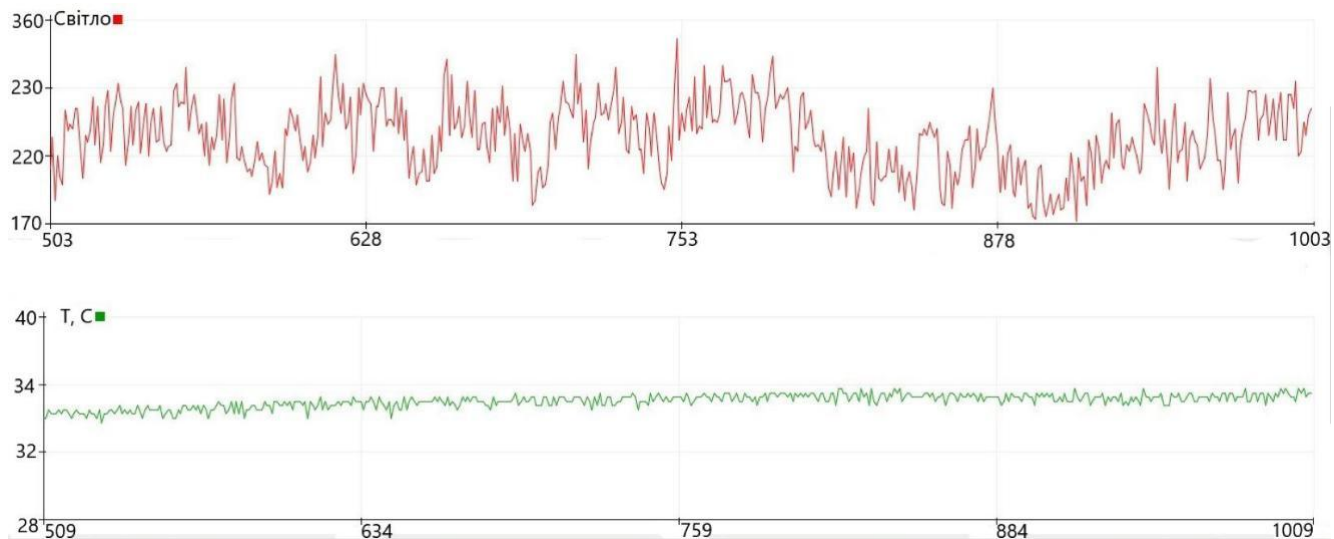


Рис. 3.6. Графіки залежності інтенсивності відбитого світла (Світло) та температури (Е,С) від часу. Зразок 2 мм з фокусуючою лінзою 5 см.



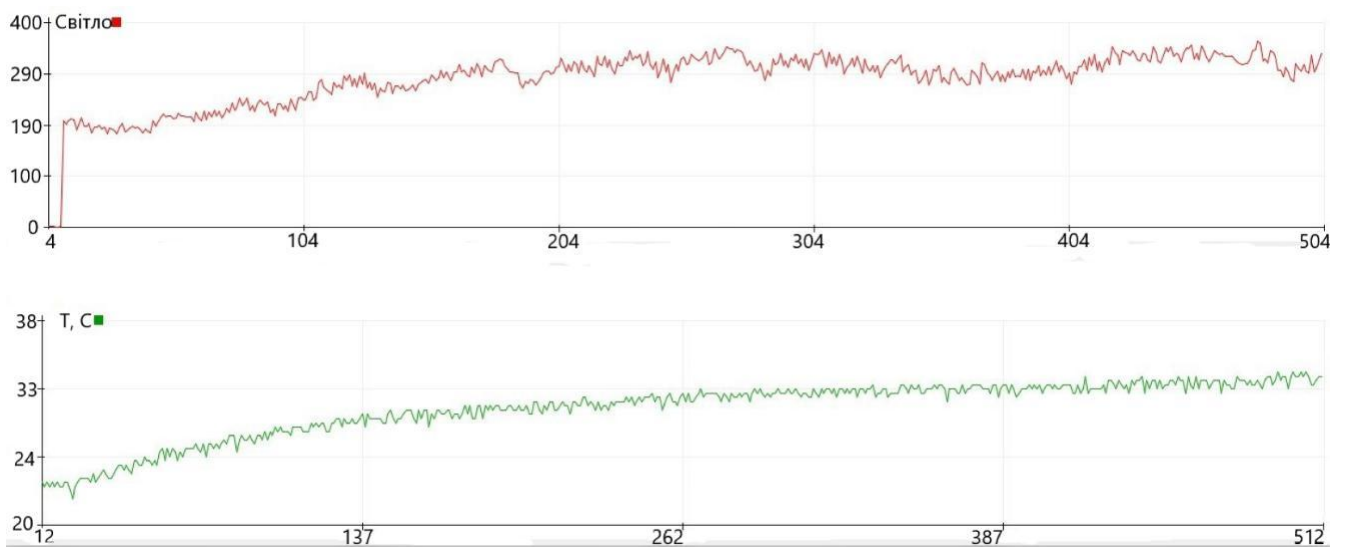
Рис. 3.7. Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання з лінзою 5 см

При взаємодії лазерного випромінювання на зразок біотканини, під лінзою з фокусною відстанню 5 см, майже з'явився сквізний отвір, яка проявлялася у вигляді чорної плями на зворотній стороні зразка. Це є ознакою достатньо великої потужності енергія лазера, щоб проникнути крізь тканину.

Наступним був зразок також 2 мм, з лінзою 10 см:

t, хв	Світло	T, C
1	1	C = 22.50
2	211	C = 29.50
3	235	C = 30.75
4	292	C = 32.50
5	295	C = 33.25
6	306	C = 34.00
7	332	C = 34.75
8	323	C = 34.75
9	286	C = 35.25
10	325	C = 35.75
11	337	C = 36.00
12	321	C = 36.50
13	349	C = 36.50
14	313	C = 36.50
15	318	C = 36.50
16	330	C = 37.25
17	324	C = 37.00
18	334	C = 37.00

Рис. 3.8. Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу. Зразок 2 мм з фокусуючою лінзою 10 см.



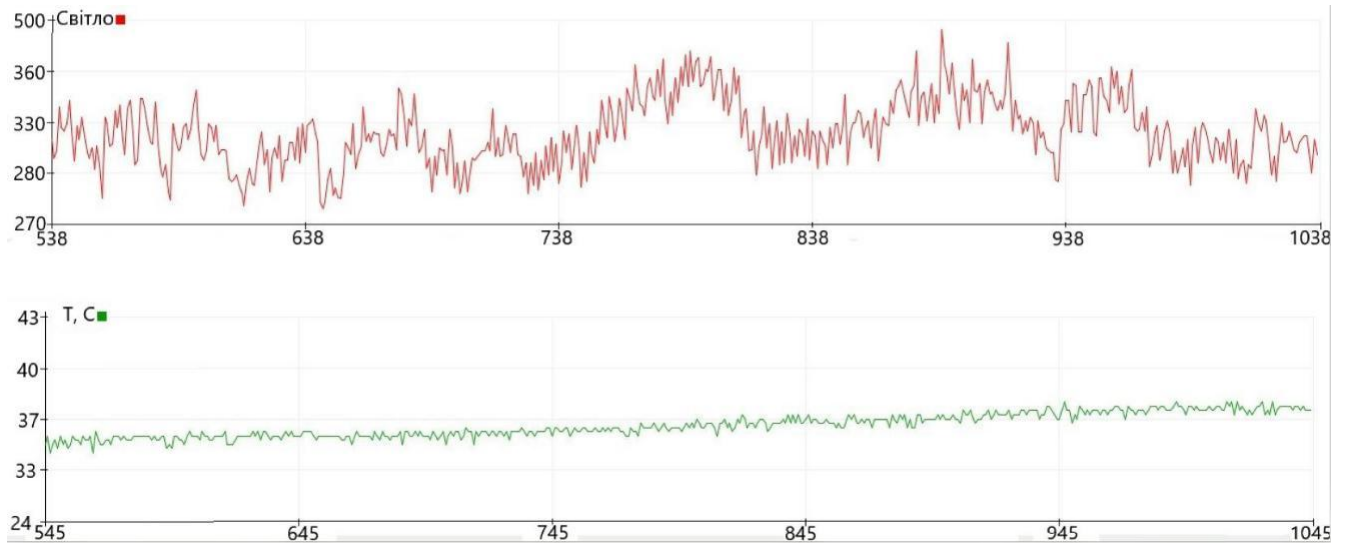


Рис. 3.9. Графіки залежності інтенсивності відбитого світла (Світло) та температури (Е,С) від часу зразка 2 мм з фокусуючою лінзою 10 см.



Рис. 3.10. Зразок з обох сторін після впливу лазерного випромінювання з лінзою 10 см

Під час дії лазерного випромінювання на біотканину, під лінзою з фокусною відстанню 10 см, був помічено менший ефект проникнення лазерного променя через тканину порівняно з лінзою 5 см. На зворотній стороні зразка була також помічена чорна пляма, проте вона була помітно меншою і не виявляла ознак пробиття дірки через тканину. Можливо це пов'язано з збільшеною фокусною відстанню лінзи, що призвело до розподілення енергії лазера на більшу площу.

Далі був взятий той самий знову зразок товщиною 2 мм, але з фокусуючою лінзою 17 см . Були отримані наступні результати:

t, хв	Світло	T, C
1	1	C = 22.50
2	539	C = 29.50
3	562	C = 30.75
4	40	C = 32.50
5	42	C = 33.25
6	35	C = 34.00
7	31	C = 34.75
8	31	C = 34.75
9	28	C = 35.25
10	39	C = 35.75
11	36	C = 36.00
12	33	C = 36.50
13	26	C = 36.50
14	25	C = 36.50
15	25	C = 36.50
16	27	C = 37.25
17	27	C = 37.00
18	24	C = 37.00

Рис. 3.11. Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу. Зразок 2 мм з фокусуючою лінзою 17 см.

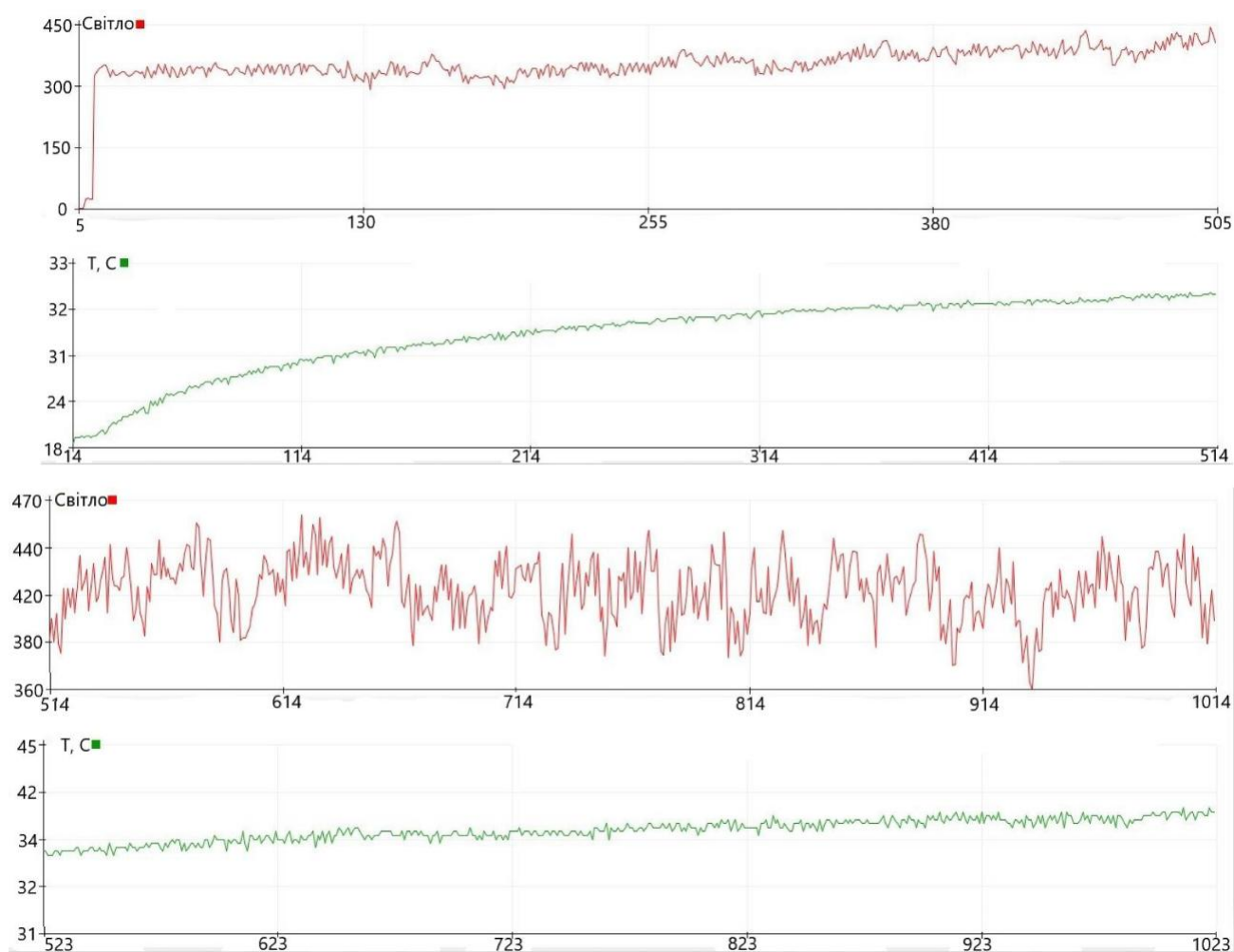


Рис. 3.12. Графіки залежності інтенсивності відбитого світла (Світло) та температури (T,C) від часу. Зразок 2 мм з фокусуючою лінзою 17 см.

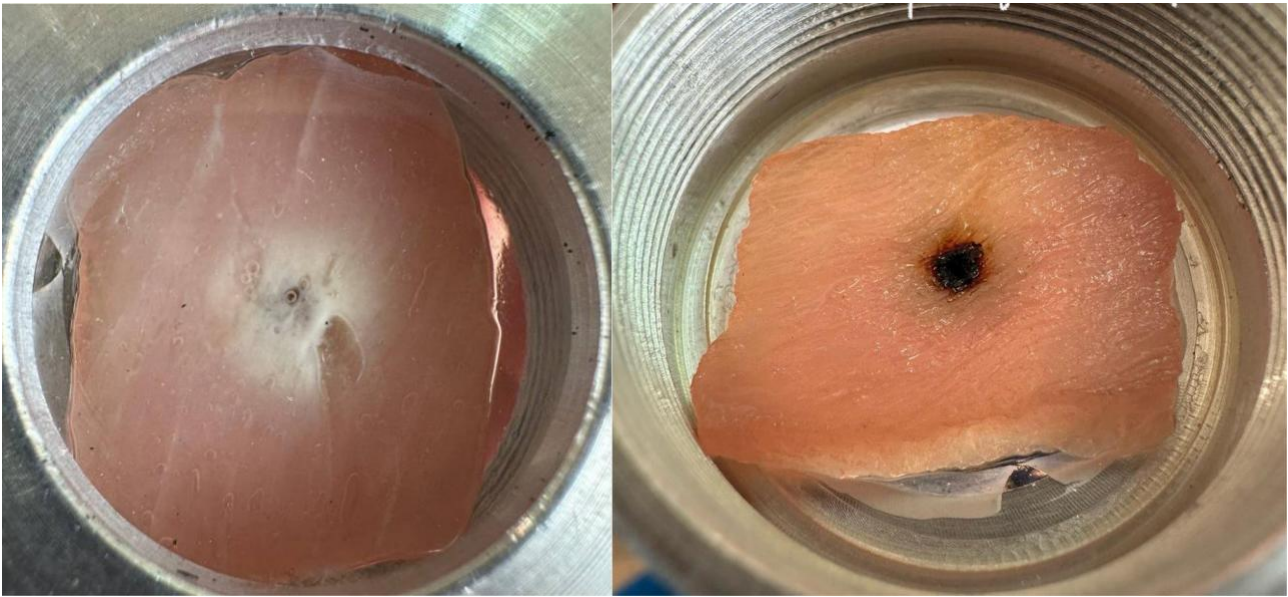


Рис. 3.13. Зразок з обох сторін після впливу дії лазеру під лінзою 17 см

Під час дії лазерного випромінювання на біотканину, під лінзою з фокусною відстанню 17 см, було помічено ще менше проникність лазерного променя через зразок порівняно з лінзами 5 см та 10 см. На зворотній стороні зразка майже не було темної плями. Цей ефект показує вплив фокусної відстані лінзи на глибину проникнення променя та розподіл енергії лазеру на поверхню зразка.

Цього разу досліджувався зразок, товщиною 3.5 мм, на який було спрямоване лазерне світло під фокусувальною лінзою 10 см. Були отримані наступні результати:

t, хв	Світло	T, C
1	1	C = 21.75
2	440	C = 26.50
3	500	C = 28.25
4	507	C = 29.75
5	613	C = 30.50
6	636	C = 31.25
7	518	C = 32.25
8	496	C = 32.50
9	656	C = 33.25
10	483	C = 32.75
11	470	C = 33.00
12	507	C = 33.00
13	546	C = 33.25
14	507	C = 35.25
15	531	C = 36.25
16	109	C = 36.75
17	102	C = 39.00
18	101	C = 39.25

Рис. 3.14. Таблиця значень температури та інтенсивності відбитого світла відносно часу. Зразок 3.5 мм з фокусуючою лінзою 10 см.

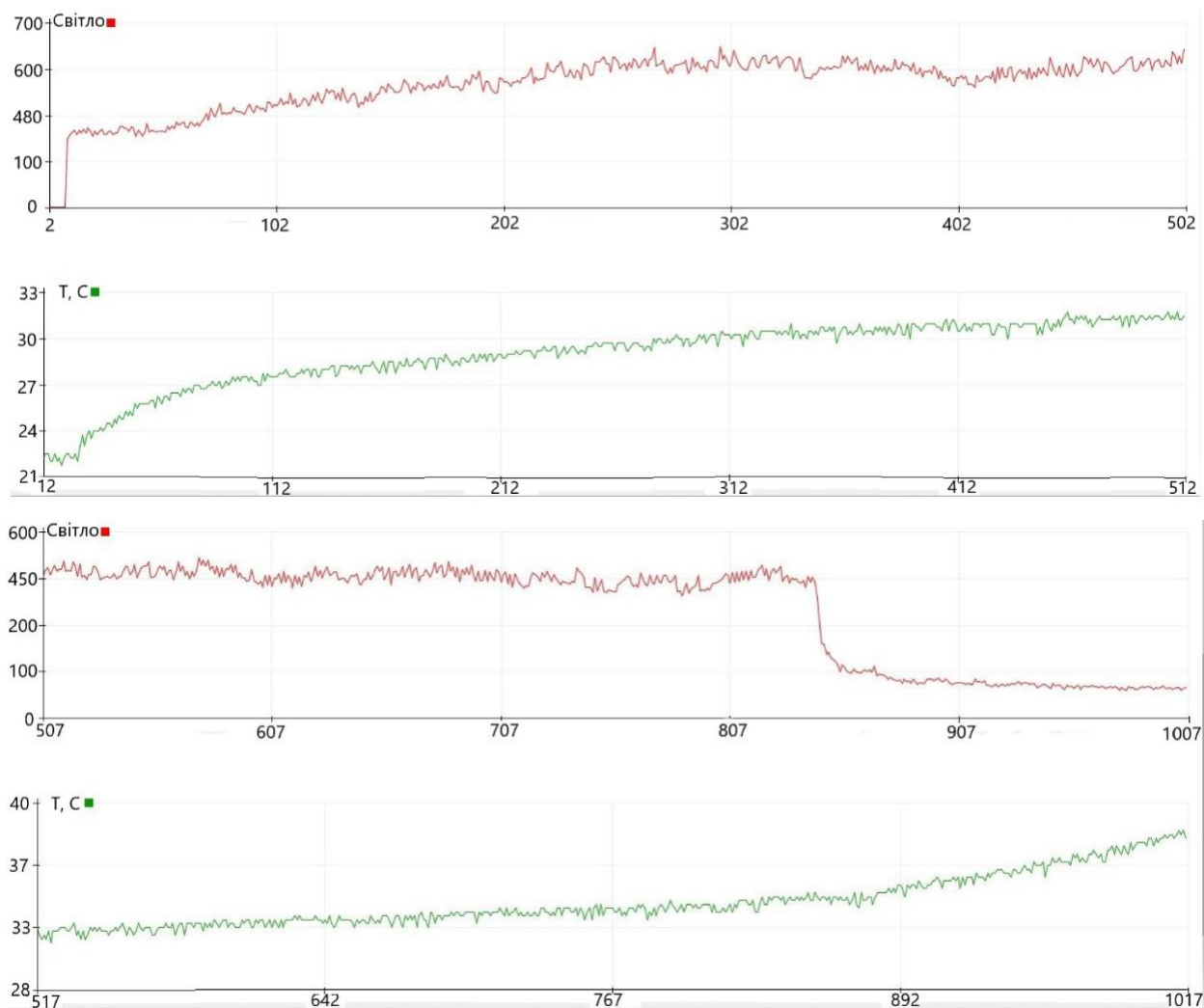


Рис. 3.15. Графіки залежності інтенсивності відбитого світла (Світло) та температури (Е,С) від часу. Зразок 3.5 мм з фокусуючою лінзою 10 см.

Отже, параметри лазерного випромінювання, такі як енергія, тривалість і фокусна відстань лінзи, впливають на глибину проникнення лазерного променя в біотканину. Товщина тканини також важлива: тонкіші шари можуть виявляти більшу чутливість до лазерного впливу.

3.2 Вплив теплопровідності за лазера на біотканини

З теплопровідністю свинячих хребетні м'язові тканини, цілком очікуванно, що лазерне опромінення буде мати обмежений глибинний ефект коагуляції через швидке розсіювання тепла у тканинах. Це може призводити до меншої глибини та меншої розширеності зони коагуляції порівняно з тканинами з меншою теплопровідністю.

Результати впливу лазерної коагуляції на м'язові тканини свині через їхню теплопровідність:

1. Висока теплопровідність м'язової тканини означає, що тепло, яке генерується лазерним променем, швидко поширюється по тканині. Це може обмежити глибину, на яку тепло проникає в тканину.

2. Враховуючи високу теплопровідність м'язової тканини, зона коагуляції може бути меншою, ніж інші типи тканин. Тепло поширюється швидко, тому область, де відбувається згортання крові, може бути обмежена в розмірі.

3. Тепло, що генерується лазером, швидко розсіюється через свинячі хребетні м'язові тканини завдяки їх високій теплопровідності. Тепло не концентрується на великій глибині, а швидко поширюється, тим самим зменшуючи глибину та ширину зони впливу лазерного променя.

Ці фактори важливі для розуміння впливу лазерної коагуляції на м'язову тканину.

ВИСНОВКИ

- Результати огляду показують, що лазер на парах міді демонструє велику ефективність у багатьох медичних сферах, зокрема в дерматології для зварювання судин і глибокої коагуляції.
- За дослідженнями встановлено, що лазер на парах міді, який використовує газорозрядну трубку ГЛ-202, створює потужний світловий промінь у діапазоні від 1 до 4 Вт з миттєвою потужністю імпульсів більше 10 кіловат та здатний викликати денатурацію (коагуляцію) біологічних структур.
- Установа з зазначеними датчиками ефективно вимірює температуру та інтенсивність світла при дії лазера на шкіру в реальному часі.
- Результати досліджень показують, що мідний лазер є ефективним для коагуляції тканин
- Параметри лазерного випромінювання, такі як енергія, тривалість і фокусна відстань лінзи, впливають на глибину проникнення лазерного променя в біотканину. Товщина тканини також важлива: тонкіші шари можуть виявляти більшу чутливість до лазерного впливу.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ

1. Douplik, A., Saiko, G., Schelkanova, I., & Tuchin, V. V.. The response of tissue to laser light. *Lasers for Medical Applications*, — 2013 — 47–109 с.
2. Mohammad Ali Ansari, Ezeddin Mohajerani, *Mechanisms of Laser-Tissue Interaction: I. Optical Properties of Tissue*, Laser Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
3. Яніна В. Глоба, Анатолій І. Іванісік, М. М. Лопійчук, Нелінійна динаміка пропускання лазерного випромінювання м'якими біологічними тканинами у процесі їх розтину, – Вісник Київського університету, Сер. фіз.-мат. наук. — 2004 — 9 с.
4. А. І. Іванісік, С. В. Логвиненко, М. К. Новоселець, П. В. Сидоренко, Дослідження оптичних характеристик м'язових тканин з метою розробки методів об'єктивного контролю для лазерної хірургії. – Вісник Київського університету, Сер. фіз.-мат. наук. – 2002,2 — 10 с.
5. https://www.youtube.com/watch?v=AybdnoNuiXE&ab_channel=%D0%97%D0%B0%D0%BC%D0%B5%D1%82%D0%BA%D0%B8%D0%90%D1%80%D0%B4%D1%83%D0%B8%D0%BD%D1%89%D0%B8%D0%BA%D0%B0
6. *Biological Tissues and Lasers: A Review of Interactions and Applications*, by A.V. Ryzhikov and V.V. Tuchin, *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 22, No. 10, 2017, DOI: 10.1117/1.JBO.22.10.100501
7. *Automated Systems for Laser-Tissue Interaction Studies*, by R.R. Dossand J.C. Williams, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 53, No. 11, 2006, DOI:10.1109/TBME.2006.882605

